

Aus der  
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
Klinik der Universität München  
Direktor: Prof. Dr. Dr. Sven Otto

**Zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen  
mit patientenspezifischen Implantaten (PSI)  
– Literaturübersicht, Fallsammlung  
und Ergebnisse einer Fragebogenaktion**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Anna Katharina Heidbrink

aus  
München

2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. C.-P. Cornelius

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Christoph Pautke

PD Dr. Dr. Matthias Tröltzsch

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 31.10.2024

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1	Anatomische Grundlagen .....	3
1.1.1	Processus condylaris: Basis, Kollum, Caput – Knöchernen Strukturen .....	3
1.1.2	Kiefergelenk .....	7
1.1.3	Discus articularis .....	8
1.1.4	Kapsel- und Bandapparat.....	9
1.1.5	Gefäßversorgung .....	10
1.1.6	Innervation.....	11
1.1.7	Kaumuskulatur .....	13
1.2	Präoperative Diagnostik .....	15
1.3	Frakturen der Kiefergelenkwalze.....	16
1.3.1	Klassifikation von Frakturen des Processus condylaris und seiner Untereinheiten – Historie .....	16
1.3.2	AO CMF Klassifikation der Kiefergelenkfortsatzfrakturen .....	21
1.3.3	Modifikationsvorschläge für das AO CMF Klassifikationssystem für Kiefergelenkfortsatzfrakturen .....	32
1.3.4	Verletzungen des diskoligamentären Apparats.....	36
1.3.5	Behandlungskonzepte von Kiefergelenkwalzenfrakturen – Indikationen/Kontraindikationen von operativer versus konservativer Therapie .....	42
1.3.5.1	Prinzipien der operativen Therapie und Therapieergebnisse der ORIF/CR bei Kiefergelenkwalzenfrakturen .....	42
1.3.5.2	Prinzipien der konservativen Therapie und Komplikationen der CR bei Kiefergelenkwalzenfrakturen .....	49
1.3.6	Osteosynthesetechniken bei Kiefergelenkwalzenfrakturen – Übersicht und Varianten.....	51
1.3.7	Operative Zugangswege zur Frakturzone .....	53
1.3.7.1	Präaurikuläre Zugänge.....	54
1.3.7.2	Retroaurikulärer Zugang .....	58
1.3.8	Reposition .....	61
1.3.8.1	Reapproximierung/Feinadaptation und Temporäre Stabilisierung .....	64
1.3.8.2	Exstirpation des proximalen Gelenkkopffragments .....	67
1.3.8.3	Extrakorporale Reposition und Fixation des Gelenkkopffragments vor Replantation .....	68
1.3.8.4	Überprüfung von Reposition/Repositionsergebnis .....	69
1.3.9	„Rigid Fixation“/Stabilisierungstechniken – En Detail.....	70
1.3.9.1	Miniplatten/Mikroplatten .....	70

1.3.9.2	Schraubenosteosynthese/Schraubentypen/Schraubenlänge/Material.....	74
1.3.9.2.1	Stell-/Positionierungsschrauben versus Zugschraubenprinzip.....	75
1.3.9.2.2	Metallschrauben zur Stabilisierung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen von lateral (LSFPSO) .....	76
1.3.9.2.3	Spezialisierte Zugschrauben – Kanülierte Schrauben .....	78
1.3.9.2.4	Resorbierbare Schrauben – Polymere zur Stabilisierung von Kiefergelenkwalzenfrakturen bei lateraler Osteosynthese .....	80
1.3.9.2.5	Ultraschall aktivierte resorbierbare Pins zur Stabilisierung von Kiefergelenkwalzenfrakturen bei lateraler Osteosynthese .....	82
1.3.9.2.6	Resorbierbare Magnesiumschrauben .....	85
1.3.9.2.7	Befestigungsschrauben im Rahmen der Verwendung von PSI .....	87
1.3.10	CFS (Craniofacial Surgery) „1.8 Modus Medartis“ – System für Gelenkwalzenfrakturen .....	88
1.3.11	Biomechanik – Klassische Testreihen und FEA.....	98
1.3.11.1	Klassische Testreihen .....	98
1.3.11.2	Finite Element Analyse (FEA) .....	101
1.3.12	Komplikationen durch Osteosynthesematerial .....	105
1.3.13	Reposition und Refixation des Diskus nach Osteosynthese einer Walzenfraktur .....	107
1.3.14	Intraoperative Arthroskopie .....	109
1.3.15	Computer-assistierte Chirurgie.....	110
1.3.15.1	Präoperative virtuelle Planung .....	110
1.3.15.2	Intraoperative Bildgebungskontrolle .....	110
1.3.15.3	Intraoperative (opto-magnetische) Navigation .....	111
1.3.16	Postoperative Ergebnisse – Subjektiv und Objektiv .....	112
1.3.17	Aktueller Wissensstand über patientenspezifische Implantate zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen.....	115
1.3.17.1	PSI-Design – Pavlychuk et al. Variante 1.....	118
1.3.17.2	PSI-Design – Pavlychuk et al. Variante 2.....	119
1.3.17.3	PSI-Design – Pavlychuk et al. Variante 3.....	125
<b>2</b>	<b>Fallsammlung .....</b>	<b>131</b>
2.1	Fall 1: Kiefergelenkwalzenfraktur beidseits AO-Typ p/Neff-Typ B .....	131
2.2	Fall 2: Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts.....	137
2.3	Fall 3: In Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C.....	146

2.4	Fall 4: Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze links AO-Typ m/p/Neff-Typ C.....	156
2.5	Fragebogenaktion und Problemstellung.....	172
<b>3</b>	<b>Umfrageaktion – Material und Methoden .....</b>	<b>173</b>
3.1	Konzeption des Fragebogens/Katalogs „Kiefergelenkwalzenfrakturen – Behandlungsverfahren und Perspektiven“ .....	173
3.2	Befragungsmodus .....	175
3.3	Statistische Auswertung/Umfrage-Analyse .....	175
<b>4</b>	<b>Umfrage-Ergebnisse .....</b>	<b>177</b>
4.1	Zur allgemeinen Versorgungssituation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen und Kiefergelenkwalzenfrakturen .....	178
4.1.1	Klassifikation des Frakturtyps und Bildgebungsdiagnostik.....	178
4.1.2	Indikationsstellung und Häufigkeit konservativer oder operativer Behandlungsverfahren .....	181
4.1.3	Erfolgsaussichten konservativer oder operativer Behandlungsverfahren – Prognose .....	182
4.1.4	Eigene Vorgehensweise bei Kiefergelenkwalzenfrakturen .....	183
4.1.5	Patientenspezifische Implantate (PSI) in der operativen Behandlungsstrategie – Ja? oder Nein? – Alternative Behandlungsverfahren .....	184
4.1.5.1	Schraubendurchmesser bei LSFSSO.....	186
4.1.5.2	Schraubendesign und (Applikations-) Funktionsweise (P versus L) bei LSFSSO .....	187
4.1.5.3	Funktionalitäten einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatten (PSI) .....	188
4.1.5.4	Material zur Herstellung eines PSI .....	189
4.1.5.5	Spezialinstrumentarium – „Toolkit Components“ – PSI-Komponenten mit besonderen Funktionalitäten.....	190
4.1.5.5.1	Nutzen einer speziell entwickelten Repositionshilfe/Insertionshilfe – Ja? oder Nein? .....	190
4.1.6	Nutzen eines „Drilling Guides“ – Ja? oder Nein? .....	190
4.2	Patientenspezifisches Design von Osteosyntheseplatten zur Anwendung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen .....	191
4.2.1	Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B.....	192

4.2.1.1	Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B .....	192
4.2.1.2	Gesichtspunkte beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B.....	202
4.2.1.3	Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B.....	203
4.2.1.3.1	AO-Typ p/Neff-Typ B – Dimensionierung von PSI .....	203
4.2.1.3.2	AO-Typ p/Neff-Typ B – Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral .....	203
4.2.1.3.3	AO-Typ p/Neff-Typ B – Ausgangs-/Grundform der PSI .....	205
4.2.1.3.4	AO-Typ p/Neff-Typ B – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – medial und lateral .....	206
4.2.1.3.5	AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein? .....	207
4.2.1.3.6	AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein? .....	207
4.2.1.3.7	AO-Typ p/Neff-Typ B – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO – Ja? oder Nein? .....	207
4.2.1.3.8	AO-Typ p/Neff-Typ B – Beurteilung des Frakturspalts nach Applikation des PSI – Ja? oder Nein? .....	207
4.2.1.3.9	AO-Typ p/Neff-Typ B – Schraubendesign zur PSI Befestigung .....	208
4.2.1.3.10	AO-Typ p/Neff-Typ B – Durchmesser der Befestigungsschrauben für das PSI.....	209
4.2.2	Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C .....	210
4.2.2.1	Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C .....	210
4.2.2.2	Notwendigkeit unterschiedlicher PSI-Designvarianten bei den Frakturen AO-Typ p/Neff-Typ C versus AO-Typ p/Neff-Typ B – Ja? oder Nein? ...	219
4.2.2.3	Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C .....	220
4.2.2.3.1	AO-Typ p/Neff-Typ C – Dimensionierung des PSI .....	220
4.2.2.3.2	AO-Typ p/Neff-Typ C – Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral .....	220
4.2.2.3.3	AO-Typ p/Neff-Typ C – Ausgangs-/Grundform der PSI .....	222
4.2.2.3.4	AO-Typ p/Neff-Typ C – Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf den Frakturseiten – medial und lateral .....	223
4.2.2.3.5	AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein? .....	224

4.2.2.3.6	AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein? .....	224
4.2.2.3.7	AO-Typ p/Neff-Typ C – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO – Ja? oder Nein? .....	224
4.2.2.3.8	AO-Typ p/Neff-Typ C – Beurteilung des Frakturspalts nach Applikation des PSI – Ja? oder Nein? .....	224
4.2.2.3.9	AO-Typ p/Neff-Typ C – Schraubendesign zur PSI Befestigung.....	225
4.2.2.3.10	AO-Typ p/Neff-Typ C – Durchmesser der Befestigungsschrauben für das PSI.....	226
4.2.2.3.11	AO-Typ p/Neff-Typ C – Ergänzende Designkriterien eines PSI.....	226
4.3	Allgemeine Aspekte – Präoperative Diagnostik und Virtuelle Planung bei Verwendung eines PSI .....	227
4.3.1	Allgemeine Aspekte – Diagnostik vor der PSI Planung bzw. Anfertigung .....	227
4.3.2	Allgemeine Aspekte – Virtuelle Planung – Spiegelungsverfahren – Ja? oder Nein? .....	227
4.4	Allgemeine Aspekte – Operative Eingliederung des PSI .....	228
4.4.1	Präoperative Phase bei Verwendung von PSI .....	228
4.4.1.1	Angestrebter Zeitpunkt der Operation nach Trauma.....	228
4.4.1.2	Erforderlicher Zeitraum zur Planung und Herstellung des PSI.....	228
4.4.1.3	IMF/MMF temporär bis zur OP – Ja? oder Nein? .....	229
4.4.1.3.1	IMF/MMF Verfahren .....	229
4.4.2	Allgemeine Aspekte – Zugangswege und intraoperative Vorgehensweisen bei Verwendung von PSI .....	230
4.4.2.1	Argumente für die Wahl des Zugangswegs .....	230
4.4.3	Allgemeine Aspekte – Spezialinstrumentarium zur Insertion von PSI.....	231
4.4.4	Allgemeine Aspekte – Intraoperative Navigation bei PSI Verwendung – Ja? oder Nein? .....	231
4.4.5	Allgemeine Aspekte – Intraoperative Bilddiagnostik .....	232
4.4.6	Allgemeine Aspekte – Behandlung des diskoligamentären Apparats – Ja? oder Nein? .....	232
4.5	Allgemeine Aspekte – Postoperative Vorgehensweise bei der Verwendung von PSI.....	233
4.5.1	Postoperative IMF /MMF – Ja? oder Nein?.....	233
4.5.2	Allgemeine Aspekte – Entfernung von nicht-resorbierbarem Osteosynthesematerial.....	233
4.5.2.1	Zeitpunkt zur Entfernung nicht-resorbierbaren Osteosynthesematerial ..	233
4.5.3	Allgemeine Aspekte – Postoperatives Bildgebungsverfahren .....	234

4.6	Allgemeine Aspekte – Erfolgskontrolle.....	235
4.6.1	Zeitraum bis zur Evaluation des Operationsergebnisses .....	235
4.6.2	Allgemeine Aspekte – Methoden zur objektiven Überprüfung des funktionellen Operationsergebnisses .....	235
4.7	Abschließende Einschätzung der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und C mit einem PSI .....	236
4.7.1	Risiken und potenzielle Schwachstellen der patientenspezifischen Osteosynthese .....	236
4.7.2	Allgemeine Aspekte – Definition Allgemeingültiger Kriterien für ein PSI-Design – Ja? oder Nein? .....	236
4.7.3	Allgemeine Aspekte – Nutzen – Ja? oder Nein? – einer in vitro/FEA (Finite Element Analyse) eines PSI Prototyps.....	237
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>238</b>
5.1	Diskussion der eigenen Fälle .....	238
5.1.1	Fazit aus eigenen Fällen – Gestaltungsmerkmale und Handling eines allgemeingültigen PSI Plattform Designs .....	242
5.2	Diskussion der Fragebogenaktion.....	244
5.2.1	Umfragebeteiligung .....	244
5.2.2	Methodenkritik .....	245
5.2.3	Vorerfahrungen mit der Behandlung von Kiefergelenkwalzenfrakturen (Teil I, Frage 5.1-5.4).....	247
5.2.4	Verwendung von Klassifikationssystemen (Teil I, Frage 1.1-1.4) .....	247
5.2.5	Konservativer versus operativer Therapieansatz (Teil I, Frage 3.1, 4.1, 4.2) –Evidenzen und Versorgungssituation .....	248
5.2.6	Allgemeine Gesichtspunkte zum PSI (Teil I, Fragen 5.5-5.12) .....	249
5.2.6.1	Patientenspezifische Implantate (PSI) in der operativen Behandlungsstrategie – Ja? oder Nein? (Teil I, Frage 5.5).....	249
5.2.6.2	Alternative ORIF Verfahren von Kiefergelenkwalzenfrakturen (Teil I, Frage 5.6).....	250
5.2.6.2.1	Schraubenosteosynthese von lateral – Schraubendesign, (Applikations-) Funktionsweise und Durchmesser der Schrauben bei LSFSSO (Teil I, Frage 5.10 und 5.11).....	251
5.2.6.3	Funktionalitäten einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatte (PSI) (Teil I, Frage 5.7).....	253
5.2.6.4	Material zur Herstellung eines PSI (Teil I, Frage 5.8) .....	253



5.2.6.5	Spezialinstrumentarium – „Toolkit Components“ – PSI-Komponenten zur Reposition und als Insertionshilfe der Schrauben von lateral (Teil I, Frage 5.9, 5.12) .....	255
5.2.7	Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B .....	258
5.2.8	Gesichtspunkte und Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B .....	262
5.2.8.1	Gesichtspunkte beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B (Teil II, Frage 3.1.1).....	262
5.2.8.2	Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B.....	262
5.2.8.2.1	AO-Typ p/Neff-Typ B – Dimensionierung von PSI (Teil II, Frage 3.1.2)..	262
5.2.8.2.2	AO-Typ p/Neff-Typ B – Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral (Teil II, Frage 3.1.3, 3.1.4) .....	263
5.2.8.2.3	AO-Typ p/Neff-Typ B – Ausgangs-/Grundform der PSI (Teil II, Frage 3.1.5).....	263
5.2.8.2.4	AO-Typ p/Neff-Typ B – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – medial und lateral (Teil II, Frage 3.1.6) .....	263
5.2.8.2.5	AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.7).....	264
5.2.8.2.6	AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.8) .....	265
5.2.8.2.7	AO-Typ p/Neff-Typ B – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.9).....	266
5.2.8.2.8	AO-Typ p/Neff-Typ B – Beurteilung des Frakturspalts nach der Applikation des PSI – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.10) .....	266
5.2.8.2.9	AO-Typ p/Neff-Typ B – Schrauben zur PSI Befestigung (Teil II, Frage 3.1.11, 3.1.12).....	267
5.2.9	Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C .....	267
5.2.10	Notwendigkeit unterschiedlicher PSI-Designvarianten bei den Frakturen AO-Typ p/Neff-Typ C versus AO-Typ p/Neff-Typ B – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.1, 3.2.2).....	269

5.2.11	Gesichtspunkte und Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C.....	271
5.2.11.1	Übereinstimmende Merkmale der PSI bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C und AO-Typ p/Neff-Typ B .....	271
5.2.11.1.1	Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral (Teil II, Fragen 3.2.4, 3.2.5) .....	271
5.2.11.1.2	AO-Typ p/Neff-Typ C – Ausgangs-/Grundform der PSI (Teil II, Frage, 3.2.6).....	272
5.2.11.1.3	AO-Typ p/Neff-Typ C – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – medial (Teil II, Frage 3.2.7a) .....	272
5.2.11.1.4	AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.8).....	273
5.2.11.1.5	AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.9) .....	273
5.2.11.1.6	AO-Typ p/Neff-Typ C – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.10).....	273
5.2.11.1.7	AO-Typ p/Neff-Typ C – Beurteilung des Frakturspalts nach Applikation des PSI – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.11).....	273
5.2.11.1.8	AO-Typ p/Neff-Typ C – Schrauben zur PSI Befestigung (Teil II, Frage 3.2.12, 3.2.13).....	274
5.2.11.2	Unterschiede in der PSI Gestaltung bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C gegenüber PSI bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B .....	274
5.2.11.2.1	AO-Typ p/Neff-Typ C – Dimensionierung des PSI (Teil II, Frage, 3.2.3).....	274
5.2.11.2.2	AO-Typ p/Neff-Typ C – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – lateral (Teil II, Frage 3.2.7b).....	274
5.2.12	Allgemeine Aspekte – Präoperative Diagnostik und Virtuelle Planung bei Verwendung eines PSI (Teil II, Frage 4.1, 4.2) .....	275
5.2.13	Allgemeine Aspekte – Präoperative Phase bei Verwendung von PSI – Zeitraum bis zum Eingriff, Bearbeitungszeit PSI, MMF/IMF (Teil II, Frage 5.1-5.5).....	276
5.2.14	Allgemeine Aspekte – Zugangswege und intraoperative Vorgehensweisen bei Verwendung von PSI (Teil II, Frage 5.6-5.11).....	277
5.2.14.1	Zugangsweg zur Frakturversorgung (Teil II, Frage 5.6, 5.7).....	277
5.2.14.2	Allgemeine Aspekte – Spezialinstrumentarium zur Insertion von PSI (Teil II, Frage 5.8).....	278

5.2.14.3	Allgemeine Aspekte – Intraoperative Navigation bei PSI Verwendung – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 5.9) .....	278
5.2.14.4	Allgemeine Aspekte – Intraoperative Bilddiagnostik (Teil II, Frage 5.10)	278
5.2.14.5	Allgemeine Aspekte – Behandlung des diskoligamentären Apparats – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 5.11) .....	279
5.2.15	Allgemeine Aspekte – Postoperative Vorgehensweise bei der Verwendung von PSI (Teil II, Frage 6.1-6.5).....	279
5.2.15.1	Postoperative IMF/MMF – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 6.1).....	279
5.2.15.2	Allgemeine Aspekte – Entfernung von nicht-resorbierbarem Osteosynthesematerial (Teil II, Frage 6.2, 6.3).....	280
5.2.15.3	Allgemeine Aspekte – Postoperatives Bildgebungsverfahren (Teil II, Frage 6.4).....	281
5.2.16	Allgemeine Aspekte – Erfolgskontrolle.....	281
5.2.16.1	Methoden zur objektiven Überprüfung des funktionellen Operationsergebnisses (Teil II, Frage 6.6).....	281
5.2.17	Abschließende Einschätzung der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B, C mit einem PSI .....	282
5.2.17.1	Risiken und potenzielle Schwachstellen der patientenspezifischen Osteosynthese (Teil II, Frage 7.1).....	282
5.2.17.2	Definition Allgemeingültiger Kriterien für ein PSI-Design – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 7.3).....	282
5.2.17.3	Allgemeine Aspekte – Nutzen – Ja? oder Nein? – einer in vitro/FEA (Finite Element Analyse) eines PSI Prototyp (Teil II, Frage 7.4).....	283
5.2.18	Fazit der Fragebogenaktion – Gestaltungsmerkmale und Handling eines allgemeingültiges PSI Plattform Design.....	283
5.2.19	Quintessenz: PSI Prototyp Design zur Versorgung von Walzenfrakturen vom AO-Typ p .....	285
5.3	Schlussbetrachtung und Ausblick .....	312
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>315</b>
<b>7</b>	<b>Verzeichnisse.....</b>	<b>321</b>
7.1	Literaturverzeichnis .....	321
7.2	Abkürzungsverzeichnis .....	352
<b>8</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>354</b>

<b>9</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>382</b>
<b>10</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>383</b>
<b>11</b>	<b>Eidesstattliche Erklärung .....</b>	<b>384</b>

# 1 Einleitung

Bei circa 16-56 % aller Unterkieferfrakturen bestehen isolierte oder assoziierte Kiefergelenkfortsatzfrakturen in verschiedenen Varianten (Ramakrishnan et al. 2021, Kozakiewicz und Walczyk 2023). Kiefergelenkwalzenfrakturen können sowohl uni- als auch bilateral auftreten, das Verhältnis beträgt hierbei 4:1 (Neff 2019).

Kiefergelenkfortsatzfrakturen entstehen häufig indirekt, insbesondere infolge einer Kräfteinwirkung auf den Corpus oder Ramus mandibulae, von wo aus die Kräfte auf die Gelenkfortsatzregion übertragen werden (Ramakrishnan et al. 2021, Goots et al. 2022). Die operative Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze im Erwachsenenalter findet zunehmendes Interesse und etabliert sich in immer mehr klinischen Institutionen zum Routineverfahren. Der Grund hierfür sind die vergleichsweise ungünstigen funktionellen Ergebnisse nach konservativer Frakturbehandlung (Neff 2003, Hlawitschka et al. 2005, Schneider et al. 2008, Boffano et al. 2014, Neff 2019).

Bei der „open reduction and internal fixation“ (ORIF) von Frakturen der Kiefergelenkwalze kamen zur Fixation des kleinen (auch proximal oder medial genannten) Fragments Plattensysteme, Kortikalisschrauben (Rasse 2000) und Kleinfragmentschrauben (Neff et al. 2004, Neff et al. 2005) oder resorbierbare Schrauben (Umstadt et al. 2000) sowie Pins (Schneider et al. 2013) zur Anwendung.

Dabei wird die Fixation von der Lateralseite des Ramus Frakturendes mit Titan-schrauben mit Durchmessern von 1,7-2,0 mm momentan noch am häufigsten verwendet (Umstadt et al. 2000, Neff et al. 2004, Neff et al. 2005, Schneider et al. 2013, Xin et al. 2014, Smolka et al. 2018). Die laterale Osteosynthese unter Verwendung von zwei 2,0 mm Titan Osteosyntheseschrauben zur Rotationsicherung wurde zuerst von Rasse (1993) beschrieben und später durch 1,7 mm Kleinfragmentschrauben von Neff et al. (2004, 2005) weiterentwickelt.

Die exakte anatomische Reposition der Fragmente mit struktureller Wiederherstellung des Kiefergelenks beim operativen Vorgehen ermöglicht bessere morphologische und funktionelle Ergebnisse als konservative Behandlungsansätze (Eckelt et al. 2006, Boffano et al. 2014, Al-Moraissi und Ellis III 2015, Kolk und Neff 2015).

Die operative Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen gilt im Gegensatz zu Frakturen an der Gelenkbasis oder im Kollumbereich als technisch schwierig („difficult-to-treat fractures“) (Kozakiewicz und Walczyk 2023), zeitaufwendig und infolgedessen lange Zeit als wenig praktikabel.

Die technischen Fortschritte der Bildgebung – Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT) – haben jedoch zu einer differenzierten Diagnostik von Frakturen der Kiefergelenkwalze geführt.

Vom Einsatz moderner Technologien wie bildgebungsbasierten, computergestützten Verfahren zur Operationsplanung und -durchführung, der sogenannten computer-assistierten Chirurgie lassen sich Vereinfachungen beim operativen Prozedere erwarten. So sollen patientenspezifische Implantate (PSI) zur Reposition, Präfixierung und Fixation helfen, die operative Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen zu erleichtern (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020c).

Basierend auf CT-Datensätzen erfolgt eine virtuelle Reposition der Fragmente in originärer Position mit anschließendem computerunterstütztem Design eines PSI zur passgenauen Wiederherstellung und Aufrechterhaltung der individuellen anatomischen Verhältnisse. Trotz seiner Singularität besitzt jedes PSI – den topografisch und funktionell anatomischen Gegebenheiten der Kiefergelenkfortsatzregion sowie der operativen Zugänglichkeit entsprechend – eine Reihe allgemeiner Charakteristika und Eigenschaften, die es zulassen, einen Proto- oder Archetypen zu definieren, der dann als leicht zu modifizierende Ausgangsbasis zur Herstellung individualisierter Implantate dienen kann.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, ein Anforderungsprofil sowie prinzipiell gültige Kriterien für einen PSI Prototypen mit einem derartigen „Fundamental Design“ zu formulieren.

Der aktuelle Stand des Wissens zur chirurgischen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen und zur Verwendung von PSI wird in einer Literaturübersicht dargestellt. Darauf folgt eine Kasuistik von 4 Patienten die an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der LMU München ein PSI zur Behandlung einer Kiefergelenkwalzenfraktur erhielten. Es schließt sich eine kritische Würdigung der Eignung bzw. der Vor- und Nachteile des jeweils verwendeten PSI-Designs an.

Darüber hinaus werden die Ergebnisse aus einer Fragebogenaktion aufgezeigt, die im Anschluss an den DGMKG (Deutsche Gesellschaft für Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie) Kongress 2018 in Dresden (Hauptthema 2: Traumatologie des Kiefergelenkfortsatzes) mit zweifacher Absicht an die Lehrstuhlinhaber und leitenden OÄ der Universitätskliniken sowie an die Chefärzte/Leitenden Ärzte der MKG-Abteilungen in den nicht akademischen Krankenhäusern (Österreich, Schweiz, BRD) gerichtet worden war. Zuerst ging es um die Interessenlage und klinische Realität zur operativen Versorgung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen in der BRD, im Besonderen bei Walzenfrakturen.

Im Anschluss wurden die Meinungen zur Verwendung und möglichem Nutzen von PSI sowie die Vorstellungen zu den fundamentalen Designkriterien (normativen Grundsätzen) für PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen und deren m- und p- Subtypen abgefragt. Der Sinn dahinter bestand in der Suche nach möglichen Anregungen zu

neuartigen und/oder optimierten Ideen sowie in etwaigen Vergleichen und der Überprüfung mit Erfahrungen bei der PSI Gestaltung in der eigenen Patientenreihe.

## 1.1 Anatomische Grundlagen

### 1.1.1 Processus condylaris: Basis, Kollum, Caput – Knöchernen Strukturen

Die Mandibula hat einen bilateral symmetrischen Aufbau (Abbildung 1.1-1). Über die zentrale Symphyse sind die Corpora mandibulae verbunden, an die sich jeweils Angulus und der ascendierende Ramus mandibulae anschließen. Aus der Verlängerung des Ramus mandibulae geht nach kranial der Processus coronoideus sowie der Processus condylaris hervor (Cornelius et al. 2014). Die knöchernen Einziehung zwischen beiden Fortsätzen wird als Incisura mandibulae bezeichnet.

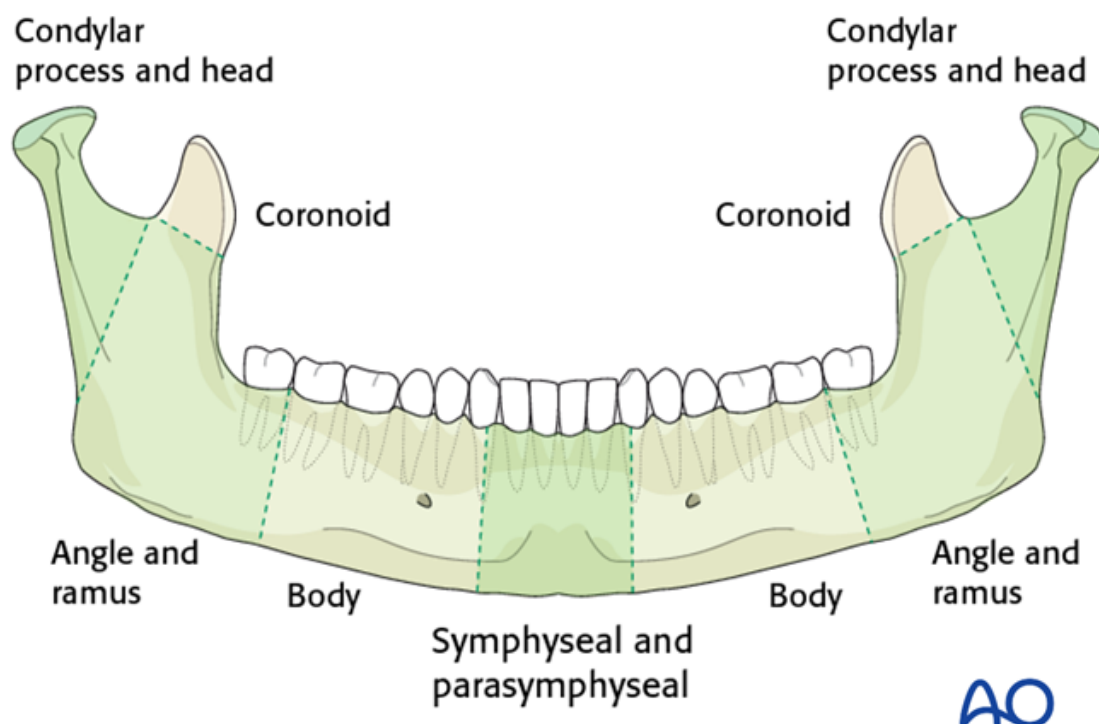


Abbildung 1.1-1 Mandibula mit Einteilung in anatomische Regionen. Aus: AOCMF Level 2 - Klassifikation für Unterkieferfrakturen (Cornelius et al. 2014) (Quelle: <https://surgeryreference.aofoundation.org/cmft/trauma/mandible/further-reading/terminology#%20fracture-location>)

Der Processus condylaris wird unterteilt in die Kiefergelenkfortsatzbasis und das Collum mandibulae, an das sich nach kranial das mit Faserknorpel überzogene, walzenartige Kieferköpfchen, Caput mandibulae anschließt. Die Gelenkfortsatzbasis entspricht dem

Bereich der posterioren Unterstützungsfläche entlang des Ramus mandibulae (Neff et al. 2017). Sie wird durch die „Incisura-sigmoidea-Linie“ gegenüber dem Kollum abgeteilt. Von der „Masseteric Notch Linie“ wird die untere Gelenkfortsatzbasis nach kaudal abgegrenzt, um damit zugleich den hinteren Giebelfuß der Ramus Subregion festzulegen (Cornelius et al. 2013).

Bei der Bezeichnung „Condylus“ bzw. „Kondylus“ handelt es sich um einen Begriff mit nicht einheitlicher Bedeutung, der sowohl mit dem Caput mandibulae als auch mit dem gesamten Processus condylaris gleichgesetzt wird. Im Folgenden ist unter der Benennung „Kondylus“ das Kiefer- oder Gelenkköpfchen im engen Sinne zu verstehen.

In der Ansicht von kranial weist dieses Gelenkköpfchen eine querovale, ellipsoide (d.h. walzenartige) Form auf. Der Krümmungsradius des Kieferköpfchens beträgt durchschnittlich 2,4 mm am medialen Walzenpol und 2,3 mm im Bereich der lateralen Polzone (Lang 1995).

Es besteht eine Anteversion des Kieferköpfchens gegenüber dem Kollum von circa 30 Grad. Ein größerer Ramuswinkel ist häufig mit einer größeren Anteversion des Kieferköpfchens assoziiert (Lang 1995).

In antero-posteriorer Richtung misst das Gelenkköpfchen durchschnittlich 6,5 mm im Wechselgebiss und 7,3 mm im permanenten Gebiss. Der Durchmesser in latero-medialer Richtung beträgt circa 21 mm. Es bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede. Bei Männern misst diese transversale Breite durchschnittlich 21,8 mm, während sie bei Frauen 18,7 mm beträgt (Neff 2003).

Das Gelenkköpfchen ist aus spongiosum und kortikalem Knochengewebe aufgebaut. Die Spongiosa besteht aus einem Netzwerk von Knochenbälkchen (Trabekel), die entlang der Hauptspannungslinien des Knochens (Trajektorien) orientiert sind sowie dem dazwischenliegenden Markraum. Die Trajektorien verlaufen entlang der größten Zug- und Druckbelastung des Knochens. Im Bereich des Processus condylaris sind sie vertikal ausgerichtet (Standlee et al. 1981). Die Spongiosa ist von einer kompakten Kortikalis umgeben.

Die artikulierenden Gelenkflächen sind beim Erwachsenen von Faserknorpel überzogen. Antero-kranial, in der Zone kompressiver Belastung, weist der Knorpel ein Kollagen Typ II-Fasernetzwerk auf (Neff 2003).

Nicht nur die Größe, sondern auch die Morphologie des Caput mandibulae können vielgestaltig sein.



Mongini klassifizierte fünf verschiedene Haupttypen (1-5) sowie drei weitere Subtypen (6-8) (Abbildung 1.1-2) (Mongini 1975, Mongini 1977).

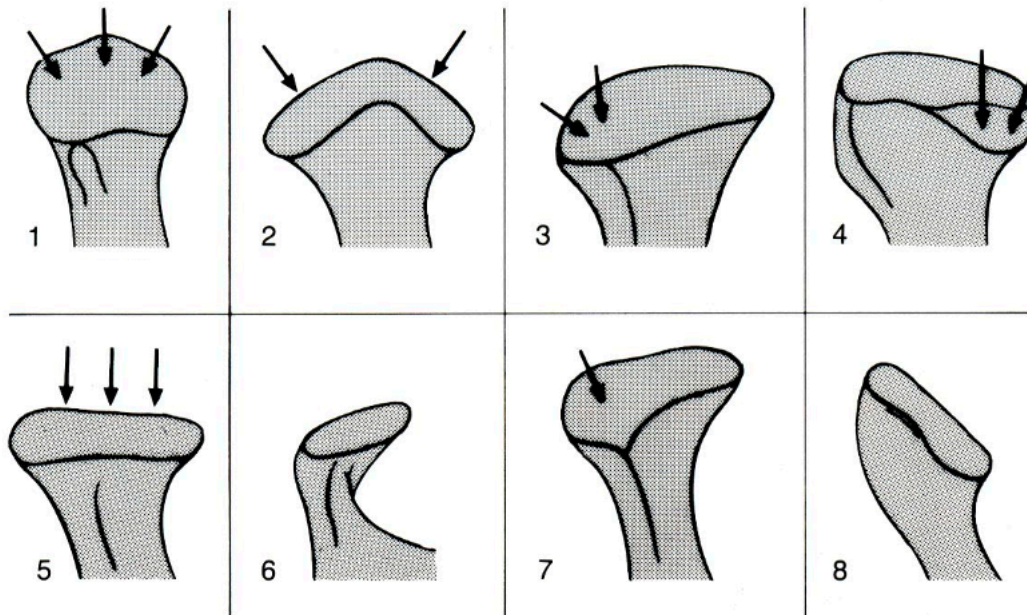


Abbildung 1.1-2 Formvarianten der fünf Haupt- (1-5) und der drei Subtypen (6-8) des Caput mandibulae nach Mongini (Quelle: Lang J (1995) Clinical anatomy of the masticatory apparatus and peripharyngeal spaces. Georg Thieme Verlag/Thieme Medical Publishers, Stuttgart New York)

Der Typ 1 ist durch eine rundliche Giebelform mit symmetrischen Abhängen gekennzeichnet.

Beim Typ 2 haben die medialen und lateralen Giebelabhänge einen Neigungswinkel jeweils steiler als 15 Grad.

Der Typ 3 hat eine breite und steile, nach anterior gerichtete laterale Giebelfläche. Beim Typ 4 ist hingegen die mediale Giebelfläche steiler und nach anterior ausgerichtet.

Der Typ 5 weist kranialwärts keine Neigung nach medial oder lateral auf, sondern hat eine horizontal plane oder konvexe Oberfläche, letztere kann zusätzlich nach anterior abgerundet sein (Lang 1995).

Der Subtyp 6 ist durch ein schlankes Caput mandibulae mit rückwärtiger Abflachung gekennzeichnet.

Beim Subtyp 7 ist eine dreieckige Aufweitung der lateralen Giebelfläche, entsprechend einem ausgeprägten Knochenkamm auf dem Vorderrand des Processus condylaris, beschrieben.

Der Subtyp 8 ist gekennzeichnet durch eine mehr oder weniger stark ausgeprägte Absenkung der posterioren Oberfläche.

Formasymmetrien des Kondylus rechts und links treten in 21 % der Fälle auf (Lang 1995).

Die Form von Processus condylaris und Caput mandibulae wird beeinflusst durch die Morphologie und die Orientierung der inserierenden Muskulatur, insbesondere des M. temporalis und M. masseter (Yamashita et al. 2020).

Yamashita et al. (2020) fanden als weitere relevante Faktoren die Dentition und Okklusion. Bei einem tiefen Biss soll die Oberseite der Kiefergelenkwalze anterior steiler stehen als bei einem flachen Biss (Lang 1995). Zahnverluste führen zu einer verringerten Knochendichte der Kortikalis und zur Verjüngung der Trabekel in der darunterliegenden Spongiosa (Yamashita et al. 2020).

Weiter besteht ein sexueller Dimorphismus des Kieferköpfovolumens. Bei Männern ist das Volumen größer als bei Frauen, was durch die höheren Kaukräfte und ein konsekutiv verstärktes Knochenremodeling erklärt wird (Yamashita et al. 2020).

Die Konvexität der Oberfläche des Kieferköpfs nimmt mit dem Alter durch degenerative Veränderungen zunehmend ab (Ishibashi et al. 1995).

Shilo et al. (2019) stellten einen Zusammenhang von morphologischen Parametern und dem Auftreten von Kiefergelenkfortsatzfrakturen, also auch Frakturen der Kiefergelenkwalze, fest. Kleine Kieferwinkel, eine größere Ramushöhe und kurze Mandibulae (gemessen an der Länge des Corpus mandibulae von Gonion bis Menton) wurden unter anderem als prädisponierend identifiziert. Ein schmales Collum mandibulae soll Frakturen in dieser Region begünstigen.

Ramakrishnan et al. (2021) fanden in einer retrospektiven CT-Studie heraus, dass unilaterale Kiefergelenkwalzenfrakturen mit zwei Formvarianten des Caput mandibulae assoziiert waren. Flache Gelenkköpfchen erwiesen sich anfälliger für Frakturen als runde Gelenkköpfchen. Letztere sollen in der Lage sein, größere externe Kräfte zu tolerieren.

### 1.1.2 Kiefergelenk

Die ossären Kiefergelenkkomponenten bestehen aus dem Processus condylaris und der Fossa (glenoidalis) mandibularis der Pars squamosa ossis temporalis. Posterior wird das Gelenk von der Pars tympanica des Os temporale begrenzt, die gleichzeitig die vordere Gehörgangswand bildet (Lang 1995).

Das kegelförmige Tuberculum postglenoidalis ist eine aus einer lateralen Verdickung der Fossa articularis hervorgegangene, knöcherne Prominenz. Sie befindet sich direkt vor dem Meatus acusticus externus und bildet die hintere Wand der Gelenkgrube (Katsavrias und Dibbets 2002).

Das temporomandibuläre Gelenk (TMJ) ist paarig angelegt und hat eine gemeinsame bilateral abgestimmte („bikondyläre“) Funktionsweise, entsprechend einer Arbeits- und Nicht-Arbeitsseite (Lang 1995). Nach theoretischer Beweislage handelt es sich um ein lasttragendes Gelenk. Eine Bestätigung dieser Theorie durch direkte Messungen ist schwierig. Die Morphologie der Gelenke ist einzigartig und findet an den Artikulationen im übrigen menschlichen Skelett keine Entsprechung (Sidebottom und Gupta 2020). Der Aufbau des Gelenks ist synovial, d.h. die artikulierenden Gelenkflächen sind von Knorpel überzogen und der dazwischen befindliche Gelenkinnenraum ist mit Synovialflüssigkeit gefüllt. Außen ist jedes Gelenk von einer komplex-gestalteten fibro-ligamentären Kapsel umgeben (Sidebottom und Gupta 2020). Funktionell ist das Kiefergelenk als ein ginglymo-arthrodiales bzw. Scharnier (= Ginglymus) - Gleit (= Arthrodia) Gelenk einzustufen, wobei es neben der Rotation um eine Transversalachse und Translationsbewegung in der Sagittalebene weitere Freiheitsgrade (z.B. Side Shift) besitzt (Lang 1995, Sidebottom und Gupta 2020).

Der faserknorpelige Discus articularis unterteilt das TMJ in ein kraniales (disco-temporales) und kaudales (discomandibuläres) Kompartiment (Sidebottom und Gupta 2020). Auf der Unterseite liegt der Knorpelüberzug des walzenförmigen Caput mandibulae dem Diskus formschlüssig an, der als die kaudale bewegliche Komponente des Kiefergelenks fungiert.

### 1.1.3 Discus articularis

Der bikonkave – verdickte Rand mit Bildung einer peripheren Ringstruktur um eine zentrale Depressionszone – Discus articularis vergrößert die Kontaktfläche zwischen den irregulären Oberflächen von Fossa und Gelenkkopf und bewirkt damit eine Verteilung und Dämpfung kompressiver Belastungsspitzen beim Kauen. Scharnier- und Gleitbewegungen werden durch den Diskus funktionell getrennt und erfolgen separat im unteren bzw. oberen Kompartiment des Gelenks. Die Flexibilität des Diskus, infolge seines hohen Wassergehalts und seiner viskoelastischen Eigenschaften, reduziert die Reibung, indem der Diskus zu Beginn und Ende der Kiefer- Öffnungs- bzw. Schließbewegungen stationär in Kongruenz mit der Oberfläche der Kiefergelenkwalze gehalten wird (Bumann et al. 2000).

Der Discus articularis hat glatte Oberflächen und besteht aus Faserknorpel (Typ I). Das zentrale Areal des Diskus ist avaskulär und nicht innerviert.

In sagittaler Richtung können am Diskus eine Pars anterior (anteriores Band), eine vergleichsweise dünne Pars intermedia und eine Pars posterior (posteriores Band), unterschieden werden. Anterior ist der Discus articularis mit dem oberen Kopf des M. pterygoideus lateralis verbunden. Fasern des Caput inferius können ebenfalls am Diskus einstrahlen (Bumann et al. 2000).

Die Kollagenfasern der Pars anterior und posterior verlaufen transversal, wodurch ein großer sagittaler Bewegungsspielraum des Diskus in Relation zum Kondylus gewährleistet wird.

Über diese Fasern besteht eine Anheftung des Diskus am medialen und lateralen Kondylenpol. In der Pars intermedia sind die Kollagenfasern sagittal orientiert (Bumann et al. 2000).

Zirkulär, entlang seines verdickten Außenrings, ist der Discus articularis mit der Kiefergelenkkapsel verbunden. Kollagenfasern der Pars anterior sind am Tuberculum articulare, der Eminentia articularis und der Unterseite der Squama temporalis befestigt. Fasern aus tieferen Schichten des Diskus sind mit dem Kollum verbunden. Weitere Fasern verlaufen zur Kaumuskulatur (Lang 1995).

Dorsal inseriert ein als bilaminäre Zone bezeichnetes Aufhängungsband am Diskus (Lang 1995). Sie setzt sich aus dem stratum superius und dem stratum inferius zusammen. Dazwischen interponiert liegt das gefäßreiche Genu vasculosum mit Nerven, lockerem Bindegewebe und Fett (Bumann et al. 2000).

Während das dickere Stratum superius ein lockeres Netzwerk aus elastischen und kollagenen Fasern und Fettgewebe aufweist, enthält das Stratum inferius wenig dehnbare kollagenes Bindegewebe (Bumann et al. 2000, Siéssere et al. 2017). Die

dazwischenliegende Schicht wird als retrodiskales Fettpolster bezeichnet (Siéssere et al. 2017).

Es besteht eine Anheftung des Stratum superius dorsal am Processus glenoidalis, am knöchernen und knorpeligen Gehörgang sowie an der Faszie der Glandula parotidea (Bumann et al. 2000). Außerdem ist das Stratum superius am Hinterrand der Fossa mandibularis des Os temporale und an der Fissura petrotympanica fixiert.

Das Stratum inferius ist posterior am Gelenkköpfchen befestigt (Langendoen et al. 1997).

Das Stratum superius ermöglicht die Translation des Kondylus. Durch das Stratum inferius wird der Diskus auf dem Gelenkköpfchen fixiert (Siéssere et al. 2017).

#### 1.1.4 Kapsel- und Bandapparat

Das Kiefergelenk ist von einer gefäßreichen Gelenkkapsel umgeben. Die fibroelastischen Faserstrukturen der Kapsel reichen kranial vom Os temporale zwischen der Eminentia und dem Tuberculum glenoidale posterior bis zu einer streifenförmigen Manschette, die den hohen Gelenkhalsbereich bzw. die unmittelbare Peripherie der Gelenkwalze ringsum einfasst (vgl. Abbildung 1.3-1). Die kranialen und kaudalen Verlaufsgrenzen dieser Ansatzzone variieren dabei in der Höhe.

Das Innere der Gelenkkapsel ist von einer Synovialmembran ausgekleidet. Die produzierte Synovialflüssigkeit dient der Ernährung des avaskulären Gelenkknorpels sowie der Lubrikation mit konsekutiver Reduktion der Friktion im Gelenkspalt (Bumann et al. 2000). Die Ligamente in der engeren (Lig. sphenomandibulare) und weiteren (Lig. stylomandibulare) Umgebung der Gelenkkapsel sorgen einerseits für die Stabilisierung, andererseits geben sie den Bewegungsspielraum des Kiefergelenks vor.

Das Ligamentum laterale (Lig. temporomandibulare) entspricht einer Verdickung der lateralen Gelenkkapsel. Es erstreckt sich dorso-kranial vom Jochbogen aus in etwa 45° Richtung zur Lateralfläche und Rückseite des Gelenkhalses. Ein kurzer horizontaler Faserbündelanteil verläuft außerdem zum lateralen Pol des Kondylus mit Befestigung an dessen Dorsalfläche. Während die schrägen Fasern die Kieferöffnung limitieren, schränkt das horizontale Bündel die Retrusion und die Laterotrusion ein (Lang 1995).

Das Ligamentum otomandibulare verläuft einerseits vom Malleus zum Discus articularis (Lig. disco-malleolare oder „Pinto Ligament“) und andererseits zur Lingula mandibulae (Lig. malleo-mandibulare), womit eine direkte Verbindung zwischen Mittelohr und Kiefergelenk hergestellt wird. Bei Durchtrennung des Lig. malleo-mandibulare im Rahmen einer Operation am Kiefergelenk kann es folglich zur Beeinträchtigung der Schallübertragung bis hin zur Schwerhörigkeit kommen (Khanal et al. 2017).

Bei Bewegungen des Kiefergelenks trägt das „Pinto Ligament“ zur Anspannung der Synovialmembran bei, wodurch einer Kompression derselben durch die benachbarten Knochenstrukturen vorgebeugt wird (Mérida-Velasco et al. 2012). Wenngleich das Lig. disco-malleolare auch für die primäre Bewegung des Kiefergelenks nicht relevant ist, so kann es bei einer Überdehnung zur anterioren Diskusverlagerung, Kieferluxation oder zur Hypermobilität des Discus articularis kommen (Khanal et al. 2017).

#### 1.1.5 Gefäßversorgung

Die arterielle Blutversorgung des Caput mandibulae erfolgt über die terminalen Äste der A. carotis externa, nämlich die A. maxillaris (weiter über die A. temporalis profunda posterior und Äste der A. meningea media) und die A. temporalis superficialis (z.B. weiter über die A. tympanica) (Voy und Fuchs 1980). Die Angaben zur Konstanz und zum proportionalen Beitrag bei der Versorgung des Gelenkkopfs variieren (Toure 2018). Die Äste der A. transversa faciei und der A. masseterica sind ebenfalls in die Vaskularisation des Kieferköpfchens und der Gelenkkapsel involviert. Zusammengesehen ergibt die räumliche Anordnung all dieser Arterien in der Horizontalebene die Form eines Vierecks, wovon das Caput umgeben ist (Toure 2018).

Die direkten Äste der A. maxillaris zum M. pterygoideus lateralis setzen sich sowohl bis in den knöchernen Insertionsbereich (Fovea pterygoidea) unterhalb des Caput mandibulae als auch in den vorderen Teil des Discus articularis fort (Toure 2018).

Die Relevanz der A. alveolaris inferior für die Vaskularisation des Processus condylaris und des Caput mandibulae wird nicht einheitlich beurteilt. Während sie auf der einen Seite als inkonstant und rudimentär angegeben wird (Toure 2018), wird sie andererseits als Hauptquelle der arteriellen Blutversorgung des Caput mandibulae bewertet (Wysocki et al. 2012).

Unter klinischen Aspekten können sich interindividuelle Varianten in der arteriellen Vaskularisation des Kiefergelenks bei Frakturen im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes ungünstig auswirken (Mérida-Velasco et al. 2012). Beispielsweise kann es bei Frakturen im Bereich des lateralen Walzenpols oder auch iatrogen bei der Reposition und Fixation zur Nekrose des nur noch über den oberen Kopf des M. pterygoideus lateralis versorgten medialen Walzenfragments kommen (Wysocki et al. 2012).

Das venöse Drainagesystem besteht aus einem Netzwerk der V. temporalis superficialis, der V. retromandibularis und des Plexus pterygoideus.

### 1.1.6 Innervation

Die Innervationsverhältnisse im Einzugsbereich der Ohrmuschel müssen bei Auswahl eines geeigneten chirurgischen Zugangswegs zum Kiefergelenk berücksichtigt werden.

Das Kiefergelenk bzw. seine Kapsel und die äußeren Diskusanteile werden sensorisch durch die Rr. articulares von drei Ästen des N. mandibularis (V3), nämlich dem N. auriculotemporalis, dem N. temporalis profundus und dem N. massetericus versorgt (Fernandes et al. 2003).

Bei den sensorischen Ästen des in Lehrbüchern üblicherweise als motorisch klassifizierten N. massetericus (frühere Bezeichnung N. masticatorius) soll es sich vornehmlich um propriozeptive Afferenzen handeln (Griffin und Harris 1975).

Unterhalb des Foramen ovale verlässt der N. auriculotemporalis die Fossa infratemporalis in dorso-lateraler Richtung, bildet meist eine Schlinge um die A. meningea media und gibt kleinere Rami zum Ggl. oticum ab, passiert den Zwischenraum auf der Innenseite des Gelenkhalses und dem Ligamentum sphenomandibulare bevor er Äste zu den hinteren Kiefergelenkstrukturen (Kapsel, Diskus) abgibt und dann weiter aufwärts in die Präaurikular- und Schläfenregion zieht (Schmidt et al. 1998). Auf diesem Weg gibt der Nerv zahlreiche weitere feine Äste zu Gehörgang, Außenseite des Trommelfells, Parotis und zur Kommunikation mit dem N. facialis ab (Schmidt et al. 1998, Fernandes et al. 2003, Sidebottom und Gupta 2020). Der N. auriculotemporalis verläuft auf einem Niveau etwa 10-13 mm unterhalb der Kranialfläche des Kieferköpfchens und etwa 1-2 mm posterior des Kollums. Eine mechanische Irritation des N. auriculotemporalis durch benachbarte Strukturen des Kiefergelenks ist daher unwahrscheinlich (Fernandes et al. 2003).

Der N. temporalis profundus posterior tritt in die rostro-mediale Fusionszone zwischen Diskus und der Gelenkkapsel ein. Zudem versorgt er das Periost der Crista infratemporalis (Lang 1995).

Der N. massetericus gibt vier Äste zu den Strukturen des Kiefergelenks ab. Sie versorgen die vorderen Strukturen des Kiefergelenks (Kapsel, Diskus) und den oberen Gelenkraum (Lang 1995). Die ersten beiden Äste ziehen zur antero-medialen Oberfläche der Gelenkkapsel. Der dritte und der vierte Ast des N. massetericus ziehen von rostral zum antero-lateralen Anteil der Gelenkkapsel (Lang 1995).

Vom Ganglion oticum ziehen autonom-vegetative Fasern zur medialen und rostralen Seite der Kapsel. Zudem gelangen parasymphatische Fasern aus dem Ganglion über Äste des N. facialis zum Diskus (Lang 1995).

Vom Ganglion cervicale superius ausgehend wird das Kiefergelenk sympathisch innerviert. Die sympathischen Nervenfasern sind vorrangig im posterioren Bereich des Kiefergelenks zu finden und sollen nach Analogieschlüssen zu Katzen und Ratten die sensorischen Fasern im Verhältnis 3:1 überwiegen. Die sympathischen Neurone sind an der Regulation der Vasomotorik und Schmerzperzeption beteiligt (Bumann et al. 2000).

Die bilaminäre Zone mit dem retrodiskalen Fettpolster und dem gefäßreichen Genu vasculosum wird über sensorische Nervenendigungen des N. auriculotemporalis innerviert (Siéssere et al. 2017). In der bilaminären Zone und dem Genu vasculosum sind zudem sympathische Nervenfasern zur Regulation des Gefäßtonus und zur Schmerzperzeption vorhanden (Bumann et al. 2000).

Die sensible Innervation der Haut des äußeren Ohrs erfolgt über Äste der Nn. trigeminus, facialis, glossopharyngeus und vagus sowie über Äste des Plexus cervicalis (Ueno et al. 1993). Der vordere Teil der Ohrmuschel – Tragus, Crus (superius/inferius) anthelicis und Fossa triangularis – und die Präaurikularregion werden vom N. auriculotemporalis innerviert. Die Nn. auricularis magnus und occipitalis minor aus dem Plexus cervicalis versorgen den hinteren Teil der Ohrmuschel – Helix, Anthelix, Scapha, Antitragus –, das Ohrläppchen und die Retroaurikularregion (Ueno et al. 1993, Alvord und Farmer 1997). Die Nn. facialis, vagus und glossopharyngeus sind ebenfalls an der sensiblen Innervation der Retroaurikularregion beteiligt.

Die Innervation von Concha auricularis und des Crus helices erfolgt durch die Nn. vagus und glossopharyngeus. Gemeinsam mit Ästen des N. facialis innervieren sie außerdem den Meatus acusticus externus (Ueno et al. 1993, Alvord und Farmer 1997).

Der N. facialis innerviert ein bandförmiges, nicht abschließend geklärtes Areal zirkulär um die Concha auricularis (Abbildung 1.1-3).



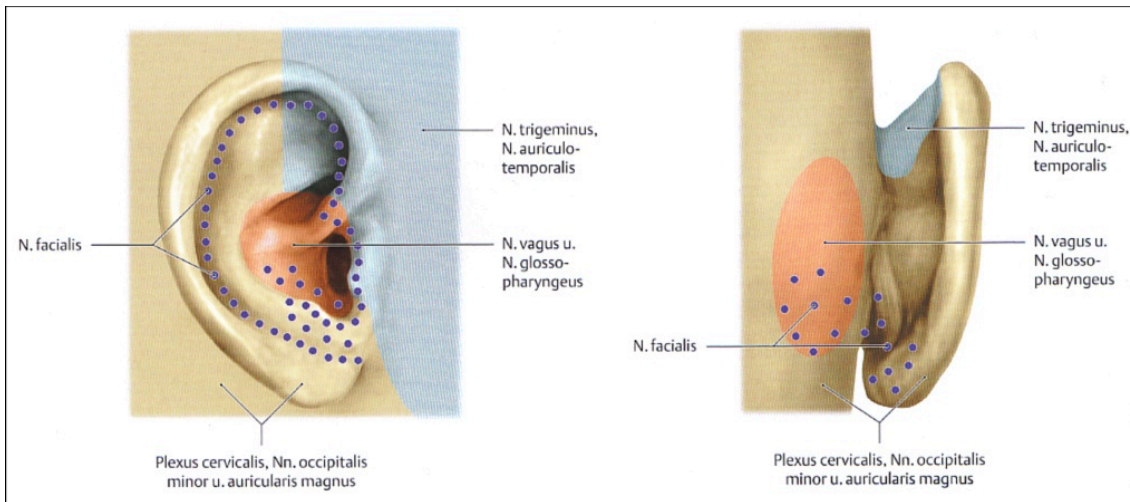


Abbildung 1.1-3 Sensible Innervation der Ohrmuschel, Ansicht des Ohrs von lateral (links) und dorsal (rechts) (Schulte et al. 2018) (Quelle: Schulte, E., U. Schumacher and M. Schünke (2018) PROMETHEUS Kopf, Hals und Neuroanatomie: Lernatlas Anatomie, Georg Thieme Verlag)

### 1.1.7 Kaumuskulatur

Die Mm. temporalis, masseter, pterygoideus medialis und pterygoideus lateralis stellen die Kaumuskulatur im engeren Sinn dar. Davon abzugrenzen ist die suprahyoidale und die periorale mimische Muskulatur (M. buccinator). Einerseits führen diese Muskeln Unterkieferbewegungen aus, andererseits tragen sie auch zur Stabilisierung der Kiefergelenke bei (Bumann et al. 2000). Die Mm. masseter und temporalis dienen vorrangig dem Kieferschluss, während die Mm. pterygoidei für die Laterotrusionsbewegung verantwortlich sind. Zur Kieferöffnung kommt es durch Kontraktion der Mm. mylohyoideus, geniohyoideus und digastricus in Kombination mit dem M. pterygoideus lateralis (Sidebottom und Gupta 2020).

Aufgrund seiner Beteiligung bei Kiefergelenkfrakturen ist der M. pterygoideus lateralis von besonderer Bedeutung.

Er weist insgesamt acht muskuloaponeurotische Schichten auf, deren alternierende Muskel- und Sehnenfasern charakteristisch für einen multipennaten, mehrfach gefiederten Muskel sind (El Haddioui et al. 2005, Bernal-Mañas et al. 2016). Hierdurch kann trotz seines kleinen Umfangs eine relativ große Muskelkraft aufgebracht werden (El Haddioui et al. 2005).

Der M. pterygoideus lateralis inseriert am Discus articularis, der Gelenkkapsel, dem Processus condylaris und in der Fovea pterygoidea. In diesem Bereich ist er von einem weitläufigen venösen Plexus umgeben (Bernal-Mañas et al. 2016). Zwei funktionell antagonistische Anteile des M. pterygoideus lateralis werden voneinander differenziert. Während der Ursprung des Caput superius von der Ala major ossis sphenoidalis hervorgeht, entspringt das Caput inferius an der Lamina lateralis des Processus

pterygoideus. Das Caput superius inseriert in der Fovea pterygoidea unterhalb des Processus condylaris und antero-medial am Discus articularis. Die Insertionszone des unteren Muskelkopfes dehnt sich nach kaudal über das Collum mandibulae aus (Bernal-Mañas et al. 2016). Ein Faseraustausch beider Muskelanteile ist möglich.

Durch seine Ansatzareale an verschiedenen morphologischen Komponenten des Kiefergelenks hat der M. pterygoideus lateralis entscheidende funktionelle Bedeutung bei der Koordination von Bewegungen der Kiefergelenkwalze und des Discus articularis (Schmolke 1994).

Die Muskelfasern des Caput inferius kontrahieren bei exkursiven Unterkieferbewegungen (Abduktion, Protrusion, Mediotrusion) wohingegen bei inkursiven Bewegungen (Adduktion, Retrusion, Laterotrusion) das Caput superius aktiv ist (Bumann et al. 2000). Bei sagittalen Frakturen der Kiefergelenkwalze, wird das Gelenkwalzenfragment entsprechend der Zugrichtung des M. pterygoideus lateralis nach anterior und medial disloziert (Deng et al. 2016). Bei einer Frakturheilung in Fehlstellung kommt es zur übermäßigen Knochenbildung in der Diastase zwischen den Fragmentenden. Insbesondere wenn eine Kombination mit Schädigungen des Discus articularis und/oder der Fossa glenoidea vorliegt, soll nach tierexperimentiellen Ergebnissen am Schaf längerfristig eine Kiefergelenksankylose resultieren (Deng et al. 2016).

## 1.2 Präoperative Diagnostik

Die Auswahl des optimalen Therapieverfahrens zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen setzt eine Beurteilung von Lokalisation und Morphologie der individuellen Fraktur, inklusive fakultativ assoziierter Gesichtsschädeltraumen, voraus.

Zu einer entsprechenden präoperativen Diagnostik von Kiefergelenkwalzenfrakturen kommen CT und MRT in Frage (Takaku et al. 1996).

Mit der hochauflösenden CT lässt sich die ossäre Konfiguration einer Fraktur detailliert abbilden (Bumann et al. 2000).

Zur Diagnostik traumatologischer Veränderungen der Weichgewebekomponenten – Diskus und diskoligamentärer Apparat – findet die Magnetresonanztomographie (MRI/MRT/NMR) immer häufiger Verwendung (Emshoff et al. 2007, Schneider et al. 2007, Dwivedi et al. 2012, Yu et al. 2013, Yang et al. 2015, Kim et al. 2016, Zheng et al. 2016, Akkemik et al. 2022) (vgl. 1.3.4).

Abrisse der Aufhängungsbänder und Dislokationen des Discus articularis (Prävalenz von ca. 77 %), Kapselzerreißen (Prävalenz von ca. 15-67 %) oder eine Hämarthrose (Prävalenz von ca. 58 %) können in den MRT-Untersuchungen eindeutig identifiziert werden (Emshoff et al. 2007, Gerhard et al. 2007).

Die Signalintensität der Kiefergelenkkapsel und des retrodiskalen Gewebes ist, infolge der Trauma induzierten Schwellung und Entzündung, erhöht. Durch Kapselrisse bedingte Einblutungen verursachen ebenfalls Bereiche hoher Intensität. Demgegenüber weist der Discus articularis eine geringere Intensität auf. Die Konturen der Kiefergelenkkapsel können im MRT irregulär erscheinen (Emshoff et al. 2007).

Der Discus articularis kann teilweise oder vollständig zusammen mit dem Gelenkwalzenfragment nach antero-medial, entsprechend der Zugrichtung des M. pterygoideus lateralis, disloziert sein (Emshoff et al. 2007, Amorim et al. 2019). Das Risiko einer Diskusperforation steigt dabei mit zunehmendem Ausmaß der Dislokation (Dwivedi et al. 2012).

Die computer-assistierte Planung und Chirurgie ggf. inklusive des virtuellen Designs patientenspezifischer Implantate (PSI), stützt sich in der Praxisanwendung bisher ausschließlich auf hochauflösende CT-Datensätze. Zur Verwendung von Daten aus der digitalen Volumetomographie (DVT) und/oder aus der MRT gibt es bei der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen mit PSI bisher keine Angaben.

## 1.3 Frakturen der Kiefergelenkwalze

### 1.3.1 Klassifikation von Frakturen des Processus condylaris und seiner Untereinheiten – Historie

Zur Nomenklatur und Klassifikation von Frakturen des Processus condylaris und seiner Untereinheiten existieren in Literatur und klinischer Routine keine einheitlichen Konzepte. Das erschwert Vergleiche unterschiedlicher Behandlungsverfahren (Neff 2003).

Nach wie vor werden Frakturen des Gelenkfortsatzes vereinfachend in Gelenkköpfchen- und Kollumfrakturen eingeteilt. Letztere werden anhand der Höhe des Bruchlinienverlaufs in hohe, mittlere oder tiefe Kollumfrakturen differenziert (Neff 2003).

Während frühere Klassifikationen auf radiologischen Gesichtspunkten, wie der Frakturlokalisation, dem Dislokationsgrad und der Luxation des Gelenkköpfchens aus der Fossa articularis beruhten, wurden später auch klinische Befunde oder therapeutische Aspekte mitberücksichtigt (Neff 2003). Die Größe des gelenktragenden Fragments bzw. der Grad der Fragmentation zählen mittlerweile zu den Einteilungskriterien (Neff et al. 2017). Der Unterscheidung von Verletzungstypen des disko-ligamentären Apparats, die durch Traumatisierung der Diskus-Kondylenkopf Relation (z.B. Luxation) entstehen können, gilt ebenso Aufmerksamkeit (Bumann et al. 2000, Kim et al. 2016, Akkemik et al. 2022).

Historisch geht eine erste Einteilung der Gelenkfortsatzbrüche auf Wassmund (1927) zurück. Berücksichtigt werden Lokalisation und Bruchspaltverlauf, indem Kapitulumfrakturen, von senkrechten, queren oder schrägen Kollumfrakturen, jeweils mit oder ohne Dislokation abgegrenzt werden.

Köhler (1951) zog ergänzend zu Frakturhöhe und Dislokationsgrad auch den Frakturverlauf in Relation zur Gelenkkapsel in Betracht. Hohe Kollumfrakturen und Kapitulumfrakturen sollten demnach intrakapsulär lokalisiert sein, in der Regel ohne größere Dislokation, Kollummittelbrüche und tiefe Kollumfrakturen im Kontrast dazu extrakapsulär mit deutlicher Luxation.

MacLennan schlug 1952 eine Einteilung der Gelenkfortsatzfrakturen vor, in der die Lokalisation bzw. Positionsänderung des gelenktragenden Fragments genauer berücksichtigt wird: nicht-dislozierte Stellung, Deviation auf Höhe des Frakturspalts,

Dislokation des Gelenkkopfs innerhalb der Fossa articularis und Luxation des Gelenkkopfs aus der Fossa articularis (MacLennan 1969).

Rowe und Killey beschrieben 1968 ein sehr einfaches Klassifikationssystem für Gelenkfortsatzfrakturen. Einteilungskriterium ist die Kiefergelenkkapsel. Nach der topografischen Beziehung dazu werden intra- und extrakapsuläre bzw. subkondyläre Frakturen unterschieden. In gleicher Weise wie bei MacLennan werden Deviation, Dislokation und Luxation aufgeführt (Rowe und Killey 1968).

Im deutschen Sprachraum ist die Klassifikation der Kollum- und Gelenkköpfchenfrakturen nach Spiessl und Schroll (1972) immer noch im Routinegebrauch. Besondere Aufmerksamkeit bei dieser Einteilung ist den Dislokationsgraden bzw. der Luxation des gelenktragenden Fragments gewidmet, weil abhängig davon die Indikation zur operativen Intervention gestellt wird (Spiessl und Schroll 1972, Neff 2003). Kollumfrakturen stehen synonym für alle Gelenkfortsatzfrakturen mit einem Frakturlinienverlauf unterhalb des Kapitulum bzw. Kiefergelenkköpfchens. Insgesamt werden sechs Frakturtypen aufgezählt (Spiessl und Schroll 1972):

- Typ I: Kollumfraktur ohne wesentliche Dislokation
- Typ II: Tiefe Kollumfraktur mit Dislokation – meist besteht Knochenkontakt
- Typ III: Hohe Kollumfraktur mit Dislokation nach ventral, nach medial, nach lateral oder dorsal – meist besteht kein Knochenkontakt
- Typ IV: Tiefe Kollumfraktur mit Luxation
- Typ V: Hohe Kollumfraktur mit Luxation
- Typ VI: Kapitulumfraktur (intrakapsulär)

Aufgrund der limitierten Aussagemöglichkeiten konventioneller Radiologieverfahren in den 1960-/70-iger Jahren mussten mehrere Variablen in dieser Einteilung unbestimmt bleiben, beispielsweise der Winkel der Achsabknickung, die Dislocatio ad latus und ad longitudinem, das Ausmaß der Köpfchenluxation aus der Gelenkpfanne, die exakte Festlegung des Frakturlinienverlaufs hoher Kollumfrakturen in Abgrenzung zu Walzenfrakturen, die Differenzierung des Frakturlinienverlaufs von Walzenfrakturen (intra- versus extrakapsulär), der Fragmentationsgrad, usw..

Eine 1977 von Lindahl publizierte Klassifikation beschreibt drei Höhenlevel für den Frakturlinienverlauf im Kiefergelenkfortsatzbereich, den Gelenkkopf („Condylar head“), einen sehr schmalen Kollumbereich kaudal davon und eine vertikal weit ausgedehnte Subkondylarregion. Bei Kollum- und Subkondylären- Frakturen werden fissurale Frakturen von vollständigen Frakturen mit oder ohne Angulation abgegrenzt. Die

Angulation kann mit einer Dislocatio ad latus, also einem Seitversatz („override“) nach medial oder lateral einhergehen (Lindahl 1977).

Die Positionsänderung des Gelenkkopfes in Bezug auf die Fossa articularis wird als unverändert, als leichte oder moderate Dislokation („displacement“) oder als vollständige Luxation („dislocation“) bezeichnet (Lindahl 1977).

Bei den Kiefergelenkkopffrakturen wird ein horizontaler oder vertikaler Frakturlinienverlauf unterschieden oder sie werden als Kompressionstyp eingestuft (Lindahl 1977). Interessanterweise wurden die horizontalen Caputfrakturen im Nachhinein in die Kategorie der Kollumfrakturen transferiert, da sie davon schwer abzugrenzen waren und der Gelenkknorpel nicht einbezogen war.

Loukota et al. 2005 definierten die sogenannte Loukota-Linie (A-Linie) als Lot vom tiefsten Punkt der Incisura mandibulae auf die posteriore Ramuslinie (Loukota et al. 2005, Neff et al. 2017). Sie dient als reproduzierbare, anatomische Referenz zur Abgrenzung von Frakturen im Bereich des Gelenkfortsatzes. Während Kollumfrakturen per Definition zu über 50 % oberhalb der A-Linie angeordnet sind, verlaufen Kiefergelenkfortsatzbasisfrakturen zu über 50 % unterhalb der A-Linie. Ergänzend wurde als Kriterium für die Einordnung als minimale Dislokation eine Abweichung von weniger als 10 Grad oder ein Seitversatz der Knochenenden in der Frakturebene von weniger als 2 mm festgelegt (Loukota et al. 2005).

Nach CT Befunden verlaufen sagittale Kiefergelenkwalzenfrakturen typischerweise sowohl intra- als auch extrakapsulär, weswegen von Rasse et al. 1993 dafür die anatomisch korrekte Bezeichnung „diakapituläre Frakturen“ eingeführt wurde (Abbildung 1.3-1) (Rasse et al. 1993b, Loukota et al. 2010). Die sagittalen Frakturspalten sind als Abscherfrakturen gegen die Gelenkpfanne, aus dem latero-kranialen Bereich der artikulierenden Gelenkfläche nach medio-kaudal gerichtet und können den lateralen Kondylenpol einschließen (Loukota et al. 2005).

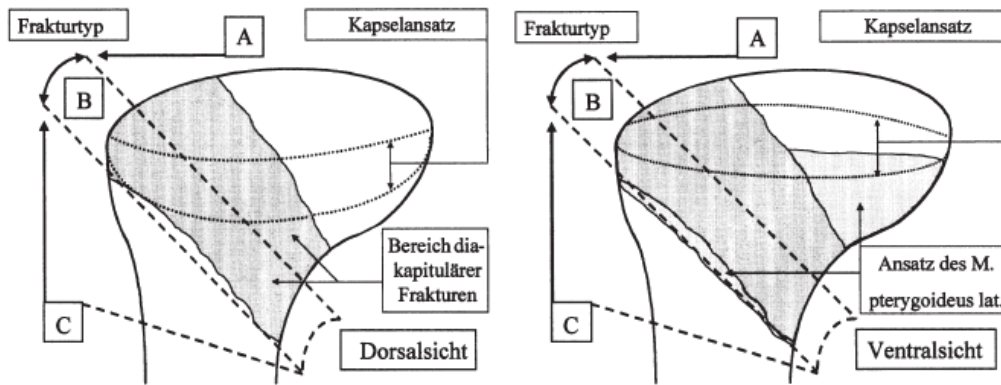


Abbildung 1.3-1 Klassifikationsschema diakapitulärer Frakturen, modifiziert nach Rasse (Neff et al. 1999): Bereiche der diakapitulären Frakturen der Typen A, B und C. Darstellung des Ansatz des M. pterygoideus lateralis (hellgrau). Darstellung des Kapselansatz in der Ansicht von ventral als gepunktete, in der Ansicht von dorsal als gestrichelte Linie (Quelle: Neff A, Kolk A, Deppe H and Horch H-H (1999) Neue Aspekte zur Indikation der operativen Versorgung intraartikulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 3 (1):24-29)

Demgemäß präziserte Neff et al. (1999) die diakapitulären Frakturen in einer ABC-Subklassifikation: Walzenfrakturen vom Neff-Typ A gehen von medial der lateralen Polzone entlang der knorpelbedeckten Krestalregion des Caput aus, mit anderen Worten handelt es sich um Frakturen im medialen Anteil der Walzenfläche unter komplettem Erhalt des lateralen Walzenpols.

Diakapituläre Frakturen vom Neff-Typ B schließen den lateralen Walzenpol ein, indem sie den Pol direkt separieren oder unmittelbar latero-kaudal des Pols verlaufen. Demnach stellen sie subtotale Frakturen der Walzenfläche dar.

Das Ligamentum laterale bleibt beim Frakturtyp Neff-Typ A meist intakt (Neff 2003).

Die Neff-Typ B Frakturen gehen häufig mit einer Perforation oder Zerreißung des Lig. laterale einher, vor allem wenn die Frakturlinie direkt durch den lateralen Kondylenpol zieht und die Insertionszone des Ligamentum laterale in einen oberen und unteren Abschnitt auftrennt (Neff 2003).

Bei diakapitulären Frakturen vom Neff-Typ C ist nach Abscherung die Walzenfläche insgesamt betroffen (Neff 2003). Der Frakturspalt verläuft dabei überwiegend schräg von latero-kranial nach medio-kaudal, seltener horizontal und liegt auf dem Niveau des lateralen Kapselansatzes, wobei das Ligamentum laterale eingeschlossen ist (Neff 2003).

Als Kiefergelenkwalzenfrakturen werden in aller Regel nur Frakturen mit einem Frakturlinienverlauf durch die Gelenkfläche bezeichnet, ein Kriterium, das auf Neff-Typ C Frakturen nicht zutreffen muss (Loukota et al. 2010).

Bei allen diakapitulären Frakturtypen können Mehrfragmentfrakturen auftreten.

Zu Höhenminderungen des Ramus mandibulae infolge singulärer Frakturlinienverläufe kommt es mit wenigen Ausnahmen nur bei der Neff-Typ B und Neff-Typ C Frakturvariante (Loukota et al. 2010).

Erwähnt werden sollte ein von He et al. (2009) auf der Basis von CT-Bildgebung beschriebenes Klassifikationssystem für Gelenkkopffrakturen, das unter der Titelbezeichnung intrakapsuläre Kondylusfrakturen publiziert wurde.

Analog zur topografischen Typ A, B, C Einteilung von Neff et al. wird das Gelenkköpfchen in 3 Sektoren (laterales, zentrales und mediales Drittel) unterteilt. Entsprechend der Lokalisation der Frakturlinie werden ebenfalls ein A, B und C Frakturtyp unterschieden (Abbildung 1.3-2) (Neff 2003). Anders als bei Neff sind die Frakturtypen jedoch in lateral-medialer Reihenfolge angeordnet (He et al. 2009).

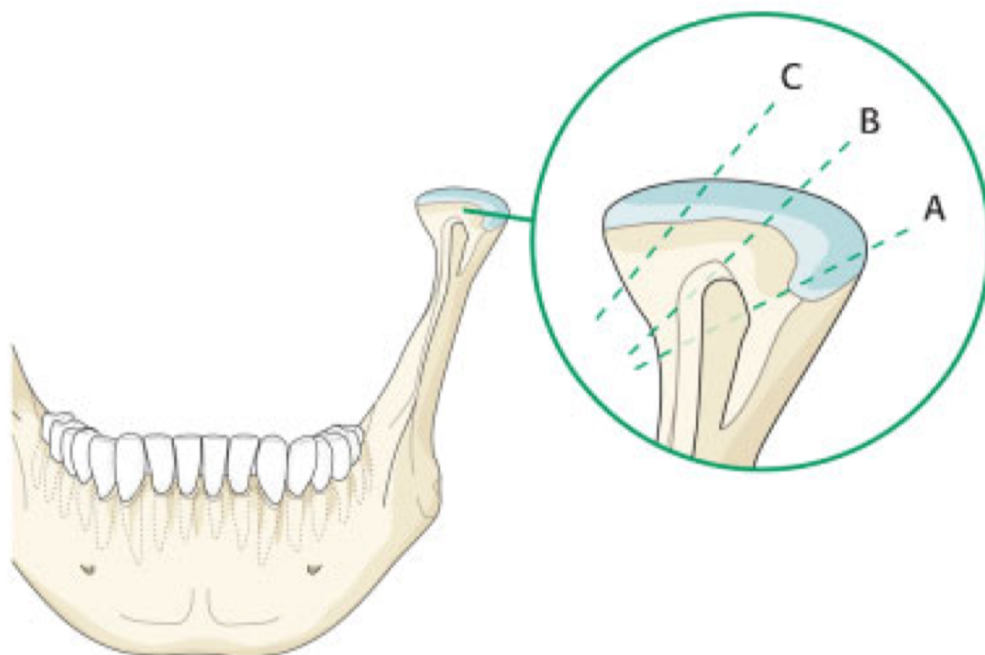


Abbildung 1.3-2 Klassifikation sogenannter intrakapsulärer Kiefergelenkwalzenfrakturen nach He et al. 2009 (Quelle: Boffano P, Benech R, Gallesio C, Arcuri F and Benech A (2014) Current opinions on surgical treatment of fractures of the condylar head. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 7 (2):92-100)

Demnach befinden sich He Typ A Frakturen im lateralen Kondylusdrittel und sind regelmäßig mit einer Höhenminderung des Ramus mandibulae assoziiert.

He Typ B Frakturen betreffen den zentralen Sektor des Caput, und He Typ C Frakturen sind im medialen Kondylusdrittel lokalisiert.



Höhenminderungen des Ramus mandibulae liegen beim He Typ B und C nur im Ausnahmefall vor, nämlich bei Asymmetrien der Walzenoberfläche auf der Medialseite.

Darüber hinaus werden mehrfragmentäre Frakturen als He Typ M Frakturen klassifiziert (He et al. 2009). Bei Ausdehnung mehrfacher Bruchlinien über zwei oder drei der Bereiche, bestimmt die Lokalisation des zentralen Frakturanteils den Frakturtyp (He et al. 2009).

### 1.3.2 AO CMF Klassifikation der Kiefergelenkfortsatzfrakturen

Die Indikation zur operativen Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze wird immer häufiger gestellt, eine einheitliche Nomenklatur bei der Klassifizierung von Kiefergelenkwalzenfrakturen ist daher zunehmend von Bedeutung. In Zusammenarbeit der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO), der International Bone Research Association (IBRA) und der Strasbourg Osteosynthesis Research Group (SORG) wurde das nachstehende Modul der AO CMF Trauma-Klassifikation für Frakturen im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes erstellt. Es basiert auf der Verwendung radiologisch-anatomisch definierter Landmarken und Referenzlinien. Die diagnostische Bildgebung mittels CT- oder DVT-Datensätzen ist Voraussetzung (Neff et al. 2014b, Neff et al. 2017).

Innerhalb eines Gesamtkonzepts für craniomaxillofaziale Traumen werden Frakturen des Unterkiefers und der Kiefergelenke nach Topografie und Morphologie auf drei Präzisionsleveln mit zunehmender Genauigkeit spezifiziert (Cornelius et al. 2013, Cornelius et al. 2017). Der Level 1, das „elementary system“, gibt lediglich die anatomischen Hauptregionen des Schädelskeletts wieder. Im Level 2, dem „basic regional system“, wird die Topografie des Frakturlinienverlaufs (vgl. Abbildung 1.3-3) innerhalb der anatomischen Elementarmodule präzisiert (Cornelius et al. 2017). Die Kiefergelenkfortsatzregion ist als Modul des Level 3, dem „focused subregional system“, beschrieben.

Die Region Kiefergelenkfortsatz umfasst drei Subregionen: Gelenkkopf („head“, Walze, Kapitulum), Gelenkhals („neck“) und Gelenkfortsatzbasis („base“).

Zur Definition dieser Subregionen werden insgesamt vier Referenzlinien verwendet (Abbildung 1.3-4):

- Als vertikales Bezugselement dient die „Posteriore Ramuslinie“ („posterior ramus line“), die als Tangente am Hinterrand des Ramus mandibulae verläuft und dessen prominenteste Punkte (lateraler Walzenpol mit der Tuberositas masseterica) verbindet (Neff et al. 2017).
- Die „Gelenkkopfreferenzlinie“ („Condylar head reference line“) dient zur Abgrenzung von Gelenkwalze und Kollum. Sie ist als das Lot von der posterioren Ramuslinie auf den am weitesten kaudal gelegenen Tangentialpunkt des lateralen Kondylenpols definiert. Zur Festlegung dieses tiefsten Punkts wird die Höhe des lateralen Kondylenpols durch Einpassen eines Kreises oder einer Kugel in seine Begrenzungen ermittelt (Neff et al. 2017).
- Die nach ihrem Erstbeschreiber benannte „Loukota-Linie“ (Loukota et al. 2005), „Incisura sigmoidea Linie“ oder „sigmoid notch line“ begrenzt das Kollum nach kaudal gegen die Gelenkfortsatzbasis. Diese Linie ist als das Lot von der posterioren Ramuslinie zum tiefsten Punkt der Incisura mandibulae (frühere Nomenklatur – „Incisura sigmoidea“ bzw. Incisura semilunaris) definiert (Neff et al. 2017).
- Die „Incisura masseterica Linie“ („masseteric tuberosity notch line“) dient der Begrenzung der Kiefergelenkfortsatzbasis nach kaudal. Diese Linie ist das Lot von der posterioren Ramuslinie zur ventral gerichteten Einbuchtung des Ramus-hinterrands am Oberrand der Tuberositas masseterica. Grob orientierend trennt diese Linie die Distanz zwischen dem prominentesten Dorsalpunkt der Tuberositas masseterica und der Loukota-Linie zwischen dem unterem und den oberen 2/3 Dritteln (Neff et al. 2017).

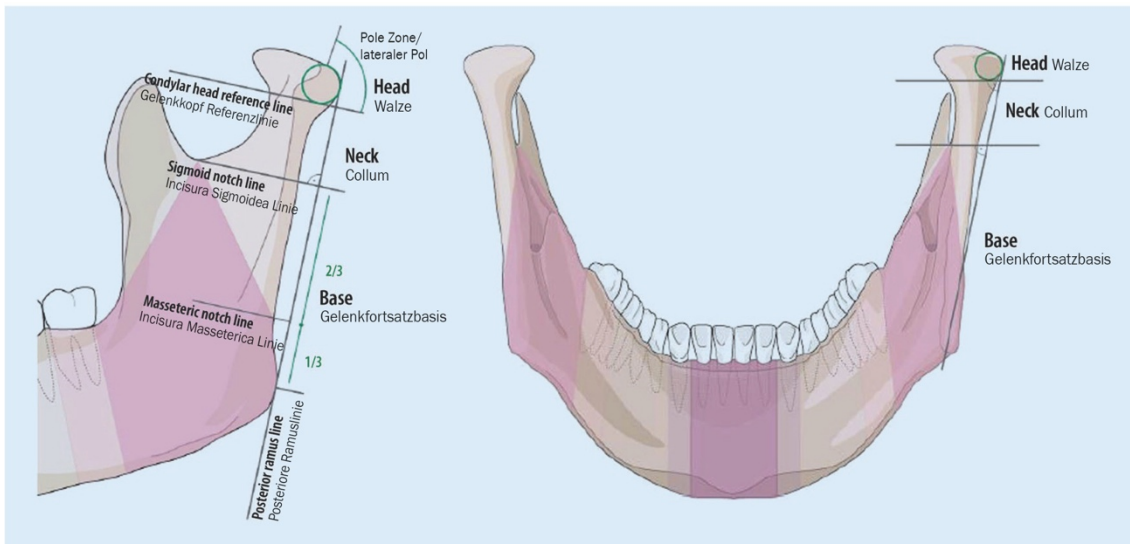


Abbildung 1.3-4 Anatomische Referenzlinien des Kiefergelenkfortsatzes (Ansicht auf den Kiefergelenkfortsatz von lateral (links) und von frontal (rechts)). Die Referenzlinien zur Abgrenzung der anatomischen Subregionen stehen im Lot auf der posterioren Ramuslinie, der Tangente an den Hinterrand des Ramus mandibulae. „Condylar head reference line“/„Gelenkkopfreferenzlinie“ zur kranialen Abgrenzung der Gelenkwalze vom Kollum. „Incisura sigmoidea Linie“/„Sigmoid notch line“ zur Abgrenzung der Gelenkfortsatzbasis vom Kollum. „Incisura Masseterica Linie“/„Masseteric notch line“ zur Abgrenzung der oberen zwei Drittel der Gelenkfortsatzbasis von der Angulus-/Ramussubregion. Zur exakten Abgrenzung von Gelenkwalze und Kollum wird die laterale Polzone in einen Kreis (grün) bzw. eine Kugel eingepasst und eine Tangente d.h. die „Condylar head reference line“/„Gelenkkopfreferenzlinie“ kaudal an diesen Kreis gelegt (Quelle: Neff A, Cornelius C-P, Rasse M and Audigé L (2017) Kiefergelenkfortsatzfrakturen nach der AO - CMF-Trauma-Klassifikation. Der MKG-Chirurg 10 (2):113-126)

Frakturen unterhalb der Gelenkkopfreferenzlinie sind der Gelenkhals-, oder weiter kaudal unterhalb der Loukota-Linie, der Gelenkfortsatzbasis zuzuordnen.

In der Lateralansicht verlaufen die Frakturlinien in Hals und Basis von der Vorderkante schräg nach dorso-kaudal an die Hinterkante des Ramus.

Erfahrungsgemäß verläuft der Frakturspalt um so horizontaler, je weiter kranial sich eine Halsfraktur in Nähe des Gelenkkopfes befindet.

Zur Differenzierung von Hals- und Basisfrakturen ist die Projektion der Loukota-Linie auf den Frakturverlauf entscheidend.

Sofern mindestens ein Drittel der Frakturlinie oberhalb der Sigmoid-Referenz lokalisiert ist, wird sie als Halsfraktur eingeordnet. Falls sich größer/gleich 2/3 des Frakturlinienverlaufs unterhalb der Sigmoid notch Linie abbilden, wird von einer Gelenkfortsatzbasisfraktur gesprochen (Neff et al. 2014b).

Frakturen, die die Subregion oberhalb der Gelenkkopferferenzlinie (Ansicht von anterior-posterior) passieren, werden als Kiefergelenkwalzenfrakturen klassifiziert. Beurteilungsgrundlage dabei sind neben sagittalen vor allem frontale Schichtebenen oder eine 3D Bildgebung, weil es sich fast immer um Sagittalfrakturen handelt.

Die in Sagittalrichtung verlaufenden Kopf- oder Walzenfrakturen werden nach ihrer Lagebeziehung zum lateralen Kondylen- bzw. Walzenpol in zwei weitere Kategorien eingeteilt (Abbildung 1.3-5):

- Frakturen vom AO-Typ M bzw. m: liegen medial der lateralen Polzone, in der Regel führen sie nicht zu einem vertikalen Höhenverlust des Ramus. Sie sind mit den Frakturen vom Neff-Typ A identisch und können im Sinne einer Spiessl & Schroll Typ VI Fraktur betrachtet werden.
- Frakturen vom AO-Typ P bzw. p: liegen innerhalb oder unterhalb des lateralen Polzonenbereichs und sind mit einem Höhenverlust assoziiert.

Bei Mehrfachfrakturen (z.B. Kombination des m- und p- Frakturpatterns) gibt die am weitesten lateral verlaufende Frakturlinie den Ausschlag für die Klassifikation als m- bzw. p- Fraktur (Neff et al. 2017). AO-Typ P bzw. p umfassen die beiden Frakturen vom Neff-Typ B und Neff-Typ C.

Eine Analogie zu einer Spiessl & Schroll Typ V Fraktur besteht allenfalls für p- Frakturen mit sehr weit latero-kaudal verlaufenden Frakturlinien mit Interpretationsspielraum zu sehr hohen Kollumfrakturen.

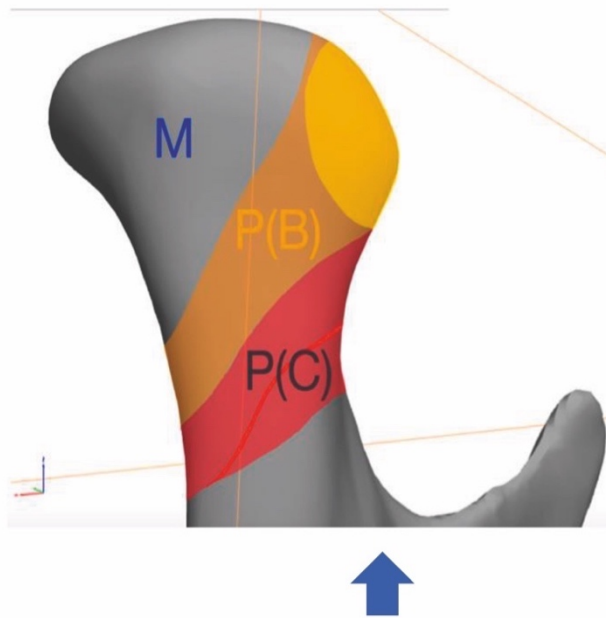


Abbildung 1.3-5 Schema Gelenkwalze mit Zonen zur Einteilung des Frakturlinienverlaufs. Fraktur Typ M (m): medial des lateralen Walzenpols. Frakturtyp P bzw. p (= Neff-Typ B und Neff-Typ C): innerhalb des lateralen Walzenpols. Der blaue Pfeil deutet auf das Ramusende oder eigentümlicherweise sogenannte „distale“ Frakturende, das je nach Verlauf der Frakturlinie unterschiedliche Konfigurationen (Breite, Höhe, Volumen) annehmen kann.

Bei der Fragmentation, als einem der beiden morphologischen Kriterien zur Frakturklassifikation, werden auch bei Walzenfrakturen drei Grade unterschieden: keine Fragmentierung bzw. non-fragmented, geringe Fragmentierung bzw. minor-fragmented und Multi-Fragmentierung bzw. major-fragmented. Die Bezeichnung keine Fragmentation (non-fragmented) bezieht sich auf eine singuläre Frakturlinie gegebenenfalls auch mit einzelnen Mikrofragmenten. Bei einer „Minor Fragmentation“ sind ein oder mehrere kleine intermediäre Fragmente bzw. Aussprengungen neben einem proximalen Hauptfragment vorhanden, dessen strukturelle Integrität intakt ist. „Major Fragmentation“ bedeutet eine Multifragmentierung in kleine und große Bruchstücke einschließlich des Hauptfragments und der Insertionszone des M. pterygoideus lateralis, womit die strukturelle Integrität des Kiefergelenkköpfchens verloren geht. Parallel verlaufende Frakturlinien mit einem interponierten großen Zwischenfragment werden ebenfalls als major-fragmented eingeordnet (Abbildung 1.3-6) (Cornelius et al. 2013).

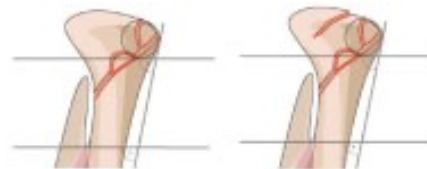
**M = Medial to the pole zone**

**P = Within or lateral to the pole zone**

**0 = Non-fragmented** - The fracture has no intermediate fragment. Micro fragments are to be ignored.



**1 = Minor fragmentation** - The fracture has one or more intermediate fragments, however the structural integrity of the condylar head is preserved by a major fragment (or main fragment).



**2 = Major fragmentation** - The fracture has one or more intermediate fragments, with the structural integrity of the condylar head being compromised.

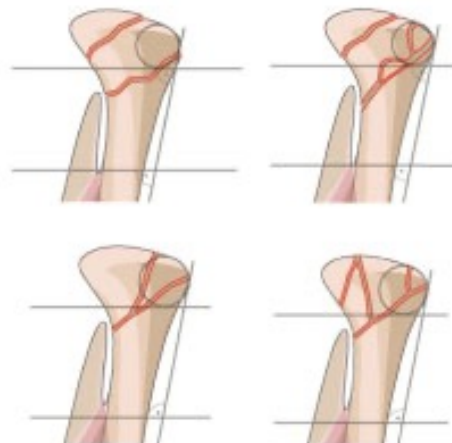


Abbildung 1.3-6 Topografie und Fragmentationsgrad von Kiefergelenkwalzenfrakturen, bei mehrfragmentären Frakturen wird der Frakturtyp über die am weitesten lateral gelegene Frakturlinie definiert (Quelle: Neff A, Cornelius CP, Rasse M, Torre DD and Audige L (2014b) The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures - level 3 tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 7 (Suppl 1):S044-58)

Zur Klassifikation von Dislokationen des proximalen Walzenfragments als zweitem Kriterium zur Beschreibung der Frakturmorphologie, wird die vertikale Apposition der Fragmente in der Frakturebene bewertet: Ein vollständig erhaltener Kontakt zwischen

den Fragmentenden wird mit 0, ein partieller Kontakt mit 1 und Kontaktverlust mit 2 eingestuft (Abbildung 1.3-7).

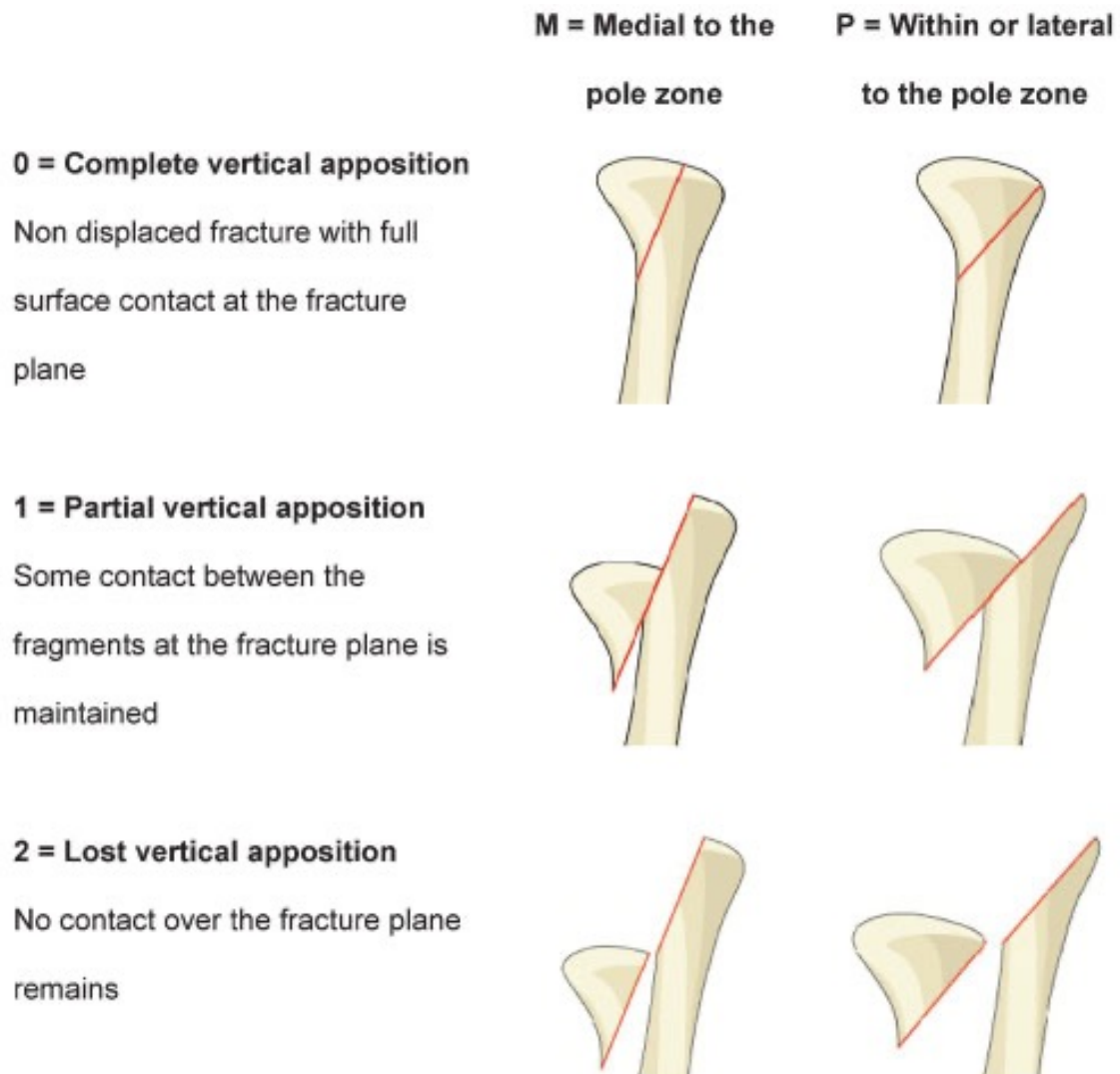


Abbildung 1.3-7: Vertikale Apposition (Bruchflächenkontakt) der Fragmentenden in der Frakturebene (Quelle: Neff A, Cornelius CP, Rasse M, Torre DD and Audige L (2014b) The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures - level 3 tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 7 (Suppl 1):S044-58)

Das proximale Fragmentende bei Kiefergelenkfortsatzfrakturen besteht aus Teilen/ einem Teil (Walzenfrakturen AO-Typ m/p), oder dem gesamten Gelenkkopf (Hals- und Basisfrakturen). Die Außengrenzen der Fossa articularis werden als Maßstab verwendet, um den Versatz, anders ausgedrückt die partielle Dislokation oder komplette Dislokation (= Luxation) des Kopffragments in Relation zur Gelenkpfanne anzugeben (Neff et al. 2014b).

Der Versatz wird in 3 Schnittebenen bzw. Ansichten beurteilt – sagittal, frontal und axial – in der 3D Übersicht von unten (Abbildung 1.3-8). Das Ausmaß des Versatzes wird in 3 Kategorien eingeteilt (Neff et al. 2014b):

- keine Dislokation mit Verbleib des proximalen Kopffragments innerhalb der Fossa
- Dislokation mit partiellem Überschreiten der Außengrenzen der Fossa durch das Kopffragment
- Luxation gleichbedeutend mit einer vollständigen Dislokation des Gelenkkopfes jenseits der Fossa-Außengrenzen

Die mögliche Verlagerungsrichtung bei einer Dislokation/Luxation geht entweder über die Außengrenzen der Gelenkpfanne nach medial, lateral und/oder posterior bzw. über die Eminentia articularis nach anterior.



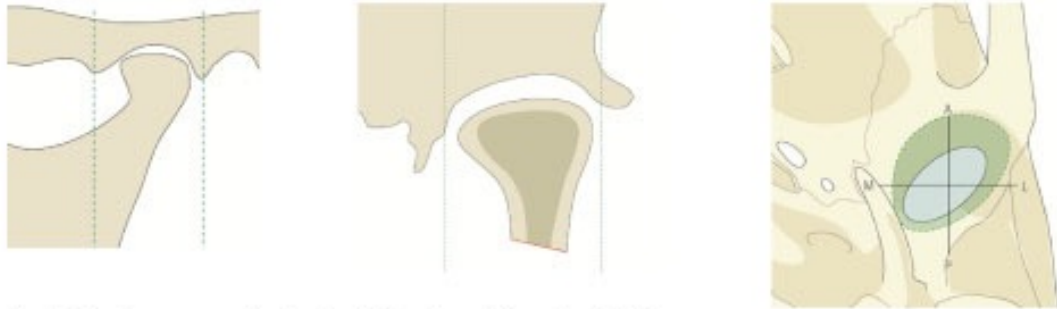

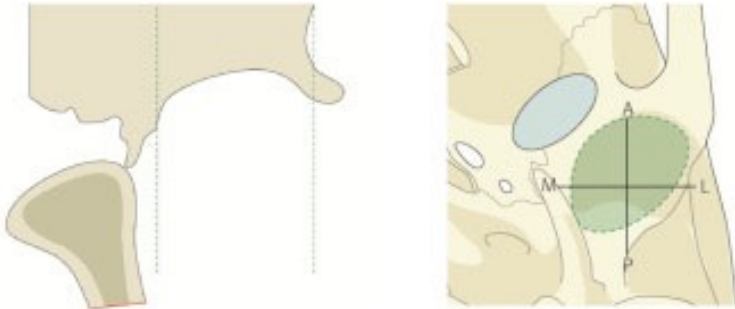
Amount of displacement	Direction of displacement
<p><b>0 = No displacement</b> - The head remains within the limits of the fossa</p> 	
<p><b>1 = Displacement</b> - Part of the head is outside the fossa limits</p> 	
<p><b>2 = Dislocation</b> - Displacement of the entire head out of the fossa limits</p> 	
Anterior/posterior displacement	<p>none A = anterior P = posterior</p>
Lateral/medial displacement	<p>none M = medial L = lateral</p>

Abbildung 1.3-8 Dislokation des Gelenkköpfchens bzw. gelenktragenden Fragments in Relation zur Fossa articularis (Quelle: Neff A, Cornelius CP, Rasse M, Torre DD and Audige L (2014b) The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures - level 3 tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 7 (Suppl 1):S044-58)

Selbst wenn keine Dislokation des Gelenkkopfs vorliegt, kann die physiologische Kongruenz der Gelenkflächen, durch eine Angulation oder Rotation/Distortion des Gelenkköpfchens, gestört sein (Neff et al. 2017). Die Kongruenzbeziehung von Fossa und Gelenkkopf(-fragment) wird als orthotop (physiologisch) oder als dystop (inkongruent) bewertet (Abbildung 1.3-9).

(A) Dystopic due to head rotation (B) Dystopic due to head angulation

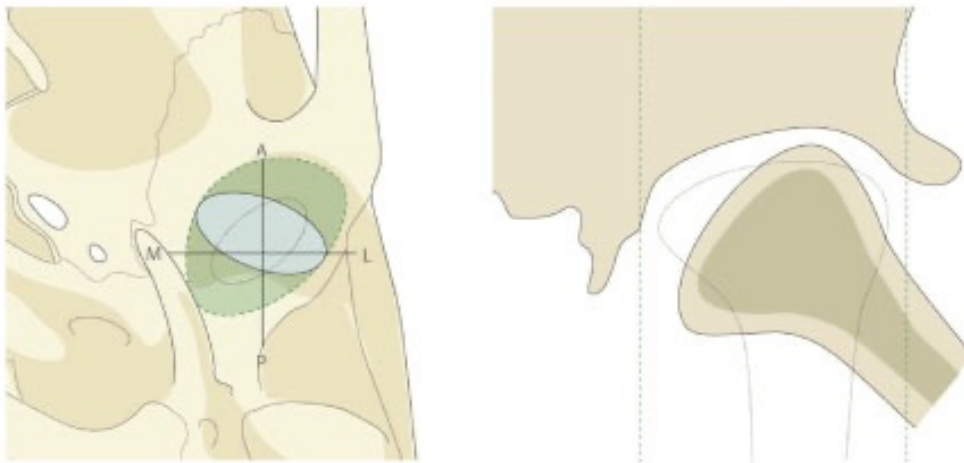


Abbildung 1.3-9 Distorsion des Gelenkköpfchens bzw. gelenktragenden Fragments mit konsekutiver Beeinträchtigung der physiologischen Kongruenz der artikulierenden Gelenkflächen (Quelle: Neff A, Cornelius CP, Rasse M, Torre DD and Audige L (2014b) The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures - level 3 tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 7 (Suppl 1):S044-58)

Verlagerungen des distalen Frakturendes am Ramus nach lateral, anterior oder posterior in Bezug auf die Fossa articularis werden ebenfalls erfasst. Sie können infolge begleitender Frakturen des Corpus mandibulae auftreten (Neff et al. 2017). Unterschieden wird:

- Keine Dislokation (0)
- Dislokation unter Angabe der Verlagerungsrichtung (1)

Ein vertikaler Höhenverlust des Ramus mandibulae inklusive Processus condylaris wird nicht gemessen, sondern im Vergleich zur Kontralateralseite, sofern diese unverletzt ist, rein qualitativ beschrieben (Neff et al. 2017). Unterschieden wird:

- keine Veränderung der Ramushöhe (0)
- Abnahme der Vertikalhöhe (1)
- Zunahme der vertikalen Dimension (2)

Zu einer Höhenminderung des Ramus ascendens mit resultierender Okklusionsstörung kommt es in der Regel nur bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p (Neff et al. 2014a).

Zusammenfassend lassen sich mit der AO CMF Trauma-Klassifikation für den Therapieentscheid und die Prognose notwendige Parameter bei Kiefergelenkwalzenfrakturen sehr genau auswerten und dokumentieren. Relevante Kriterien sind die Unterscheidung in die Lokalisationsvarianten vom AO-Typ m und p sowie die Morphologie Parameter – die Fragmentation, die verbliebene Vertikal-Apposition zwischen proximalen und distalen Fragmenten, die Dislokation des Kopffragments als auch des distalen Fragmentendes in Bezug auf die Fossa articularis, die orthotope/dystope Position des Gelenkkopfs in der Gelenkpfanne und Höhenverluste des Ramus mandibulae (Abbildung 1.3-9) (Neff et al. 2017).

Die AO CMF Fraktur Klassifikation enthält für Kopf, Hals und Basis des Kiefergelenkfortsatzes sowohl gleichartige als auch exklusive Morphologiekriterien (z.B. Seitversatz oder Angulation des gelenktragenden Fragments), die aus der nachstehenden tabellarischen Zusammenstellung (Tabelle 1.3-1) hervorgehen.

Spezifisches Level-3-System für den Gelenkfortsatz		Subregionen			
Parameter	Code und Beschreibung	Gelenkfortsatz	Kopf	Hals	Basis
Lokalisation	m medial zur Polzone, p innerhalb oder lateral zur Polzone	–	X	–	–
Fragmentation	0 keine, 1 geringe Fragmentation („minor“), 2 Majorfragmentation (sog. „Trümmerfraktur“)	–	X	X	X
Vertikaler Fragmentkontakt	0 vollständig, 1 partiell, 2 aufgehoben	–	X	–	–
Dislokation zur Seite	0 keine, 1 partiell, 2 vollständig Nach a anterior, p posterior, m medial, l lateral	–	–	X	X
Angulation	0 keine bis 5°, 1 <4–45°, 2 >45° Nach a anterior, p posterior, m medial, l lateral	–	–	X	X
Dislokation/Luxation Kopffragment bzw. Fossa	0 nicht disloziert, 1 disloziert, 2 luxiert	X	–	–	–
	Nach a anterior, p posterior, m medial, l lateral	X	–	–	–
Dislokation kaudales Fragment bzw. Fossa	0 nicht disloziert, 1 disloziert	X <sup>a</sup>	–	–	–
	Nach a anterior, p posterior, l lateral	X <sup>a</sup>	–	–	–
Distorsion Gelenkkopf bzw. Kopfposition	0 orthotop, 1 dystop	X	–	–	–
Vertikalverlust	0 keine Höhenänderung, 1 Vertikalverlust, 2 Höhenzunahme	X	–	–	–

<sup>a</sup>Nur bei Hals- oder Basisfrakturen

Tabelle 1.3-1 Überblick – Parameter zur Frakturlokalisierung und Morphologie im Modul Frakturen der Kiefergelenkfortsatzregion Level 3 des AO CMF Klassifikationssystems (Quelle: Neff A, Cornelius C-P, Rasse M and Audigé L (2017) Kiefergelenkfortsatzfrakturen nach der AO - CMF-Trauma-Klassifikation. Der MKG-Chirurg 10 (2):113-126)

### 1.3.3 Modifikationsvorschläge für das AO CMF Klassifikationssystem für Kiefergelenkfortsatzfrakturen

Kozakiewicz et al. 2019a votieren für eine Modifikation des Loukota bzw. AO CMF Klassifikationssystems bei der Höhenlokalisierung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen (Kozakiewicz 2019b). Nach ihrer Meinung führt die Horizontalorientierung der drei Referenzlinien („condylar head reference line“, „sigmoid notch line“, „masseteric tuberosity line“) zu einem unzutreffenden Verteilungsverhältnis der Frakturen auf die einzelnen Subregionen.

Nach ihrer Hypothese sei die Häufigkeit von hohen Kollum (neck) Frakturen unterrepräsentiert, tiefe Kollumfrakturen würden allesamt der Gelenkbasis zugerechnet und das Vorkommen von Basisfrakturen infolgedessen überschätzt.

Korrespondierend zum mit überwiegender Häufigkeit vorkommenden schrägen Frakturverlauf in antero-posteriorer Richtung wird ein neues Arrangement von 3 parallel verlaufenden „oblique reference lines“ vorgeschlagen, das nicht nur eine präzisere Abgrenzung von Hals- und Basisfrakturen, sondern auch von tiefen versus hohen Kollumfrakturen (oder auch diakapitulären Frakturen vom Neff-Typ C) gestatten soll (Abbildung 1.3-10).

Als Landmarken zur Festlegung der modifizierten Referenzlinien dienen der tiefste Punkt der Incisura sigmoidea, der prominenteste Punkt der Tuberositas masseterica und der „head anterior border point“, der sich am höchsten Punkt der Incisura sigmoidea, direkt unterhalb des Condylus mandibulae befindet.

Der Incisura Punkt wird durch die „Loukota notch line“ – nunmehr unter dem Begriff „A-Linie“ – definiert (Kozakiewicz 2019b).

Die sogenannte „B-Linie“ erstreckt sich zwischen Incisura Punkt und dem „Tuberositas masseterica“ Punkt. Die „B-Linie“ begrenzt die Kiefergelenkbasis nach kaudal gegenüber dem Ramus mandibulae.

Parallel zum Schrägverlauf der „B-Linie“ wird eine nicht näher benannte Linie ausgehend vom „head anterior border point“ angelegt, welche die „upper neck“ Subregion vom „lower neck“ abgrenzt.

Eine weitere Parallele, auf halber Distanz zwischen den beiden zuvor beschriebenen Linien, zieht die Grenze von „lower neck“ zu Gelenkfortsatzbasis.

Außerdem wird ohne jegliche Angaben eine nach kranial konkave „C-Type head fracture line“, die sich unterhalb des lateralen Walzenpols zum Ramushinterrand wölbt, eingezeichnet (Kozakiewicz 2019b).

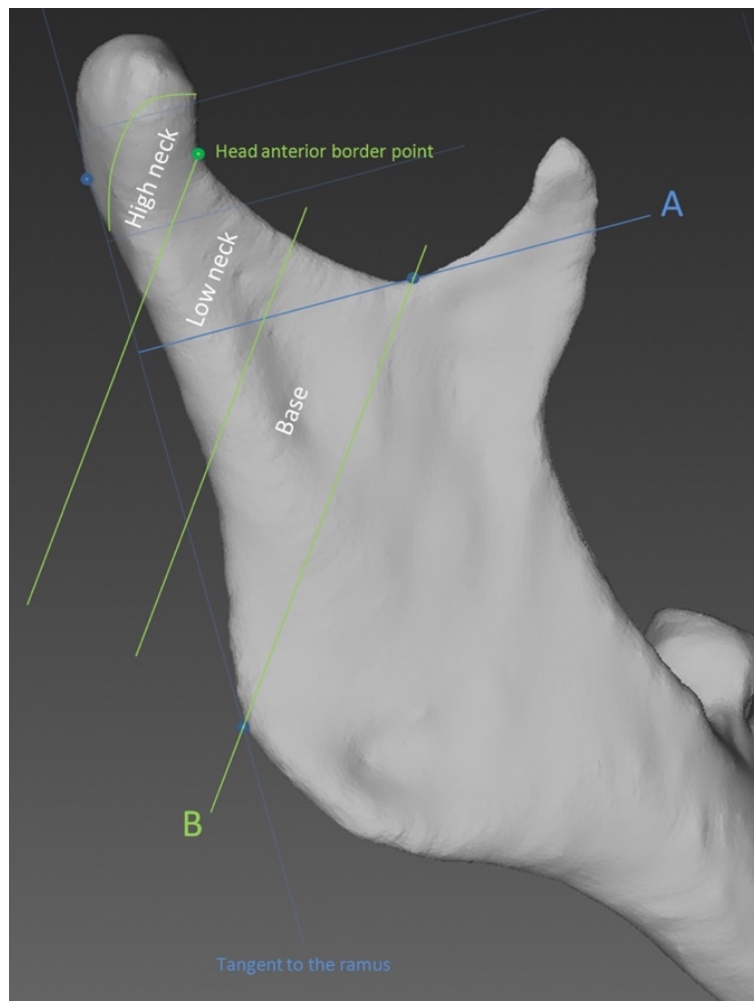


Abbildung 1.3-10 Modifizierte Klassifikation der Kiefergelenkfortsatzfrakturen nach Kozakiewicz et al. (2018). Referenzpunkte/-linien der AO CMF Klassifikation (blau), modifizierte anatomische Referenzpunkte/-linien (grün) (Quelle: Kozakiewicz M (2019b) Classification proposal for fractures of the processus condylaris mandibulae. Clin Oral Investig 23 (1):485-491)

In einer Serie von insgesamt 86 klinischen Fällen resultierten die vorgeschlagenen Modifikationen in einer Umklassifizierung von 4 Basisfrakturen (nach AO CMF Klassifikation zuvor n = 60) in „Lower neck fractures“ und von 1 „Lower neck“ (zuvor n = 9) sowie 2 „C-Type“ (zuvor n = 9) Frakturen in „High neck fractures“.

Grazile Gelenkfortsätze sind für die Stabilität einer Osteosynthese kritisch. Bielecki-Kowalski und Kozakiewicz (2021) haben mit der Absicht ein möglichst geeignetes Osteosynthesematerial auch bei prekären Knochenverhältnissen auswählen zu können eine Klassifizierung der Kiefergelenkfortsätze in schlank („slender“) und kompakt („squat“) dimensionierte Formvarianten vorgenommen. Zu diesem Zweck wurden an virtuellen, aus 500 CT- und DVT-Datensätzen erstellten, dreidimensionalen Modellen 11 Vermessungen des Gelenkfortsatzes durchgeführt und zwei zur Differenzierung der beiden Formvarianten maßgebliche Indices (CSI – Condylar Slenderness Index und CHI

– Condylar Height Index, unter Verwendung von 3 der 11 Vermessungsparametern) berechnet.

Eine Tangente – hier abstruserweise A-Linie benannt – entlang des Ramushinterrands, wie bei Loukota et al. (2005) bzw. Neff et al. (2014b, 2017), bildet die Guideline für alle anderen in Abbildung 1.3-11 gezeigten Messstrecken und Winkel.

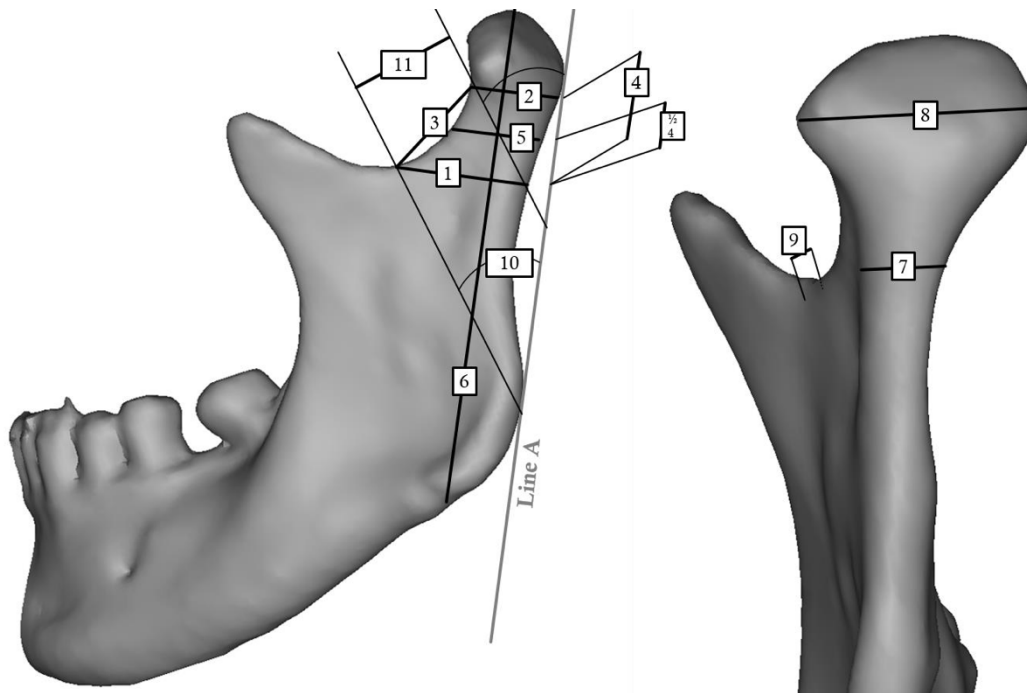


Abbildung 1.3-11 Messstrecken und Winkel zur Klassifikation der Dimensionen im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes: Length\_neck\_basal (1), Length\_neck\_top (2), Distance\_sigmoid notch-neck top (3), Height\_neck (4), Length\_neck\_middle (5), Ramus\_height (6), Width\_neck\_basal (7), Width\_head (8), Thickness\_sigmoid\_notch (9), Angle\_posterior line-notch point (10), Height\_neck\_new\_classification (11), Line A = posterior line (Quelle: Bielecki-Kowalski B and Kozakiewicz M (2021) Clinico-anatomical classification of the processus condylaris mandibulae for traumatological purposes. An Anat 234:151616)

Die Summenstatistik ergab einen Durchschnittswert von 1.0 für den CSI und von 0.697 für den CHI. Diese Werte bildeten den Diskriminationspunkt für die dichotome Zuordnung der Formvarianten. Ein CSI Wert  $\leq 1$  war demnach einem kompakten/„squat“ Typ gleichzusetzen, andererseits CSI Werte  $> 1$  einem schlanken/„slender“ Typ.

Eine Regressionsanalyse ergab, dass der CSI und die „Width\_neck\_basal“, d.h. die transversale Breite des Kollums auf Höhe der Sigmoid notch Linie direkt korreliert sind.

Danach haben

- Slender Typ Gelenkfortsätze einen Breiten-Range von 4-8,5 mm und
- Squat Typ Gelenkfortsätze einen Breiten-Range von 11,5-19,5 mm

Vice versa ergibt sich aus einem Breiten-Range zwischen 8,6-11,4 mm ein Slenderness Mixed Type des Gelenkfortsatzes in der Lateraldimension.

Zur Auswahl eines geeigneten Plattentyps für eine ausreichend stabile Osteosynthese müssen in diesem Fall dann weitere Messwerte herangezogen werden.

Am einfachsten ist die aufgeführte Klassifizierungsmethode auf der intakten Gegenseite von unilateralen Frakturen anwendbar.

Im Gegensatz zu der von Neff et al. propagierten Klassifikation, die von der AO, der SOFOT und der IBRA unterstützt wird, ist keine der nachfolgenden Klassifikationen oder Klassifikationsvorschläge hinsichtlich ihrer Reproduzierbarkeit und Interobserver-Reliabilität validiert worden (Neff et al. 2014b, Neff et al. 2017).

Die Validierung eines Klassifikationssystems ist für eine zuverlässige Kommunikation und Datenverarbeitung in Klinik und Forschung als obligatorische Voraussetzung zu betrachten (Audigé et al. 2004, Audigé et al. 2005, Audigé et al. 2014).

Die Basis-Validierung der Unterkiefer Module der AO CMF Traumaklassifikation für Erwachsene wurde in einer Studie von Mittermiller et al. (2019) weiter untermauert.

Dabei konnte gezeigt werden, dass die AO CMF Klassifikation, basierend auf einer radiologischen Bildgebung, eine adäquate Genauigkeit und Verlässlichkeit bei der Klassifikation von Lokalisation und Morphologie von Unterkieferfrakturen unterschiedlicher Komplexität bietet. Schwierigkeiten bestanden insbesondere bei der Lokalisierung von Frakturen im Bereich des Kiefergelenkköpfchens sowie der Beschreibung von Dislokationen bei Kollumfrakturen. Die Beschäftigung mit dieser Klassifikation und Instruktionen zur Verwendung sind nötig, da die Interobserver Zuverlässigkeit und Genauigkeit von der Erfahrung des Beurteilers und der Vertrautheit mit dem Klassifikationssystem abhängig sind.

Dennoch ist das AO Klassifikationssystem mit seinen inkrementellen Präzisionsleveln für Personen unterschiedlicher Kompetenz sinnvoll anwendbar. Dokumentation, Kommunikation von Frakturen und die klinische Entscheidungsfindung werden verbessert. Die Datenerfassung könnte durch eine automatische Plausibilitätsprüfung im Rahmen des Eingabeprozesses optimiert werden (Mittermiller et al. 2019).

Insgesamt wurde die AO CMF Klassifikation als umfassend, klinisch relevant und einfach anwendbar, bewertet (Mittermiller et al. 2019).

Auch von anderer Seite wird die AO CMF Klassifikation als Grundlage zukünftiger Projekte und Evaluationen empfohlen (McLeod und Keenan 2021).

#### 1.3.4 Verletzungen des diskoligamentären Apparats

Eine anteriore Diskusdislokation sowie die Trauma bedingte Schädigung der bilaminären Zone insbesondere bei diakapitulären Frakturen kann durch persistierende Belastung des retrodiskalen Gewebes Spätfolgen mit Einschränkung der Kiefergelenksfunktion bedingen. Möglich ist eine Fibrosierung oder die Ausbildung eines Pseudodiskus. Durch die Dislokation der disko-kondylären Einheit nach antero-medial kommt es zur Überdehnung des Stratum inferius und der Gelenkkapselstrukturen. Das Lig. laterale wird damit einhergehend disloziert oder perforiert (Neff 2003).

Von Bumann et al. (1993) und Terheyden et al. (1996) werden drei Varianten post-traumatischer Verlagerungen in der Diskus-Kondylus-Relation, beziehungsweise der Kondylus-Fossa-Relation differenziert. Diese Einteilung bezieht sich auf alle Varianten von Frakturen des Processus condylaris (Basis, Hals, Kopf):

- Der Verlagerungstyp A, bezeichnet eine Verlagerung des Diskus in Relation zur Fossa articularis, wobei der Diskus-Kondylus-Komplex trotz Luxation des gelenktragenden Fragments weitgehend intakt bleibt. Über seine Ligamente bleibt der Diskus mit dem medialen und lateralen Kondylenpol verbunden (Akkemik et al. 2022). Zu dieser Form der Verlagerung kommt es häufig bei Gelenkwalzenfrakturen des AO-Typ p (Neff-Typ C) mit Dislokation der gesamten disko-kondylären Einheit nach antero-medial (Neff 2003).
- Beim Verlagerungstyp B tritt infolge der Dislokation des Kondylus eine Ruptur des Diskus-Kondylus-Komplexes auf, wobei die physiologische Position des Diskus in Relation zur Fossa articularis erhalten ist.
- Der Verlagerungstyp C beschreibt sowohl eine Ruptur des Diskus-Kondylus-Komplexes als auch einen Verlust der Diskus-Kondylus-Verbindungen zur Fossa articularis. Der aus allen seinen Verbindungen gelöste Diskus ist dabei nach antero-medial disloziert (Bumann et al. 2000, Neff 2003, Wang et al. 2009).

Dieses Einteilungskonzept wurde hinsichtlich verschiedener Aspekte – Frakturtyp, Schweregrad der Verletzungen, Involvierung der einzelnen anatomischen Bestandteile des disko-ligamentären Apparats, Häufigkeit des Vorkommens und Langzeitfolgen (Arthrosen, degenerative Gelenkveränderungen) – immer weiter präzisiert. Bei intrakapsulären Frakturen kommt es in 79-100 % der Fälle zur Dislokation des Diskus.



Emshoff et al. (2007) konnten in einer MRI Studie bei 11 Patienten mit insgesamt 17 Kiefergelenkfortsatzfrakturen vom Spiessl & Schroll Typ V und VI (= hohe Kollumfraktur mit Luxation und Kapitulumfraktur – intrakapsulär) in hohen Prozentsätzen Kapselrupturen (Typ V 67 %/Typ VI 82 %) und retrodiskale Ein- oder Abrisse (Typ V 67 %/Typ VI 73 %) speziell bei Kiefergelenkwalzenfrakturen (Typ V – 67 %) feststellen.

Die MRI Studie von Dwivedi et al. (2012) beurteilte Weichgewebsverletzungen (Diskusdislokation, Kapselriss und Hämarthrose) bei 17 Kiefergelenkstraumata. Zur Frakturklassifikation wurde die Einteilung nach Spiessl & Schroll verwendet. Die Verletzungen wurden einem Grad I (Kontusion), einem Grad II (Typ I, II, III) sowie einem Grad III (Typ IV, V, VI) zugeordnet. Nur 4 Frakturen entsprachen einem Grad III, davon 2 hohe Kiefergelenkfortsatzfrakturen mit Dislokation. Inwieweit es sich dabei tatsächlich um Kiefergelenkwalzenfrakturen handelte, geht aus der Arbeit nicht klar hervor. Das Ausmaß der Verletzungen von Diskus und retrodiskalem Gewebe war insbesondere bei diesen beiden letztgenannten Frakturen groß. Bei allen Grad III Frakturen wurde eine Hämarthrose festgestellt.

Im Gegensatz zum Auftreten von Weichgewebsverletzungen (Diskusdislokation, Hämarthrose), die mit dem Schweregrad der Gelenkkontusion korrelierten, fand sich kein derartiger Zusammenhang mit Kapselrupturen. Beim Verlagerungstyp A nach Bumann – wie er häufig bei Frakturen vom Neff-Typ B und C vorkommt – ist infolge der Dislokation der disko-kondylären Einheit nach antero-medial regelhaft von einer Kapselruptur auszugehen.

Yu et al. (2013) evaluierten in der MRI-Studie Verletzungen des diskoligamentären Apparats bei 18 Patienten mit 19 Kiefergelenkwalzenfrakturen (Typ A, B, M – nach Neff). Diagnostiziert wurden Diskusdislokationen (79 %), Kapselrisse (47 %), Verletzungen des retrodiskalen Gewebes (84 %) sowie Gelenkergüsse/Hämarthrosen (100 %). Der Diskus war jeweils zusammen mit dem gelenktragenden Fragment nach antero-medial disloziert (vgl. Verlagerungstyp A nach Bumann).

Mit dem Ziel das Verletzungs- und Heilungsmuster bei intrakapsulären Frakturen näher zu beschreiben, evaluierten Yang et al. (2015) in einer retrospektiven MRI Studie die Weichgewebeverhältnisse bei 12 Patienten mit 17 intrakapsulären Frakturen, wobei es sich um drei Gruppen mit jeweils gleichartigen Frakturen handelte: Nach der Klassifikation von He et al. (2009) lagen 7 Typ A, 8 Typ B und 2 Typ M Frakturen vor.

Bei allen Frakturen waren der Diskus und das kleine Fragment nach antero-medial disloziert. Nach konservativer Therapie war der Diskus beim Follow up nach 3 Monaten in 59 % der Fälle über dem Gelenkstumpf verblieben und schien insofern die von der

Frakturfläche ausgehende Knochenregeneration zu fördern. Zudem wurde eine Elongation des Diskus und Verdickung des retrodiskalen Gewebes festgestellt. Eine Perforation des retrodiskalen Gewebes begünstigte, durch den Kontakt zwischen Fossa articularis und dem verbleibenden Gelenkstumpf, die Ankylosierung. Dagegen wurde die Ausbildung einer Ankylose oder Osteoarthritis durch einen interponierten Diskus offenbar verhindert. Während des Heilungsprozesses regenerierten Kapselrisse, Flüssigkeitsansammlungen im Gelenk wurden zunehmend resorbiert. Bei diesen Untersuchungen handelte sich um die erste Studie, die sich auf Auswirkung von Weichgewebsverletzungen auf die Kiefergelenksfunktion fokussierte.

In einer MRI Studie von Kim et al. (2016) waren 34 Patienten mit 47 frakturierten Kiefergelenken und 21 nicht-frakturierten, kontralateralen Kiefergelenken eingeschlossen. Bei diesen Kiefergelenkfrakturen handelte es sich am wahrscheinlichsten um Frakturen mit horizontalen Frakturverläufen im Sinne von Kollum- bzw. Kiefergelenkfortsatzbasisfrakturen. Trotz fehlender exakter Höhenangaben der Frakturverläufe ist diese Studie auch für Walzenfrakturen von Interesse, da es auch bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und C regelhaft zur Dislokation des gelenktragenden Fragments bzw. der disko-kondylären Einheit kommt.

Beurteilt wurden strukturelle Veränderungen des Kiefergelenks unmittelbar posttraumatisch. Das Interesse der Studie galt insbesondere dem Zusammenhang zwischen posttraumatischen Verlagerungen des Gelenkköpfchens relativ zur Fossa articularis und daraus resultierenden Diskusluxationen.

Dementsprechend wurde der Verlagerungsgrad nach der Lindahl Klassifikation (Lindahl 1977) bei den Gelenkköpfchen kategorisiert: Keine Dislokation (15), Dislokation (10), oder Luxation (18).

Unter den Luxationsfrakturen (18) waren, mit Ausnahme eines Diskus (1), der antero-kaudal in der Fossa glenoidalis lokalisiert war, die Disci (17) mit dem Gelenkköpfchen antero-inferior der Eminentia articularis aus der Fossa glenoidalis disloziert. Bei den dislozierten Frakturen (10) befanden sich 5 Disci inferior der Eminentia articularis, 1 Diskus war nach kaudal sowie 2 Disci nach antero-kaudal innerhalb der Fossa disloziert. Der Diskus-Kondylus-Komplex blieb jeweils weitgehend intakt. 2 Disci waren nicht disloziert.

Auch für Frakturen ohne Fragment Dislokation (15) wurden Diskusdislokationen innerhalb der Fossa glenoidalis nach anterior (3), kaudal (2), oder nach antero-kaudal (2) angetroffen, während 8 Disci nicht disloziert waren.

Die Studie zeigte, dass der Diskus in der Regel in gleicher Richtung und ähnlichem Ausmaß wie das gelenktragende Fragment disloziert war (vgl. Verlagerungstyp A nach

Bumann). Formveränderungen des Diskus traten in 7 Fällen auf der frakturierten, in einem Fall auch auf der nicht-frakturierten Seite auf.

In Entsprechung zu Kiefergelenkwalzenfrakturen war insbesondere die Signalintensität des retrodiskalen Gewebes – mutmaßlich durch direkten Impact, oder durch indirekte Traumatisierung ausgehend vom dislozierten Fragment – erhöht. Daneben fanden sich gesteigerte Signalintensitäten bedingt durch die Hämarthrose im oberen und unteren Gelenkspalt bei fast allen Kiefergelenken auf der frakturierten Seite. Auf der nicht-frakturierten Seite waren die Signalintensitäten dagegen nur bei knapp der Hälfte der Kiefergelenke erhöht (Kim et al. 2016).

Von Zheng et al. (2016) wurden Diskusdislokationen bei insgesamt 222 Frakturen des Kiefergelenkfortsatzes, darunter 160 Gelenkwalzenfrakturen, anhand von CT und MRI evaluiert. Eine Einteilung der 160 intrakapsulären Frakturen erfolgte wiederum anhand der Klassifikation von He et al. (2009) – 75 Frakturen wurden dem Typ A, 49 Frakturen dem Typ B, 11 Frakturen dem Typ C sowie 25 Frakturen dem Typ M zugeordnet. Bei insgesamt 153 der 160 Gelenkwalzenfrakturen lag eine Dislokation des Discus articularis nach antero-medial vor, wobei der Diskus jeweils auf der Oberfläche des medialen Fragments verblieb (vgl. Verlagerungstyp A nach Bumann). Die Häufigkeiten für das Auftreten von Diskusdislokation unterschieden sich für die verschiedenen Subtypen diakapitulärer Frakturen nicht voneinander.

Eine MRI Studie von Ren et al. (2018) bewertete die chirurgische Refixierung des nach antero-medial dislozierten Diskus (50 Frakturen) gegenüber einer Nicht-Fixierung (94 Frakturen) im Rahmen der ORIF von insgesamt 144 Kiefergelenkwalzenfrakturen (Neff-Typ A, B, C). Verglichen wurden Länge und Morphologie des Diskus präoperativ und zu verschiedenen Nachbeobachtungszeitpunkten von 3, 6, 12 und 18 Monaten nach ORIF. Die Diskusposition sowie Begleitverletzungen des diskoligamentären Apparats wurden ebenfalls beurteilt.

Die Studie zeigte mit den von Emshoff et al. (2007) und Yu et al. (2013) publizierten Daten vergleichbare Ergebnisse für das Auftreten von Diskusdislokationen (98 %), retrodiskalen Abrissen (75 %) und lateralen Kapselrupturen (40 %) bei Gelenkwalzenfrakturen (Ren et al. 2018). Kapselrisse regenerierten sowohl nach chirurgischer Refixierung als auch bei Nicht-Fixierung des dislozierten Diskus im Zuge der ORIF. Retrodiskale Läsionen und Gelenkergüsse zeigten nach chirurgischer Refixierung eine deutlich bessere Restitution als bei Nicht-Fixierung.

Durch eine Fixierung des Diskus blieb der postoperativ elongierte Diskus zwischen Kondylus und Fossa articularis positioniert. Dagegen verkleinerte sich der Diskus bei Nicht-Fixierung im Follow up und war zunehmend weiter mit dem proximalen Fragment

nach anterior disloziert (vgl. Verlagerungstyp B nach Bumann). Weil eine Diskusdislokation sekundär Knochenabbau bis hin zu Veränderungen des Gesichtsskeletts, Okklusionsstörungen oder ein vermindertes Unterkieferwachstum bedingen kann sowie auch zur Vermeidung einer Ankylosierung, plädieren die Autoren dafür, bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen zusätzlich eine Reposition des Diskus durchzuführen (Ren et al. 2018).

In einer prospektiven MRI Studie von Akkemik et al. (2022) mit Daten aus den Jahren 1998/1999 wurden die Beziehungen zwischen den Frakturtypen nach Spiessl & Schroll zu retrodiskalen Läsionen, Veränderungen der Diskusmorphologie, Kapseleinrissen und zu Diskuspositionen/-verlagerungen bei 24 Patienten mit 33 Kiefergelenkfortsatzfrakturen untersucht.

Die eine Subgruppe von 12 Patienten mit 17 Frakturen, darunter 9 Typ V Frakturen wurde lediglich initial, in der Akutphase nach Trauma untersucht.

Die andere Subgruppe von ebenfalls 12 Patienten mit 16 Frakturen, darunter 4 Typ V und 2 Typ VI Frakturen wurde sowohl initial als auch im Follow up 3 Monate nach konservativer Therapie (mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) für 7 bis 15 Tage und anschließende Funktionstherapie) auf Weichgewebe-/Diskusveränderungen überprüft.

Im Kollektiv mit Follow up wurden erhöhte Signalintensitäten im MRI aufgrund von Diskusdislokation sowie Gelenkergüssen/Hämarthrosen sowohl direkt posttraumatisch als auch in der Nachfolgeuntersuchung – aufgrund degenerativer Veränderungen des Diskus – verzeichnet. In Folge der Kontusion konnte die Signalintensität aber auch bei physiologischer Diskusposition posttraumatisch verändert sein.

Posttraumatisch und insbesondere im Follow up wurde eine Veränderung der Diskusmorphologie auf der frakturierten Seite festgestellt. Die Disci erschienen bikonkav, moderat deformiert, im Bereich der Pars posterior verdickt, komprimiert oder gefaltet. Insbesondere bei den Typ V Frakturen kam es posttraumatisch zu retrodiskalen Läsionen, während die Kiefergelenkscapsel seltener betroffen war (Akkemik et al. 2022).

Als Besonderheit lag eine anteriore bzw. mediale Dislokation des Diskus initial bei 2 unilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen jeweils auf der nicht-frakturierten Seite (1 Typ V Fraktur, 1 Typ VI Fraktur) sowie einseitig bei einer bilateralen Kiefergelenkwalzenfraktur (1 Typ VI Fraktur) vor. In der Nachuntersuchung dieser Kiefergelenkwalzenfrakturen persistierte die Diskusdislokation jeweils, wobei bei der unilateralen Typ VI Fraktur zusätzlich eine Dislokation des Diskus nach anterior auf der frakturierten Seite gefunden wurde. Bei einer anderen unilateralen Walzenfrakturen (Typ

V) wurde außerdem eine neu aufgetretene Diskusdislokation nach posterior auf der frakturierten Seite festgestellt.

Die posteriore Diskusdislokation wurde allem Anschein nach durch Trauma induzierte Verlängerung des kollateralen und anterioren Ligaments bei gleichzeitiger Luxation des Gelenkköpfchens nach anterior aus der Fossa hervorgerufen. Für diese Situation gibt es bei Bumann et al. (1993) keine Entsprechung.

### 1.3.5 Behandlungskonzepte von Kiefergelenkwalzenfrakturen – Indikationen/Kontraindikationen von operativer versus konservativer Therapie

Zur Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze sind sowohl konservative als auch operative Therapieoptionen etabliert, deren Effektivität und potenzielle gegenseitige Überlegenheit jedoch immer wieder Anlass zu Kontroversen geben (Rasse 1993, Umstadt et al. 2000, Neff et al. 2005, Eckelt et al. 2006).

#### 1.3.5.1 Prinzipien der operativen Therapie und Therapieergebnisse der ORIF/CR bei Kiefergelenkwalzenfrakturen

Ein chirurgisches Prozedere setzt sich bei Erwachsenen immer mehr durch (Rasse 1993, Neff et al. 1999, Neff et al. 2000, Neff et al. 2002, Hlawitschka et al. 2005, Loukota 2007, Landes et al. 2008b, Schneider et al. 2008, He et al. 2009, Yan et al. 2019, Lai und Liao 2020, Neuhaus et al. 2022). Die ORIF wurde mehrfach in methodisch hochwertigen Studien (Hlawitschka et al. 2005, Eckelt et al. 2006, Landes et al. 2008b, Schneider et al. 2008) und Metaanalysen (Al-Moraissi und Ellis III 2015, Chrcanovic 2015), also mit hohen Evidenz Leveln, als optimales Behandlungsverfahren bei Kiefergelenkwalzenfrakturen von Erwachsenen bestätigt. Ab einem Alter von 16 Jahren wird in der Regel von einer vollständigen permanenten Dentition und demnach adulten Knochen- bzw. Gelenkverhältnissen ausgegangen.

Das Hauptargument für die zunehmende Wahl operativer Therapieverfahren (ORIF) zur Versorgung diakapitulärer Frakturen besteht in der Möglichkeit zur korrekten anatomischen Reposition der Fragmente und des Discus articularis. Darüber hinaus bietet sich nach stabiler Osteosynthese eine frühzeitige Mobilisation und funktionelle Rehabilitation des Kiefergelenks (Neff et al. 2005, Eckelt et al. 2006, Schneider et al. 2008, Boffano et al. 2014, Kolk und Neff 2015, Ren et al. 2020).

Belege und Evidenzen auf höchstmöglichem Level für die Überlegenheit einer ORIF gegenüber konservativen Vorgehensweisen werden zunehmend verfügbar.

Die folgende Auflistung beschränkt sich auf Arbeiten mit hohem Evidenz-Level und Metaanalysen:

Die beiden prospektiv randomisierten Multicenter Studien von Eckelt et al. (2006) und Schneider et al. (2008) – entsprechend einem ersten Randomized Clinical Trial (RCT) zur Behandlung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen – befassen sich mit demselben Patientenkollektiv. Beurteilt wurden jeweils funktionelle und subjektive Therapieergebnisse nach ORIF und nach Closed Reduction (CR) von Kiefergelenkfortsatzfrakturen. Während Eckelt et al. (2006) dabei den Aspekt der Dislokation beleuchten,

gehen Schneider et al. (2008) insbesondere auf die Frakturhöhe (Level of fracture) ein. Versorgt wurde in beiden Studien dasselbe Patientenkollektiv mit 79 Kiefergelenkfortsatzfrakturen.

Bei den Kiefergelenkfortsatzfrakturen handelte es sich um Frakturen mit moderater Dislokation, d.h. das gelenktragende Fragment war entweder um 10-45 Grad anguliert, oder es lag eine Höhenreduktion des Ramus ascendens von über 2 mm vor:

Die Nachuntersuchungen erfolgten nach 6 Wochen und nach 6 Monaten. Die Fragmentreposition wurde anhand von Röntgenaufnahmen beurteilt. Klinisch wurden die maximale Kieferöffnung sowie Laterotrusion und Mediotrusion der Mandibula evaluiert. Das individuelle Schmerzempfinden und Beschwerden wurden anhand von visuellen Analogskalen von 0-10 bewertet (Eckelt et al. 2006).

Das Untersuchungskollektiv der beiden Studien umfasste 23 Gelenkwalzenfrakturen. Wenngleich grundsätzlich akzeptable Behandlungsergebnisse festgehalten werden konnten, erwies sich die operative Therapie mit Reposition und Fixation, unabhängig vom gewählten Osteosyntheseverfahren, der konservativen Therapie in allen objektiven und subjektiven Erfolgsparametern überlegen (Eckelt et al. 2006, Schneider et al. 2008).

Landes et al. (2008a) verglichen Therapieergebnisse nach ORIF und CR bei 22 Patienten mit 26 nicht-dislozierten Kiefergelenkwalzenfrakturen (Typ VI). Eine Nachuntersuchung erfolgte 1 Jahr postoperativ bei insgesamt 17 Patienten (9 ORIF, 8 CR). Die maximale Kieferöffnung war in beiden Gruppen restituiert. Die Kiefergelenkmobilität war bei jeweils 2 Patienten nach ORIF und CR eingeschränkt. 2 Patienten nach ORIF hatten persistierende Schmerzen.

Im Vergleich dazu bestand bei einem Patienten nach konservativer Therapie eine Malokklusion. Nach Reposition des medialen Fragments kam es nach ORIF geringfügig stärker zum Knochenremodeling am medialen Kondyluspol als nach CR. Die vertikale Ramushöhe konnte bei keinem der konservativ versorgten Patienten wiederhergestellt werden.

Insgesamt lag die Erfolgsquote nach ORIF bei 78 % verglichen mit 75 % nach CR. Obgleich keine eindeutige Überlegenheit der ORIF mit Mikroplatten gegenüber der CR herausgestellt werden konnte, wurde die chirurgische Vorgehensweise zur zukünftigen Anwendung empfohlen.

Bei der Studie von Meng et al. (2010a) handelte es sich um eine tierexperimentelle Studie an 8 Schafen mit Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B, von denen jeweils 4 konservativ bzw. operativ versorgt wurden. In der Nachuntersuchung 12 Wochen später war nach konservativer Therapie im Gegensatz zur ORIF die maximale

Kieferöffnung und die Unterkiefermobilität eingeschränkt. Das mediale Fragment war im konservativ versorgten Kollektiv nach antero-medial disloziert, zudem waren Ankylosierungen und osteoarthrotische Veränderungen im Bereich der Gelenkfläche röntgenologisch sichtbar. Nach ORIF hatte nur ein geringfügiges Knochenremodeling und adaptive Veränderungen der Kondylusoberfläche stattgefunden.

Bereits 2012 führte Chrcanovic (2012) einen Literaturreview zur Therapie diakapitulärer Frakturen – ORIF versus CR – durch. Insgesamt wurden 31 Studien, darunter sowohl klinische als auch tierexperimentelle Studien, analysiert. Anhand der Therapieergebnisse wurden aus den Studien die Indikationen für eine der beiden Therapieoptionen subsumiert: Eine ORIF wurde bei Höhenreduktionen des Ramus ascendens sowie bei Luxationsfrakturen indiziert. Begleitend wurde für die Reposition eines dislozierten Diskus votiert, um einer Ankylosierung vorzubeugen. Zu den Indikationen der CR zählten dagegen Frakturen ohne vertikalen Höhenverlust, nicht-dislozierte Frakturen, mehrfragmentäre Frakturen mit multiplen kleinen Intermediärfragmenten sowie Frakturen bei Kindern.

Bei vorliegender Indikation wurde das chirurgische Prozedere kombiniert mit einer Physiotherapie in der Metaanalyse als prognostisch günstig eingestuft. Bei adäquater Durchführung stellte die ORIF ein sicheres und vorhersagbares Verfahren zur Versorgung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen dar und erzielte gute Therapieergebnisse. 6 der hier enthaltenen Studien sind identisch mit Arbeiten, die später in den Metaanalysen von Al-Moraissi und Ellis III (2015) und Chrcanovic (2015) wieder aufgeführt wurden.

Al-Moraissi und Ellis III (2015) führten eine Metaanalyse zum Vergleich klinischer Ergebnisse nach ORIF und geschlossener Therapie – Closed Reduction (CR) von uni- und bilateralen Kiefergelenkfortsatzfrakturen bei Erwachsenen durch, allerdings ohne dass dabei Kiefergelenkwalzenfrakturen gesondert betrachtet wurden.

Ausgewertet wurden insgesamt 23 Studien, darin inbegriffen 5 randomisierte oder quasi-randomisiert kontrollierte Studien, unter anderen die Studien von Eckelt et al. (2006) und Schneider et al. (2008) sowie 16 kontrollierte klinische Studien und 2 retrospektive Studien. Insgesamt errechnet sich daraus eine Anzahl von 1318 Patientenfällen, von denen 615 chirurgisch und 703 konservativ versorgt worden waren. Vergleichsparameter waren die maximale Kieferöffnung, Unterkiefermobilität, Schmerzen, Malokklusion, Deviation und Anzeichen einer temporomandibulären Dysfunktion in Nachbeobachtungszeiträumen von 6 Monaten bis 3 Jahren.

Die ORIF in den ausgewählten Studien erfolgte mit Miniplatten oder Zugschrauben und anschließender elastischer mandibulo-maxillärer Fixation (MMF) für circa 3 Tage. Die



konservative Therapie bestand in einer MMF (ggf. in Kombination mit Gummizügen) von bis zu 35 Tagen und anschließender Physiotherapie.

Die Metaanalyse bestätigte, dass die ORIF gegenüber der CR bei der Versorgung von Frakturen im Bereich des Gelenkfortsatzes beim Erwachsenen bessere funktionelle klinische Ergebnisse (subjektiv und objektiv) erzielt.

In einer weiteren Metaanalyse schlossen Chrcanovic (2015), im Unterschied zu der bereits oben erwähnten Literaturübersicht (Chrcanovic 2012) zu den Behandlungsvarianten bei Kiefergelenkwalzenfrakturen (ORIF versus CR), ausschließlich klinische Studien ein. Aus insgesamt 36 Studien wurden abermals die Ergebnisse – die maximale Kieferöffnung, Deviation, Protrusion, Mediotrusion und das Vorhandensein einer Malokklusion – zusammengefasst. Als weiterer Vergleichsparameter diente das Vorhandensein von Schmerzen. Verglichen mit der CR waren nach ORIF die Protrusions- und Mediotrusionskapazitäten des Kondylus besser, Deviationen bei Kieferöffnung geringer und Malokklusionen bestanden seltener. Andererseits war das Risiko von Wundinfektionen insbesondere beim chirurgischen Prozedere erhöht. Die maximale Kieferöffnung war nach beiden Therapievarianten gleichermaßen restituiert. Schmerzen sowie ein Kiefergelenksknacken traten nach beiden Therapievarianten auf. Angesichts insgesamt überlegener Therapieergebnisse wurde in den in der Metaanalyse eingeschlossenen Studien, insbesondere bei dislozierten Kiefergelenkwalzenfrakturen, das chirurgische gegenüber dem konservativen Prozedere präferiert.

Eine Metaanalyse von Berner et al. (2015) verglich Therapieergebnisse nach ORIF und konservativer Therapie von Kiefergelenkfortsatzfrakturen anhand von 8 Studien. In drei dieser Studien – darunter die bereits zitierten Arbeiten von Eckelt et al. (2006) bzw. Schneider et al. (2008) und eine retrospektive Studie von Throckmorton und Ellis (2000) – wurden unter anderem Kiefergelenkwalzenfrakturen betrachtet. Als Vergleichsparameter dienten die maximale Kieferöffnung, Pro- und Laterotrusion, Schmerz und Okklusionsstörungen. Die analysierten Studien belegten hinsichtlich dieser Parameter bessere Ergebnisse für die ORIF.

Ein direkter Vergleich der Studien war allerdings aufgrund uneinheitlicher Studienprotokolle, Nachbeobachtungszeiträume und Einschlusskriterien sowie fehlender Informationen zur Frakturklassifikation erschwert.

In einer Studie von Ho et al. (2015) wurden funktionelle Therapieergebnisse nach operativer und konservativer Therapie von bilateralen Kiefergelenkfortsatzfrakturen beurteilt. Anhand einer speziellen Einteilung nach Chen et al. (2011) wurden die Kiefergelenkfortsatzfrakturen 3 Subgruppen (Typ I-III) zugeordnet, von denen die erste

bilaterale Kollum- und Walzenfrakturen beinhaltete. In der Auswertung wurden 20 operativ und 18 konservativ versorgte Patienten – mit vollständiger klinischer und radiologischer Verlaufsdokumentation – berücksichtigt. Neben funktionellen Parametern (Malokklusion, Kaufunktion, maximale Mundöffnung) wurden auch subjektive Therapieergebnisse (Kiefergelenkschmerz, Knackgeräusche) (vgl. auch 1.3.16) verglichen. Nach korrekter anatomischer Fragmentreposition zeigte die ORIF dabei insgesamt bessere funktionelle und radiologische Ergebnisse sowie eine höhere Patientenzufriedenheit.

Von Kolk und Neff (2015) wurden Therapieergebnisse nach ORIF bei Kiefergelenkwalzenfrakturen erstmals nach einem langfristigen Beobachtungszeitraum von fünf Jahren zusammengefasst. Neben radiologischen, anatomischen sowie objektiven funktionellen Parametern wurde auch die subjektive Patientenzufriedenheit bewertet. Verglichen wurden Therapieergebnisse nach ORIF mit LSFPSO mit 1,7 mm Kleinfragmentschrauben (22 Patienten mit 31 Gelenkwalzenfrakturen) und einem historischen Referenzkollektiv (aus den Jahren 1999-2000) nach konventioneller Mini- oder Mikroplattenosteosynthese (43 Patienten mit 56 Gelenkwalzenfrakturen). Die Studie war die Fortsetzung einer Erstuntersuchung nach 1 Jahr postoperativ (Neff et al. 2005), in der ursprünglich 26 Patienten mit 36 Kiefergelenkwalzenfrakturen eingeschlossen waren.

Fünf Jahre nach ORIF zeigten sich weder Höhenminderungen des Ramus ascendens noch Okklusionsstörungen. Die physiologische Funktion von Kondylus und Diskus sowie die Funktion des M. pterygoideus lateralis waren wiederhergestellt (Kolk und Neff 2015). Diese Ergebnisse waren den Ergebnissen retrospektiver Kontrollstudien nach CR überlegen (Neff et al. 1999, Neff et al. 2002, Neff et al. 2004). Ein Verlust der vertikalen Ramushöhe stand bei Patienten nach konservativer Therapie im Vordergrund.

Schmerz, als zentrale Größe der Health-related Quality of Life (HRQoL) (siehe 1.3.16), war nach ORIF nicht oder nur in geringem Maße vorhanden. Ein vergleichbares konservativ versorgtes Kollektiv zeigte dagegen eine stärkere Dysfunktion (DI) und eine entsprechend geringere HRQoL (Neff et al. 2002).

In der Studie von Lai und Liao (2020) waren 16 Patienten mit insgesamt 21 Kiefergelenkwalzenfrakturen eingeschlossen – darunter nach der Klassifikation von He et al. 12 Frakturen vom Typ A, 7 vom Typ M und eine vom Typ B – alle mit Dislokationen – und eine nicht dislozierte Fraktur vom Typ A. Von diesen Frakturen wurden nur 3 konservativ versorgt. Zur ORIF wurden 2 Mikroplatten bzw. in einem Fall Zugschrauben verwendet. Im Follow up nach 1 Jahr wurden neben einer radiologischen Kontrolle klinisch Okklusion, maximale Kieferöffnung sowie potenzielle Komplikationen überprüft. Mit Ausnahme von zwei Patienten, bei denen eine leichte Malokklusion auftrat, wurden nach

ORIF im Nachbeobachtungszeitraum von 1 Monat bis zu 1 Jahr zufriedenstellende Ergebnisse erzielt. Bei den drei konservativ versorgten Patienten traten bei Kontrolle nach einem Jahr keine Komplikationen auf.

Die retrospektive Studie von Madadian et al. (2020) umfasste insgesamt 358 Patienten mit Kiefergelenkfortsatzfrakturen. Über einen Zeitraum von 2005-2018 wurden davon 72 Patienten konservativ, oder 177 geschlossen mit einer Phase von MMF und 109 Patienten operativ (ORIF) versorgt und im Median von 7 Wochen nach Trauma die Therapieergebnisse verglichen. Die konservative Therapie bestand ausschließlich aus weicher Kost, Schmerzmedikation und regelmäßigen Kontrolluntersuchungen. Hinsichtlich der Vergleichsparameter Protrusion, Laterotrusion und Schmerz erzielte die ORIF gegenüber den beiden nicht-operativen Therapiealternativen überlegene Ergebnisse. Die maximale Kieferöffnung war dagegen nach ORIF stärker eingeschränkt. Zu einer temporären Läsion des N. facialis (n = 5/109) und zu Resorptionen im Bereich der Kondylusoberfläche (n = 2/109) kam es nur nach ORIF. Insgesamt erzielte die ORIF postoperativ bessere funktionelle Ergebnisse. Nach Empfehlung der Autoren sollte beim Therapieentscheid, trotz günstigerer Therapieergebnisse, das Risiko potenzieller chirurgischer Komplikationen bei ORIF von Kiefergelenkfortsatzfrakturen abgewogen werden.

In einer neueren Studie untersuchten Kolk et al. (2020) die Langzeitergebnisse nach LSFPSO mit 2 oder 3 Kleinfragmentschrauben aus Titan im Vergleich zu geschlossener Therapie mit anschließender halbstarrer MMF und Führungsgummizügen für jeweils 7 Tage. Danach erfolgte eine Übungsbehandlung.

Das konservativ versorgte Kollektiv umfasste 26 Patienten mit 29 Kiefergelenkwalzenfrakturen, das LSFPSO Kollektiv bestand aus 54 Patienten mit 73 Kiefergelenkwalzenfrakturen vom Neff-Typ B und C. Das postoperative Follow up Intervall betrug 28,5 Monate.

Nach ORIF wurde die vertikale Ramushöhe zuverlässig wiederhergestellt und blieb annähernd erhalten. So lag lediglich eine Höhenminderung von 0,5 mm bei Neff-Typ B Frakturen, von 0,7 mm bei Neff-Typ C Frakturen nach ORIF vor. Im Vergleich dazu war röntgenologisch nach CR ein Verlust der vertikalen Ramushöhe um 4,5 mm bei Neff-Typ B Frakturen bzw. um 5,0 mm bei Neff-Typ C Frakturen festzustellen.

Zudem waren nach CR das kleine Fragment und der Diskus häufig nach antero-medial disloziert, während bei ORIF das kleine Fragment korrekt reponiert worden war. Eine laterale Deviation des Unterkiefers bei maximaler Kieferöffnung von > 2 mm lag bei 6 von 26 Patienten nach CR vor. Der Grad der maximalen Kieferöffnung war in beiden

Gruppen vergleichbar. Sowohl die Protrusions- als auch die Mediotrusionskapazitäten des frakturierten Kondylus waren nach ORIF besser. Malokklusionen bestanden nach CR häufiger als nach ORIF. Auch bei Erhebung des Helkimodysfunktionsindex bzw. der „Research Diagnostic Criteria“ (RDC) für „Temporomandibular Disorders“ (TMD) (vgl. 1.3.16) schnitt das Kleinfragmentschraubenkollektiv überlegen ab.

Zu den Prognosefaktoren, die sich auf das Therapieergebnis nach CR auswirken sollen, zählten das Alter, das Geschlecht, die Angle Klasse sowie Okklusion und Bezahnung. Ein Zusammenhang bestand dabei zwischen einem Alter von über 25 Jahren und einem eingeschränkten Bewegungsspielraum des Kiefergelenks (Protrusion, Mediotrusion) sowie zwischen Okklusionsstörungen, einer geringen Zahnzahl insbesondere im posterioren Bereich und dem Auftreten von Myopathien bzw. Schmerz. Eine Angle Klasse II oder III korrelierte mit der Entwicklung einer Dysfunktion (DI). Auch ein vertikaler Höhenverlust des Gelenkfortsatzes führte zu Dysfunktionen (RDC/TMD) und zur Ausbildung eines tiefen Bisses. Zuletzt wurde eine Assoziation zwischen dem weiblichen Geschlecht sowie dem Patientenalter und chronischen Schmerzen festgestellt.

Bei Vorliegen dieser prognostisch ungünstigen Faktoren sollte nach Ansicht der Autoren eher operativ vorgegangen werden. Die Empfehlung für eine konservative Therapie wurde auf gering, oder nicht dislozierte Frakturen und stabile okklusale Verhältnisse bezogen.

Insgesamt ergab die Studie von Kolk et al. (2020) überlegene funktionelle Ergebnisse und eine bessere QoL nach ORIF mit LSFPSO als nach CR. Zudem waren die Langzeitergebnisse nach operativer Therapie besser vorhersagbar. Unter Berücksichtigung prognostisch relevanter Faktoren sollen aber mit beiden Therapieoptionen überwiegend akzeptable Ergebnisse erzielt werden.

Ergänzend sei auf die Metaanalyse von Han et al. (2020) sowie auf weitere RCTs von Rastogi et al. (2015) und von Shiju et al. (2015) hingewiesen. Allerdings sind diesen Analysen keine ausdrücklich auf Kiefergelenkwalzenfrakturen bezogene Ergebnisse zu entnehmen. Verglichen wurden wiederum die klinischen Ergebnisse nach chirurgischer (ORIF) versus geschlossener Therapie von Kiefergelenkfortsatzfrakturen. Bei insgesamt überlegenen Therapieergebnissen nach chirurgischem gegenüber konservativem Vorgehen, wurde die ORIF zur Versorgung bei Kiefergelenkfortsatzfrakturen in den analysierten Arbeiten favorisiert.

### 1.3.5.2 Prinzipien der konservativen Therapie und Komplikationen der CR bei Kiefergelenkwalzenfrakturen

Konservative Behandlungskonzepte von Kiefergelenkfortsatzfrakturen, inklusive von Walzenfrakturen, beruhen im Grundsatz auf funktionstherapeutischen Prinzipien (Neff 2003). Sie bestehen in einer mandibulo-maxillären Fixation (MMF) über dentale Schienenverbände oder Schrauben zur Immobilisation des Unterkiefers für circa 7-14 Tage. Daran schließt möglichst frühzeitig eine Physiotherapie an, um Ankylosierungen vorzubeugen (Neff 2003).

Obschon durch die zusätzliche Verwendung elastischer Gummizüge und Übungsbehandlung auch nach konservativer Therapie akzeptable funktionelle Ergebnisse erzielt werden können, ist eine anatomische Reposition und die Wiederherstellung der vertikalen Dimension bei Höhenminderung des Ramus ascendens bei einer geschlossenen Therapie a priori ausgeschlossen. Stattdessen machen ausgeprägte Dislokationen permanente Deformationen des Gelenkkopfs wahrscheinlich, weil Resorptionen und progressive Remodellierungsprozesse an den proximalen und distalen Fragmentenden auftreten (Kermer et al. 1998).

Dauerhafte Dislokationen des Discus articularis und nachfolgende dysfunktionelle Beschwerden, eine fibröse oder ossäre Ankylosierung und Malokklusionen sind gehäufte und typische Konsequenzen der konservativen Therapie von diakapitulären Frakturen (Boffano et al. 2014, Ren et al. 2020).

Aus unversorgten in Fehlstellung verheilten Kiefergelenkwalzenfrakturen können im Extrem sogenannte „Bifide Condyles“ resultieren (Abbildung 1.3-12).

Nach Dislokation einer Walzenfraktur in antero-medialer Richtung, entsprechend der Zugrichtung des M. pterygoideus lateralis, wandelt sich das Fragment durch Metaplasie und Resorption zu einem akzessorischen Gelenkköpfchen (Coclici et al. 2020).

Der bifide Kondylus hat typischerweise eine Y-Form (Antoniades et al. 1993). Posttraumatisch besteht häufig eine Ankylosierung bei eingeschränkter Unterkiefermobilität und/oder Gesichtsasymmetrie. Bei auftretender klinischer Symptomatik sollte zunächst erst eine konservative Therapie erfolgen. Im Falle einer Ankylose sollte operativ interveniert werden (Coclici et al. 2020).

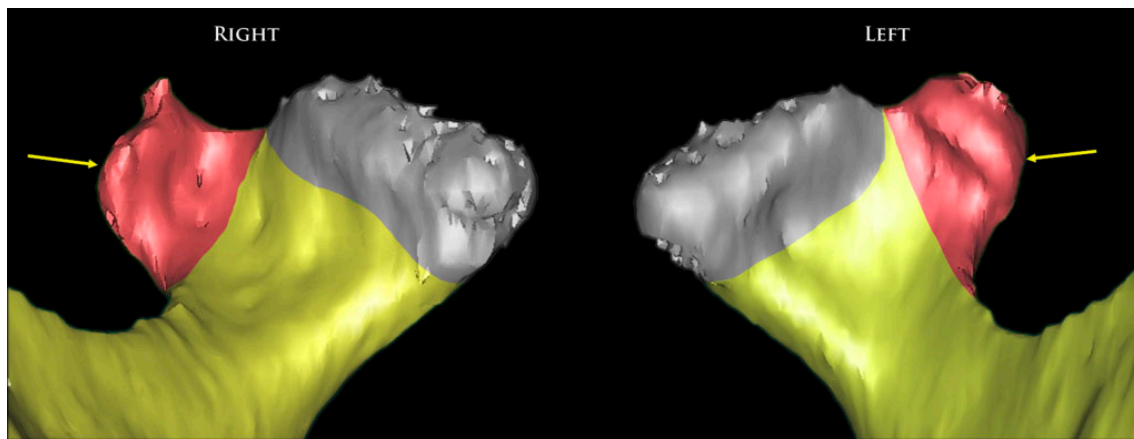


Abbildung 1.3-12 Dreidimensionale CT Rekonstruktion mit akzessorischen Gelenkköpfchen im Bereich des Kollum rechts und links (die „Bifide Condyles“ sind mit Pfeilen markiert), die physiologisch artikulierenden Kondylen sind grau markiert (Quelle: Tanner J, Friedlander A and Chang T (2012) Bilateral bifid mandibular condyles diagnosed with three-dimensional reconstruction. *Dentomaxillofac Radiol* 41 (8):691-695) (Tanner et al. 2012)

Die Realität ist, dass bei Erwachsenen wegen der allgemein als schwierig eingeschätzten Operationstechnik und der Komplikationsrisiken (z.B. N. facialis Läsionen) trotz hochevidenter Belege für die Überlegenheit einer ORIF immer noch konservative Therapieverfahren mit ihrem vergleichsweise hohen Sicherheitsprofil gewählt werden (Boffano et al. 2014).

Nach konservativer Therapie von Kiefergelenkwalzenfrakturen sind aber regelmäßig Formveränderungen des Kondylus, ein vertikaler Höhenverlust des Ramus ascendens, Diskusdislokationen, dysfunktionelle Beschwerden, eine Kiefergelenksankylose und Okklusionsstörungen zu beobachten (siehe vorstehende RCTs, Meta-Analysen) (Hlawitschka et al. 2005, He et al. 2010).

Bei stark dislozierten, minor-fragmentierten uni- oder bilateralen Gelenkwalzenfrakturen mit ungünstiger Prognose für eine funktionelle und beschwerdefreie Restitution (vgl. 1.3.16) sollte im Grundsatz immer operativ vorgegangen werden. Die Begründung wird in der exakten anatomischen Reposition als optimale Voraussetzung für die funktionelle Rehabilitation gesehen (Hlawitschka et al. 2005, Eckelt et al. 2006, Chrcanovic 2012, Kolk und Neff 2015, Madadian et al. 2020).

Die ORIF ist allerdings ausgerechnet bei diesen Frakturen technisch höchst anspruchsvoll und komplikationsträchtig. Sie sollte in derartigen Fällen nicht zu Anfang einer Lernkurve stehen.

Auch bei Frakturen ohne einen vertikalen Höhenverlust des Ramus ascendens oder eine laterale Luxation des Gelenkköpfchens aus der Fossa glenoidalis kann gelegentlich die

Indikation zur operativen Intervention bestehen. So berichtete Sikora et al. (2021a) über einen atypischen Fall einer Kiefergelenkwalzenfraktur bei der, trotz Erhalt der vertikalen Dimension des Ramus ascendens, eine fast vollständige Kieferöffnungseinschränkung persistierte. Es erfolgte die ORIF über einen retroaurikulären Zugangsweg um durch Reposition der Kiefergelenkskomponenten (Gelenkköpfchen und Diskus) die Kieferbeweglichkeit zu verbessern bzw. vollständig wiederherzustellen. Postoperativ bestand keine Okklusionsstörung und die maximale Kieferöffnung konnte auf eine interinzisale Distanz von 43 mm rehabilitiert werden (Sikora et al. 2021a).

### 1.3.6 Osteosynthesetechniken bei Kiefergelenkwalzenfrakturen – Übersicht und Varianten

Bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen sind sechs wesentliche Gesichtspunkte zu beachten. Maßgeblich sind die präoperative Diagnostik einschließlich der (virtuellen) Evaluation und Planung, ein geeigneter chirurgischer Zugangsweg, die exakte Fragmentreposition, die stabile Fixation, die Reparatur des Discus articularis und – im Falle assoziierter dislozierter non-kondylärer Unterkieferfrakturen – die Wiederherstellung der physiologischen Breite des Unterkieferbogens (Shakya et al. 2020).

An die mittlerweile allerorten obligate 3D Frakturdiagnostik (CT, DVT) kann eine präoperative computergestützte Simulation, bekannt als virtuelle chirurgische Planung (Virtual Surgical Planning – VSP), mit Reposition der Fragmente erfolgen. Somit lässt sich bereits präoperativ über das Osteosyntheseverfahren und den dazu nötigen Zugangsweg entscheiden (Shakya et al. 2020).

Intraoperative Cone-Beam CT erlauben eine Überprüfung des erreichten Repositionsergebnisses.

Anderweitig lässt sich die Reposition und Fixation von Walzenfrakturen ohne Strahlenexposition und in real-time mit elektro-magnetischen Navigationstechniken kontrollieren (Han et al. 2018).

Zur Osteosynthese bei Kiefergelenkwalzenfrakturen sind Mini- oder Mikroplattensysteme (Profilstärke meist zwischen 0,55 bis 1,5 mm, maximal 2,4 mm) aus Titan prinzipiell geeignet (Neff 2003).

Die Plattensysteme werden entweder allein oder in Kombination mit anderen Materialien (Draht Ligaturen, Kirschner Drähte, PDS Pins, Titan Stellschrauben) verwendet (Neff et al. 1999, Neff et al. 2005, He et al. 2009, Lai und Liao 2020, Diarra et al. 2023).

Bei Verwendung resorbierbarer Plattensysteme erübrigt sich ein Zweiteingriff zur Osteosynthesematerialentfernung (vgl. 1.3.12) (Umstadt et al. 2000, Suzuki et al. 2004, Chaithanyaa et al. 2011, Shakya et al. 2020).

Rasse beschrieb 1993 als erster die definitive laterale Schraubenosteosynthese für Gelenkwalzenfrakturen (Rasse 1993). Im Vorlauf dazu wurden über einen (prä-) aurikulären Zugang anfangs 2-3 resorbierbare Pins eingebracht. Wegen unzureichender Stabilität wurden später jedoch nur noch ein Pin oder Kirschner Draht in Kombination mit einer 2,0 mm Titan Minischraube oder aber nur zwei 2,0 mm Titan Minischrauben verwendet (Kermer et al. 1998).

Die Technik mit zwei Titanschrauben wurde unmittelbar nach deren Einführung von Neff et al. (2003) aufgegriffen. Dabei kamen 1,7 mm Kleinfragmentschrauben aus Titan zur Anwendung. Unter physiologischer und forcierter Belastung zeigte diese Form der Osteosynthese eine hohe Funktionsstabilität mit klinisch adäquaten Ergebnissen (Neff et al. 2005).

Für die Fixation zur (definitiven) Stabilisierung von Kiefergelenkwalzenfrakturen durch die Insertion von Osteosyntheseschrauben ausgehend vom Ramus Frakturende (Synonyme Bezeichnungen: distales, großes oder laterales Kondylusfragment) in Richtung auf den medialen Walzenpol wird von der Gruppe um Neff und zahlreichen Autoren in deren Gefolge, immer häufiger der Begriff „Laterale Kleinfragment Stellschrauben Osteosynthese“ oder „Lateral Small Fragment Positional Screw Osteosynthesis“ (LSFPSO oder auch SFPSO) verwendet (Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015, Pavlychuk et al. 2020b, Skroch et al. 2020).

Neben der Verwendung von Kleinfragmentschrauben als Stell- oder Positionierungsschrauben können Osteosyntheseschrauben auch nach dem Zugschraubenprinzip inseriert werden. Zur Vereinfachung der Methodik wurde später ein spezielles Zugschraubendesign, sogenannte kanülierte Zugschrauben, eingeführt (Pilling et al. 2006, Loukota 2007, Leonhardt et al. 2017).

Über die Anwendung resorbierbarer Schrauben zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde verschiedentlich berichtet (Kermer et al. 1998, Umstadt et al. 2000, Oki et al. 2006, Wang et al. 2013). Der Einsatz resorbierbarer Pins ist ebenfalls beschrieben worden (Abdel-Galil und Loukota 2008, Müller-Richter et al. 2011, Schneider et al. 2013).

Die Limitationen resorbierbarer Systeme bestehen allerdings in der geringeren Primärstabilität der Osteosynthese, weshalb eine sofortige belastungsstabile Übungstherapie kritisch erscheint (Neff 2003).

Persistierende Dislokationen des Discus articularis können Dysfunktionen und/oder längerfristig Ankylosen verursachen (vgl. 1.3.4). Präventiv spielen die Reposition,



Reparatur und Resuspension des regelhaft nach antero-medial dislozierten Diskus eine wichtige Rolle für den Therapieerfolg. Zur Resuspension des diskoligamentären Apparats sind verschiedene Methoden angegeben worden (He et al. 2015, Cai et al. 2018, Zhou et al. 2019, Shakya et al. 2020) (vgl. 1.3.13).

Uni- oder bilaterale Frakturen des Kiefergelenkfortsatzes treten häufig in Kombination mit Unterkieferkorpusfrakturen auf. Transversale Dislokationen der Korpusfragmente führen zur Aufweitung des Kieferbogens („mandibular widening“ bzw. sog. „open book fracture“) und zu einer ad latus Frakturstellung im Kiefergelenkfortsatzbereich. Das distale/Ramus Frakturende ist nach lateral verlagert, während sich das proximale gelenktragende Fragment im „medial override“ befindet. Der Schlüssel zur Wiederherstellung der originären topografischen Relationen entlang des Kiefergelenkfortsatzes ist die passgenaue Reposition der Korpusfragmente mit anschließend lasttragender Osteosynthese (Shakya et al. 2020).

### 1.3.7 Operative Zugangswege zur Frakturzone

Ein geeigneter operativer Zugangsweg ist obligate Voraussetzung für erfolgreiche chirurgische Interventionen. Als Anforderungskriterien gelten: Gewebeschonung, atraumatische Passage entlang avaskulärer Schichten, Septen und/oder Faszienstrukturen zum Zielgebiet, adäquate Übersicht über den Operationssitus mit ausreichender Zugänglichkeit zum Interventionsareal und nötigenfalls Erweiterbarkeit (Neff 2019).

Ein atraumatischer Zugang zur Frakturversorgung an Kiefergelenkfortsatz bzw. Gelenkwalze muss Nervenläsionen des N. facialis, neurosensibler Nervenäste (N. auriculotemporalis, N. auricularis magnus), Verletzungen von Gefäßen (A. und V. temporalis superficialis) und der Glandula parotidea vermeiden (Qiu et al. 2016, Al-Moraissi et al. 2018b).

Die Schonung der Parotisstrukturen hilft postoperative Komplikationen im Sinne des Frey-Syndroms, Sialocelen und Speichelfisteln zu minimieren.

Die Inzision der äußeren Haut sollte in nicht direkt sichtbare Gesichtsbereiche platziert werden, um resultierende Narben unauffällig zu gestalten.

Für den direkten Zugang zur Gelenkwalze und zur höheren Gelenkhalsregion haben sich im Wesentlichen zwei Wege etabliert: präaurikulär und retroaurikulär-transmeatal (Neff 2003). Global gesehen ist der präaurikuläre Zugang vor allem in den angelsächsischen Ländern und im Pazifisch-asiatischen Raum populär.

### 1.3.7.1 Präaurikuläre Zugänge

Der Präaurikuläre Zugang ermöglicht die Exposition der Frakturzone einschließlich des hinteren Jochbogens bei diakapitulären Frakturen als auch bei hohen Kollumfrakturen. Beim präaurikulären Zugangsweg sind insbesondere die latero-dorsal des Kondylus verlaufende A. temporalis superficialis und die A. transversa faciei dem Risiko einer Schädigung oder Durchtrennung ausgesetzt, wodurch es zur Beeinträchtigung der Blutzufuhr zum Kiefergelenk kommt (Nicol et al. 2019).

Medial des Gelenkköpfchens kann es nach Rupturen der A. alveolaris inferior, der A. maxillaris, oder der A. meningea media intraoperativ zu Hämorrhagien kommen (Talebzadeh et al. 1999, Nicol et al. 2019). Eine Verletzung dieser Strukturen kann eine vollständige Unterbrechung der posttraumatisch bereits kompromittierten Blutversorgung zum Gelenkköpfchen und infolgedessen Resorptionen verursachen (Ellis und Throckmorton 2005, Nicol et al. 2019).

Eine der ersten systematisch gegliederten und ausführlich mit anatomischen Darstellungen bzw. einer OP Anleitung illustrierten Beschreibungen stammt von Al-Kayat und Bramley (1979). Spätere Autoren geben diese Publikation zu grundlegenden Vergleichen mit der eigenen Vorgehensweise an (Politi et al. 2004, Ellis und Zide 2006, Pau et al. 2012, Li et al. 2016, Qiu et al. 2016), nicht zuletzt, weil eine Auflistung aller bis dahin veröffentlichter Zugangsvarianten darin enthalten ist.

Kennzeichen des „Al-Kayat/Bramley Approach's“ ist eine ausgedehnte Hautinzision nach Art eines Fragezeichens. Der weit ausholende obere Inzisionsbogen liegt in der Schläfenregion und beginnt eine Ohrmuschellänge oberhalb der Helixoberkante im Bereich des vorderen Haaransatzes. Der Bogen krümmt sich nach posterior und kaudal zum Ohransatz, von wo aus sich ein kleinerer unterer Bogen parallel zur Helixvorderkante und dann weiter rückwärts über den Tragusrand nach kaudal erstreckt (Al-Kayat und Bramley 1979). Nach Vertiefung des Schnitts bis auf das Niveau der Fascia temporalis superficialis dorsal der Temporalgefäße und des N. auriculotemporalis wird entlang der Fasziensoberfläche ein aus Fascia temporoparietalis (= SMAS-Anteil enthält die fronto-temporalen Fazialisäste) und Haut bestehender Lappen stumpf nach ventral abgeschoben. Kaudalwärts wird diese Präparation über die Faszienbedeckung des temporalen Fettkörpers (mit der exakten sperrigen anatomischen Bezeichnung „Lamina externa der Fascia temporalis superficialis“) bis auf den dorsalen Ansatz des Jochbogens fortgesetzt. Von dort ausgehend wird das äußere Blatt der Fascia temporalis superficialis in einem Winkel von 45° nach vorne oben inzidiert und auf die laterale Oberfläche des Fettkörpers eingegangen. Da die Fascia temporalis superficialis in das Periost über dem Jochbogen übergeht, lässt sich nach ventral eine Tasche bilden,

sodass die außenliegenden Gewebeschichten (Faszien, neurovaskuläres Temporalbündel, Fazialisgeflecht, Haut) entlang des Jochbogens nach anterior abgeschoben werden können. Im Zuge dessen wird die weiter nach kaudal reichende Inzision entlang des Ohrknorpels zur Tiefe eröffnet und die Oberfläche der Kiefergelenkkapsel dargestellt. Eine kleine A. und V. zygomatico-temporalis medialis (Äste der Temporalgefäße), die regelmäßig das Ligamentum laterale überkreuzen und die Temporalisfaszie perforieren müssen dabei ligiert werden.

Kaudalwärts kann über die Gelenkkapsel hinaus bis in den Kollumbereich präpariert werden. Zur Vermeidung einer unbeabsichtigten Traumatisierung der Bifurkation des Fazialishauptstamms sollte die Präparationskavität die Höhe des Ohransatzes orientierend nicht nach kaudal überschreiten und keinesfalls in Parotisgewebe eindringen.

Rasse et al. (1993a) verwenden eine Hautschnittführung, die am Innervationsgebiet des N. auriculotemporalis ausgerichtet ist. Die Inzision verläuft auf der Innenkante des Tragus, biegt nach dorsal über das Crus helicis und entlang der Hinterkante der Helix (= aurikulär) oder eine Hautfalte davor (= präaurikulär) nach kranial, von wo sie über die Helix in die Schläfenregion und im behaarten Bereich ca. 3 cm leicht ventral geneigt nach oben geführt wird. Die schichtweisen Präparationsschritte zur Freilegung der Kiefergelenkkapsel mit den Faszien als Leitstrukturen sind mit der Beschreibung von Al-Kayat und Bramley (1979) nahezu identisch.

Die Inzision der Gelenkkapsel kann zum kranialen und/oder kaudalen Gelenkspalt erfolgen (Rasse et al. 1993a).

Die beiden oben genannten Zugangswege haben gemeinsam, dass die Temporalgefäße der N. auriculotemporalis und die temporofrontalen Fazialisäste im Hautfaszienlappen integriert bleiben und mit ihm nach ventral retrahiert werden (Rasse et al. 1993a).

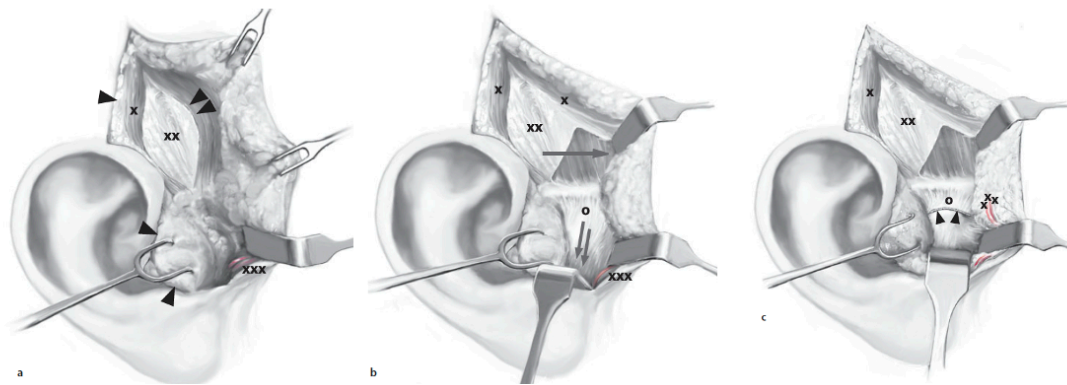


Abbildung 1.3-13 Tragal-präaurikuläre Hautinzision und Präparationsschritte zur Kiefergelenkkapsel a: Inzision der Fascia temporoparietalis/M. epicranii (Pfeil) und Präparation entlang des Ohrknorpels nach medial; b: Präparation zwischen oberflächlicher Temporalisfaszie und Fettkörper nach ventral (Pfeil) und auf der Gelenkkapsel nach kaudal; c: Periostinzision unterhalb (Doppelpfeil) des Gelenkköpfchens, die temporalen Gefäße und der temporale Fazialisast werden dabei nach lateral abgehalten; x: M. temporoparietalis, xx: Fascia temporalis, xxx: Vasa temporalia und der N. auriculotemporalis, O: Ligamentum temporomandibulare (Hausamen et al. 2012) (Quelle: Rasse, M.: Spezielle Traumatologie. In: Eufinger H, Kübler K, Schliephake H, [Hrsg.]: Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Operationslehre und Atlas, 5.Auflage, Springer 2021)

Das Platzangebot und die Geweberesilienz dorsal der Temporalgefäße ist bei der Präparation kaudalwärts zum unteren Kollum („lower neck“) bzw. zur Inzisur eng limitiert. Der einem potenziellen Verletzungsrisiko ausgesetzte transversal verlaufende Fazialis-hauptstamm wird von den Temporalgefäßen überkreuzt und befindet sich innerhalb des Parotisgewebes und somit in unmittelbarer Nähe der nach unten konischen Wundkavität.

Da sich die Hautschnittführung des aurikulären Zugangs nach Rasse et al. (1993a) an die embryologischen Grenzen zwischen 1. und 2. Branchialbogen hält, wird die Gefäß- und Nervenversorgung der Ohrmuschel geschont (vgl. Abbildung 1.1-3), sodass Sensibilitätsausfälle – in zweiter Linie aber auch Fazialisparesen – seltener zu erwarten sind als bei einer präaurikulären Hautinzision.

He et al. (2010) beschreiben eine Modifikation des präaurikulären Zugangs, wie sie im Rahmen einer umfangreichen Studie an 150 Patienten mit 208 Gelenkwalzenfrakturen verwendet wurde. Bei der Präparation vom Subkutanlevel in die Tiefe wird das temporale Gefäßnervenbündel in seinem Verlauf belassen und anterior davon auf die Oberfläche der Fascia temporalis superficialis eingegangen. Die A. transversa faciei stellt dabei eine Landmarke für die Ausdehnung der Dissektion nach kaudal dar und kann nötigenfalls ligiert werden. Die Eröffnung und Mobilisation der übrigen Schichten zum Kiefergelenk weist keine technischen Neuerungen gegenüber der Beschreibung von Al-Kayat und Bramley auf.

Pau et al. (2012) haben zur verbesserten Exposition der Walzenregion bei diakapitulären Frakturen und hohen Kollumfrakturen eine transtragale Inzisionstechnik angegeben. Der Hautschnitt kombiniert eine „Hockey-stick“- förmige präaurikulär-temporale Inzision mit einer endauralen Inzision.

Die endaurale Komponente verläuft vertikal in der Mitte der posterioren Hautfläche des Tragus. Die retrotragale Hautpartie und der darunterliegende Tragusknorpel werden en bloc nach vorne durchtrennt und der am oberen Hautabschnitt gestielte ventro-kraniale Knorpelabschnitt nach anterior mobilisiert (Pau et al. 2012).

Das transtragale Vorgehen vertieft die hintere Zugangsebene und erleichtert die Exposition sowie die instrumentelle Zugänglichkeit zur posterioren Oberfläche des Caput mandibulae sowie zum lateralen Walzenpol (Pau et al. 2012).

Li et al. (2016) haben eine weitere Modifikation als „Supratemporalis Approach“ bezeichnet. Hinter diesem Begriff verbirgt sich, dass nicht – wie beim typischen Verfahren – nur die Fascia temporalis superficialis durchtrennt und dann subfaszial bzw. subperiostal zur Kiefergelenkkapsel vorgegangen wird, sondern die Dissektion durch den temporalen Fettkörper weiter bis auf die Oberfläche des M. temporalis vertieft wird. Der im Anschluss daran nach ventral mobilisierte Weichgewebelappen wird auf diese Weise verdickt und hat folgenden Schichtenbau: Haut, Subkutis, temporo-parietale Faszie, oberflächliche Temporalisfaszie, Fettkörper und tiefe Temporalisfaszie. In einer Vergleichsstudie (n = 44 Patienten – Supratemporale Dissektionsebene/d.h. auf dem Niveau der äußeren Temporalismuskeloberfläche versus n = 40 Patienten – Dissektion subfaszial der oberflächlichen Temporalisfaszie bzw. auf der Oberfläche des temporalen Fettkörpers) konnte die Überlegenheit des „Supratemporalis Approach“ zur Prävention intraoperativer Fazialisastläsionen verifiziert werden. Nach den Supratemporalis Dissektionen wurde im Gegensatz zu sieben Funktionsverlusten beim typischen Verfahren in keinem Fall eine Beeinträchtigung beobachtet (Li et al. 2016).

Von Qiu et al. (2016) wurde für den präaurikulären Zugang eine vermeintliche „Neuerung“ vorgeschlagen. Analog zu He et al. (2010) werden die Temporalgefäße und der N. auriculotemporalis in situ belassen und die Fascia temporoparietalis ventral davon durchtrennt. Die Fotodokumentation der Methodik ist gegenüber He et al. (2010) allerdings detaillierter und deutlich klarer.

### 1.3.7.2 Retroaurikulärer Zugang

Erstbeschreiber des retroaurikulären Zugangs zum Kiefergelenk war P. Bockenheimer (Bockenheimer 1920). Eine erste Modifikation hat G. Axhausen (Axhausen 1931) beigetragen (Sikora et al. 2021b).

Schritt-für-Schritt Anleitungen (Kreutziger 1987, Reich 2000, Neff 2010) beschreiben folgende Vorgehensweise:

Die Hautinzision wird in eine vertikale Hautfalte ca. 2-3 mm hinter dem dorsalen Ansatz der Ohrmuschel platziert und reicht vom oberen Ansatz der Ohrmuschel nach kaudal bis zum Beginn des Ohrläppchens (Kreutziger 1987). Nach Eingehen auf die Lamina profunda der Fascia temporalis superficialis und die Fascia mastoidea wird in der oberen und unteren Zirkumferenz des knorpeligen Meatus acusticus externus durch stumpfe Präparation je eine nach ventral gerichtete Tasche geschaffen. Über die obere Tasche wird die Präparation epifaszial unter perkutaner Palpation der Instrumentenspitze bis auf den Jochbogen und über die Fossa articularis fortgesetzt (Kreutziger 1987). Kaudal wird epiperichondral entlang des Gehörgangknorpels zur Vorderseite des Tragus und von unten weiter zum Jochbogen vorpräpariert. Mit einer No. 20 Skalpellklinge wird dann der knorpelige Gehörgang von hinten in einem Zug von kaudal nach kranial durchtrennt. Dieser Schnitt wird auf halber Strecke der Gangkontinuität angelegt. Eine Platzierung in Nähe des Übergangs in den knöchernen Porus acusticus provoziert Narbenstenosen des Gehörgangs und erschwert das Einbringen von retromeatalen Spannnähten („basal sutures“) beim Wundverschluss. Nach Tamponade oder Naht zum temporären Verschluss des proximalen Gehörgangstumpfs (Kreutziger 1987) wird die noch vorhandene Gewebebedeckung zwischen den beiden Taschen – jetzt unter Sicht – epifaszial und unter Einbeziehung des äußeren Ohrs in den Gewebelappen bis zum Jochbogenansatz abgelöst. Wichtig ist es bei der Präparation des periartikulären Weichgewebes („spider web“) entlang der Oberfläche des Ligamentum laterale vorzugehen und es weitmöglichst zu schonen. Die Faszien- bzw. das Periost auf dem Jochbogenansatz kann beim Präparieren nach vorwärts intakt belassen werden, sofern die Eminentia articularis nicht überschritten und infolgedessen die Stirn Augenäste des N. facialis gefährdet werden. Der untere Gelenkspalt wird durch eine kurze vertikale, gegebenenfalls T-förmig erweiterte Inzision im Kaudalbereich des hinteren Gelenkrezessus eröffnet. Bei Laxationen der Kapselstrukturen und des Lig. laterale durch das distale/Ramus Fragmentende wird über den Einriss auf die Fragmente eingegangen (Bockenheimer 1920).

Der Wundverschluss wird mehrschichtig vorgenommen – Vernähen der Gelenkkapsel, gegebenenfalls Rekonstruktion des Lig. laterale, Wiederherstellung der Gehörgangs-kontinuität, Subkutan- und Kutannähte.

Die Kutan-, Subkutan- und Knorpelschichten des Gehörgangs werden dabei mit versenkten Einzelknopfnähten zirkulär readaptiert. Zur Dilatation seines Lumens werden zwischen dem Gang und dem retromeatalen Fasziengewebe mehrere Spannnähte („basal sutures“) befestigt.

Als Wundverband und zugleich zur inneren Schienung wird ein Antibiotikum-getränkter Schwamm in den Meatus acusticus externus eingeführt (Kreutziger 1987) – späterer Austausch gegen konfektionierte medizinische Ohrstöpsel (nachts zu tragen).

Der retroaurikuläre Zugang muss nicht zwangsläufig transmeatal erfolgen.

Die Kombination aus einem auf den oberen Abschnitt der Ohrmuschel beschränkten retroaurikulären und temporalen Zugang mit Ähnlichkeit zur Silhouette von Fledermausflügeln („bat wing approach“) ergibt eine weitere Darstellungsmöglichkeit der Kiefergelenkkopregion (y Sanchez et al. 2015). Die Dissektion der Gewebeschichten erfolgt von Anfang an subperiostal.

Dieser Zugang bietet eine umfangreiche Exposition des chirurgischen Felds ohne eine Durchtrennung des äußeren Gehörgangs (y Sanchez et al. 2015). Zudem soll der Zugang zu einer effektiven Schonung des temporalen Gefäß-/Nervenbündels beitragen (y Sanchez et al. 2015). Unter Verwendung des „bat wing approaches“, haben die Autoren in ihrer Fallserie weder Gehörgangsstenosen noch eine Läsion des N. facialis Augenastes beobachtet (y Sanchez et al. 2015).

Typische Komplikationen des retroaurikulären Zugangs sind neurosensible Defizite im Bereich des äußeren Ohres (komplexe Innervationsverhältnisse vgl. Abbildung 1.1-3), Fazialisparesen und klinisch relevante Gehörgangsstenosen.

Die Fazialisparesen können partiell nur die Stirn-Augen Äste oder den Fazialishauptstamm und damit komplett alle seine 5 Hauptverzweigungen betreffen. Das Risikopotential ergibt sich aus direkten Nervenverletzungen bei der Präparation und/oder indirekt durch intensiven Hakenzug bei Retraktion des nach anterior mobilisierten Gewebelappens bzw. an den Rändern der kaudalen Wundkavität.

Retroaurikuläre Zugangstechniken haben in den letzten Dekaden im Kontext mit der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen ein Come back erfahren (Sikora et al. 2021b) und werden vor allem von deutschsprachigen Autoren als das „non plus ultra“ zur adäquaten Exposition der Gelenkregion von dorso-kaudal (Kreutziger 1987, Neff et al. 2004, Neff et al. 2005, Neff 2010, Benech et al. 2011, Müller-Richter et

al. 2011, Boffano et al. 2014, Kolk und Neff 2015, Kolk et al. 2020, Pavlychuk et al. 2020c, Skroch et al. 2020, Johner et al. 2021, Sikora et al. 2021b) propagiert.

Im Kontrast dazu wird in den Publikationen aus dem asiatisch-pazifischen Raum – mit beeindruckend hohen Patientenzahlen (z.B. He et al. 2009) nahezu ausnahmslos der präaurikuläre Zugang oder Modifikationen davon angegeben.

Im Mittelpunkt der Debatten um die Priorisierung des präaurikulären oder retroaurikulären Zugangswegs zur Versorgung von Kiefergelenktraumen stehen die Häufigkeitsraten von Fazialislähmungen.

In einer kürzlich erschienenen Metaanalyse (Al-Moraissi et al. 2018a, Al-Moraissi et al. 2018b) finden sich dazu folgende Prozentsatz-Angaben bei Anwendung im Falle von Kiefergelenkwalzen („Condylar Head“) Frakturen: Transiente (reversible) N. facialis Paresen – Präaurikulärer Zugang mit klassischer Subfaszialer Dissektion 8,5 %, Präaurikulärer Zugang mit modifizierter tiefer Subfaszialer Dissektion 0 %, Retroaurikulärer Zugang 3%. Permanente (irreversible) N. facialis Paresen wurden mit 1,2 % nur für präaurikuläre Zugänge mit klassischer subfaszialer Dissektion gelistet, nicht für die beiden anderen Zugangsvarianten. Zwischen partiellen und kompletten Fazialis paresen wird dabei nicht unterschieden, sodass kein vollständiges Bild vom klinischen Schweregrad der Läsionen sowie der Beeinträchtigung der Patienten entsteht.

Da die Daten für die Komplikationsraten bei entsprechender operativer Vorgehensweise allem Anschein nach nur marginal differieren, können sie kein verlässliches Argument für den retroaurikulären Zugang liefern (Al-Moraissi et al. 2018a).

Ein entscheidendes Kriterium ist in der umfangreicheren Exposition und direkteren Zugänglichkeit zur Dorsalfläche der Kiefergelenkwalze zu suchen. Die Dorsalfläche der Kiefergelenkwalze und der laterale Kondylenpol können gut dargestellt werden, sodass eine adäquate Osteosynthese durchgeführt werden kann (Kreutziger 1987, Benech et al. 2011, Sikora et al. 2021a). Dieses Alleinstellungsmerkmal des retroaurikulären Zugangs gegenüber dem präaurikulären Zugang dürfte jedoch nur schwer zu objektivieren sein.

Unter ästhetischen Gesichtspunkten erzielt der retroaurikuläre Zugang exzellente kosmetische Ergebnisse (Kreutziger 1987). Die äußere Narbenbildung beim retroaurikulären Zugang ist dezent, die Inzision erfolgt im nicht-sichtbaren Bereich hinter der Ohrmuschel (Sikora et al. 2021a).



Die Differentialindikation für den einen oder anderen Zugangsweg wird im Einzelfall von Ausbildung und Erfahrung des Operateurs abhängen.

In Perspektive auf die zukünftige Implementierung von CAD/CAM Technologien und Patientenspezifischen Implantaten (PSI) werden die Anforderungen an den Zugangsweg in diametrale Richtungen gehen. Bei der Weiterentwicklung zu minimal invasiven Vorgehensweisen wird ein Zugang im Kleinformat gefragt sein. Andererseits werden großvolumige oder raumgreifende z.B. auch mehrteilige PSI zur Reposition, Präfixierung, Navigation und Stabilisierung mit Besonderheiten, wie einer definierten Einschubrichtung oder einem speziellen Einbring-Instrumentarium, eine extensive Darstellung der knöchernen Anatomie benötigen, ohne den periartikulären Weichgewebestrukturen Schaden zuzufügen.

### 1.3.8 Reposition

Die Reposition von Kiefergelenkwalzenfrakturen gliedert sich in 2 Phasen. Auf eine grobe Reposition von weit nach antero-medial dislozierten Fragmenten zu einer ersten Re-Approximierung der Frakturflächen folgt eine Fein-Einstellung bis zur anatomisch korrekten Re-Adaptation der Fragmente.

Die wiederhergestellte Kontaktbeziehung der Fragmente muss dann bis zur definitiven Osteosynthese aufrechterhalten werden (Abbildung 1.3-18).

Zur Reposition gibt es mehrere Möglichkeiten:

#### Grob-Reposition

- Häkchen/Retraktoren (Abbildung 1.3-14, Abbildung 1.3-15)
- Elevatoren (Abbildung 1.3-16, Abbildung 1.3-17)
- Klemmen/Klemmvorrichtungen (Abbildung 1.3-18)

#### Fein-Reapproximierung

- Kirschner Drähte
- Drahtligaturen
- Schrauben – passager inseriert (sog. „Joy Stick“ im kleinen Fragment)
- Mini- und Mikroplatten (z.B. Grid-Platte aus dem Modus® CFS (Craniofacial Surgery) 1.8/Condylar Head Fracture System nach Neff, Medartis, Basel) (Neff 2003, Medartis 2008)
- PSI Repositionsplatte und Navigation Guide nach Pavlychuk et al. (2020a, b)

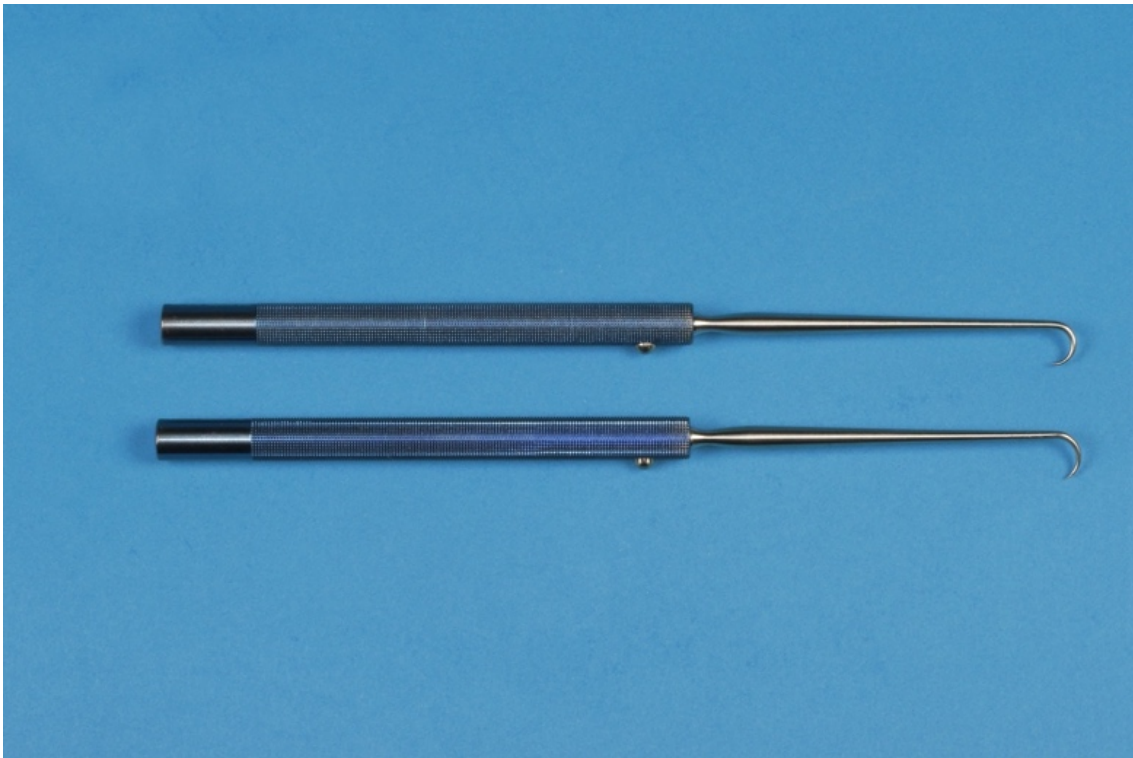


Abbildung 1.3-14 Repositionshäkchen nach Rasse zur Reapproximierung des proximalen Fragments bei Kiefergelenkwalzenfrakturen (Fa. KLS Martin) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

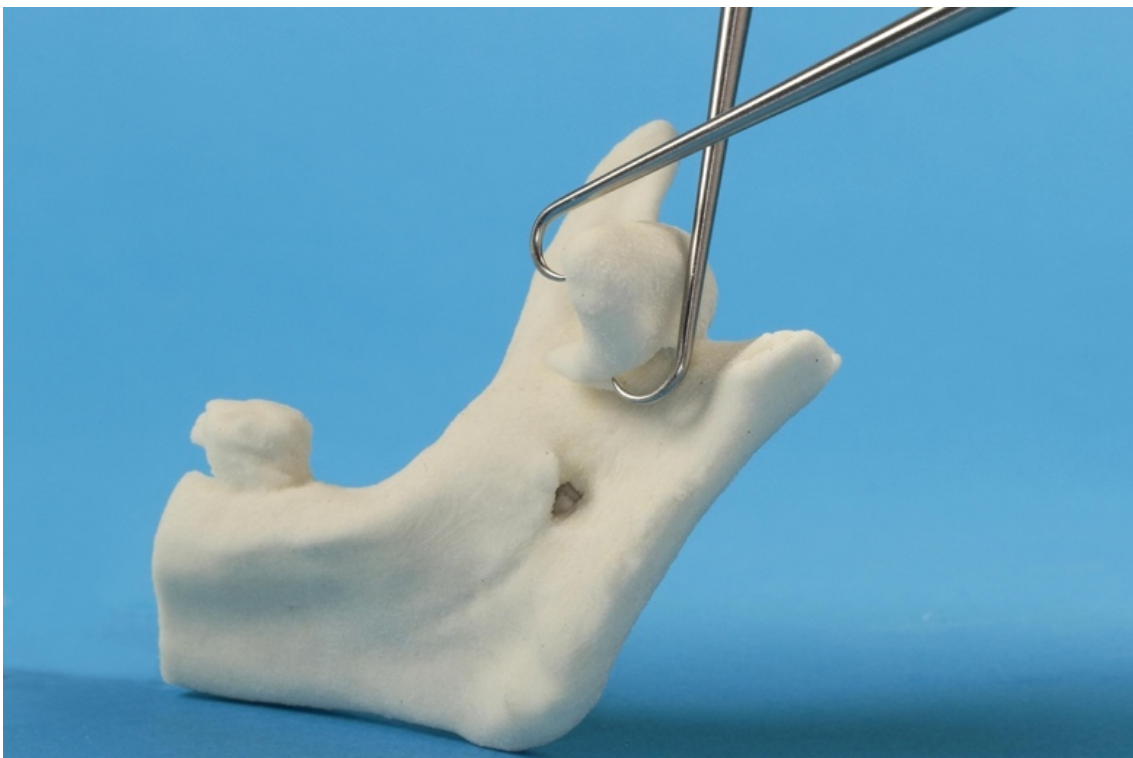


Abbildung 1.3-15 Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p, Reposition des nach antero-medial dislozierten proximalen Fragments am Modell in koordinierter Zugrichtung nach dorso-kranial, Führung mit zwei Rasse Häkchen (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 1.3-16 Elevatorien nach Neff zur Reapproximierung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen, Skalierung an den Fragmentenden dienen zur Größeneinschätzung der Fragmente (Fa. Medartis, Basel) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

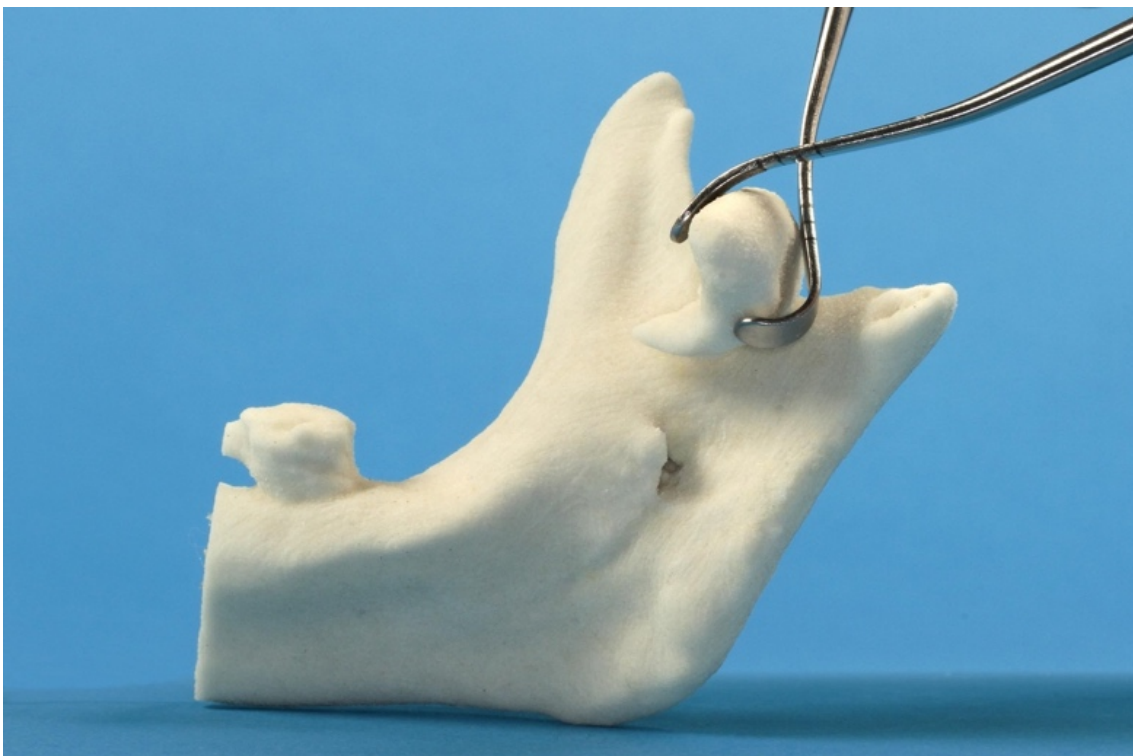


Abbildung 1.3-17 Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p, Reposition des proximalen Fragments am Modell mit zwei Neff Elevatoren analog zu Abbildung 1.3-15 (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

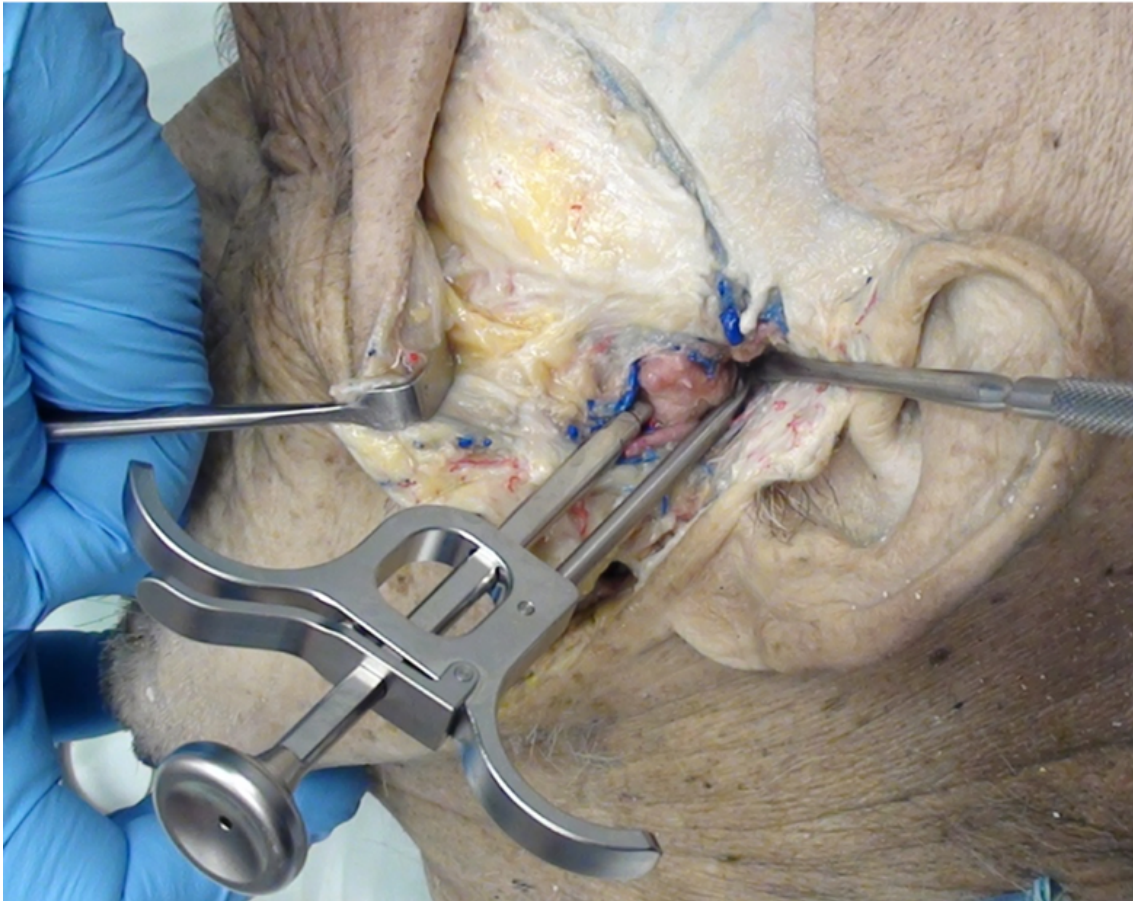


Abbildung 1.3-18 Fixierungsklemme zum Positionserhalt nach Approximierung der Fragmente/ Walzenfragments, Fixierungsstempel mit einem Bohrkanal („Drill Guide“) für die Schraubenosteosynthese von lateral, Prototyp nach Rasse und Cornelius (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

#### 1.3.8.1 Reapproximierung/Feinadaption und Temporäre Stabilisierung

Zur Fein-Einstellung/anatomischen Adaption und Stabilisierung wird eine Minischraube (z.B. Durchmesser 2,0 mm, Länge 10 oder 12 mm) von der Seite her in das proximale Walzenfragment eingedreht. Die Schraube wird nur bis zur Hälfte ihrer Schaftlänge inseriert. Das überstehende Schraubenkopfende fungiert als „Joy Stick“ und wird zur Manipulation des Fragments mit einer Arterienklemme gefasst (Abbildung 1.3-19, Abbildung 1.3-20) (Meng et al. 2010b, Jones et al. 2011). Die Stellung des Fragments in bestmöglicher Approximation wird manuell aufrechterhalten, bis die Schraubenosteosynthese von lateral abgeschlossen ist. Meng et al. (2010b) versorgten in einer Studie 6 intrakapsuläre Frakturen unter Zuhilfenahme eines „Joy Sticks“.



Abbildung 1.3-19 Modelldarstellung: Insertion einer Schraube von 12 mm Länge bis in 6 mm Tiefe in das dislozierte proximale Fragment als Joy Stick (Quelle: Jones SD, Sugar AW and Mommaerts MY (2011) Retrieval of the displaced condylar fragment with a screw: simple method of reduction and stabilisation of high and intracapsular condylar fractures. Br J Oral Maxillofac Surg 49 (1):58-61)



Abbildung 1.3-20 Reposition des proximalen Fragments über eine Arterienklemme am „Joy Stick“. Eine Schraube zur definitiven Osteosynthese von lateral ist bereits teilweise in das distale/ Ramus Fragmentende eingedreht (Quelle: Jones SD, Sugar AW and Mommaerts MY (2011) Retrieval of the displaced condylar fragment with a screw: simple method of reduction and stabilisation of high and intracapsular condylar fractures. Br J Oral Maxillofac Surg 49 (1):58-61)

Schneider et al. (2009) verwendeten zur Reposition eine Art Schraubendreher mit einer speziellen Spitze. Anstelle einer herkömmlichen Schraubenklinge (bit) weist das Instrument ein 10 mm Schraubengewinde auf.

Die Stabilisierung der Fragmente in der Approximationsposition kann durch Spickung mit Kirschner Drähten (K-wires) erfolgen. Zur Rotationsicherung sind dazu zwei K-wires (Durchmesser ca. 1 mm) erforderlich (Loukota 2007, Leonhardt et al. 2017).

Mini- oder Mikroplatten, beispielsweise die rechteckige Grid-Platte aus dem Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System nach Neff (Medartis 2008), können sowohl zur Feinadaptation der Frakturflächen als auch zur Fixierung in der Approximationsstellung dienen. Nach der Reposition und Anbringen der Grid-Platte an der Dorsalfläche der Gelenkwalze werden zur Beseitigung nicht akzeptabler Inkongruenzen zwischen den Fragmenten die Schrauben einseitig aus dem lateralen Frakturende wieder entfernt und das Fragment über Manipulation an der Grid-Platte in eine passgenauere Position gebracht. Auf die seitliche Wiederbefestigung der Grid-Platte folgt die definitive Schraubenosteosynthese von lateral (LSFPSO). Die Grid-Platte wird abschließend wieder entfernt, oder, etwa bei Mehrfragmentfrakturen, zur Erhöhung der Gesamtstabilität belassen (Medartis 2008).

Auch mit PSI oder PSI-Komponenten bzw. Templates lässt sich eine Reposition und/oder passagere Fixierung der Fragmente in Readaptationsstellung erreichen.

Nach der virtuellen Planung am 3D Modell wird ein zwei Komponenten PSI hergestellt – Komponente 1 entspricht einer Repositionshilfe für das mediale Fragment, Komponente 2 einem Navigation Guide zur Festlegung der Eintrittspunkte/-portale für die LSFPSO (Pavlychuk et al. 2020c) (Abbildung 1.3-21).

Zunächst wird die Repositionsplatte auf der Dorsalfläche des proximalen Fragments angebracht, das daraufhin in eine adäquate dreidimensionale Stellung zurück überführt werden kann. Das proximale Fragment wird dann über die seitlichen Ausleger der Repositionsplatte am distalen/Ramus Frakturende verschraubt, um die Approximationsposition während der lateralen Schraubenosteosynthese aufrecht zu erhalten. Die Oberfläche des Navigation Guide ist mit zwei Hohlzylindern bzw. Portalen ausgestattet, die die Position und Angulation der Vorbohrungen für die laterale Schraubenosteosynthese vorgeben. Der Navigation Guide wird in den stufenförmig gestalteten Lateralrand („Tongue in Groove“ Prinzip) der Repositionsplatte eingefügt und befestigt. Sobald der Navigation Guide seine Funktion als Bohrschablone erfüllt hat, wird er entfernt. Im Anschluss an die Insertion der Osteosyntheseschrauben wird im Allgemeinen auch die Repositionsplatte wieder entfernt (Pavlychuk et al. 2020c).

Die Verwendung voluminöser PSI in der gezeigten Weise kann eine Extension der Zugangskavität bis weit auf die lateralen und/oder posterioren Knochenoberflächen in der Gelenkkopf und Kollum Region erfordern (Pavlychuk et al. 2020c).

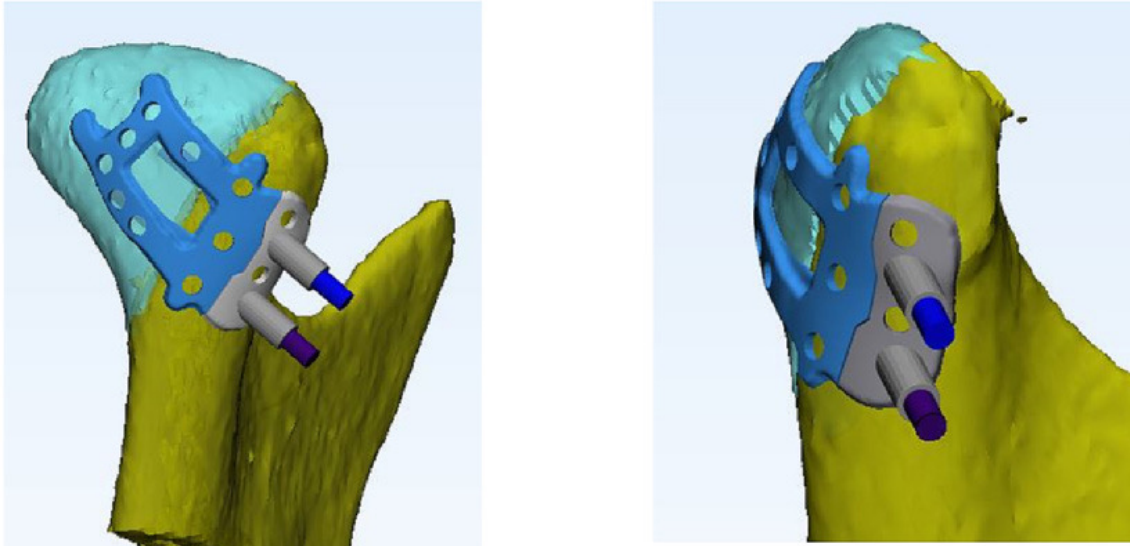


Abbildung 1.3-21 Dorso-laterale Ansicht einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p, CAD Design eines patientenspezifischen Implantats (PSI) aus 2 Komponenten: Komponente 1 bzw. die Repositionsplatte (hellblau) dient zur Reapproximierung, passgenauen Adaptation und Fixation des proximalen Fragments (türkis) am distalen/Ramus Frakturende, Komponente 2 bzw. der Navigation Guide (grau) wird entlang der Stufenkontur am Lateralrand der Repositionsplatte angefügt und festgeschraubt. Er fungiert als Bohrschablone für die Insertion der lateralen Osteosyntheseschrauben (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614)

#### 1.3.8.2 Exstirpation des proximalen Gelenkkopffragments

Im Schrifttum finden sich einige Dutzend Fälle, bei denen das proximale Walzenfragment wegen OP-technischer Schwierigkeiten exstirpiert wurde (Jing et al. 2011, Liu et al. 2015). Die Exstirpationen wurden mit einer zu geringen Größe der Fragmente begründet, um eine Osteosynthese anbringen zu können und sie im Sinne freier Knochen- transplantate zu replantieren. Eine weitere Indikation wurde darin gesehen, dass eine Reposition des kleinen Fragments ohne Dissektion des M. pterygoideus lateralis Ansatzes nicht zu realisieren war (Jing et al. 2011). Wie nicht anders zu erwarten, konnte das postoperative Knochenremodeling die Dimensionen und vormaligen Konturen des Gelenkkopfs meist nicht ausreichend wiederherstellen und es musste zwangsläufig zu Verkürzungen der vertikalen Ramushöhe und/oder Ankylosierungen kommen. Damit einhergehend fanden sich Veränderungen der physiologischen Diskus-Kondylus-Relation, Einschränkungen und Deviationen bei der Kieferöffnung, Okklusionsstörungen und in Einzelfällen Gesichtsasymmetrien (Liu et al. 2015).

Aus der Verwendung von Schrauben und resorbierbaren Pins zur Osteosynthese ergeben sich Fixierungsmöglichkeiten auch für kleine und kleinste Fragmente. Die Exstirpation von Fragmenten hat – nicht zuletzt deshalb – weitgehend ihre Berechtigung verloren.

#### 1.3.8.3 Extrakorporale Reposition und Fixation des Gelenkkopffragments vor Replantation

Die Literaturrecherche weist einige Arbeiten zur extrakorporalen Fixation temporär entnommener Gelenkkopffragmente auf (Davis et al. 2005, Gupta und Sahoo 2009, Park et al. 2010, Kannadasan et al. 2014). Die Walzenfragmente werden an weitere ebenfalls entfernte größere Bruchstücke oder auch an Osteotomiesegmente aus dem Ramus mandibulae angebracht. Daraufhin wird das zusammengesetzte Konstrukt replantiert und der Gelenkkopf wieder in die Gelenkgrube eingeführt. Die Indikation für eine derartige Vorgehensweise wird insbesondere bei extrem dislozierten und luxierten Gelenkwalzenfrakturen in Kombination mit weiteren Ramusfrakturen gesehen (Gupta und Sahoo 2009). Als Grundgedanke wird die exakte Wiederherstellung der vertikalen Ramushöhe zur Vermeidung von Malokklusionen und Gesichtsasymmetrien angeführt (Gupta und Sahoo 2009, Kannadasan et al. 2014).

Ihrer Natur gemäß ist die Methode als äußerst komplikationsträchtig zu betrachten (Park et al. 2010).

Da die Schnittführung und chirurgische Exposition weit mehr als üblich ausgedehnt werden muss ist die extrakorporale Reposition und Fixation von einem deutlich erhöhten Risiko für motorische und neurosensible Ausfälle begleitet (Park et al. 2010, Kannadasan et al. 2014).

Die replantierten Knochenanteile verhalten sich bei der Einheilung wie freie Transplantate und unterliegen infolge fehlender Vaskularisation Resorptionsprozessen und/oder einer Sequestrierung (Davis et al. 2005, Kannadasan et al. 2014).

Zur Prävention von Knochenresorptionen wurde deshalb die sogenannte „intrakorporale Fixation“ nach Separation des Ramus vorgeschlagen (Kim et al. 2017). Bei diesem Verfahren bleiben das Gelenkkopffragment und – nach einer zusätzlichen vertikalen Osteotomie – auch das Ramussegment über die Muskelansätze (M. pterygoideus lateralis bzw. medialis) gestielt. Die daraus resultierende Blutversorgung soll nach Angaben der Autoren ausgereicht haben, um nach der Reposition und Fixation des gut beweglichen Fragments und Segments während der postoperativen Nachbeobachtung nicht zu Resorptionen oder einer klinischen Gelenkdysfunktion zu führen.



#### 1.3.8.4 Überprüfung von Reposition/Repositionsergebnis

Aufgrund der limitierten Übersicht über die Frakturzone ist die Verifizierung einer korrekten Reposition von Kiefergelenkwalzenfrakturen erschwert.

Nach mandibulo-maxillärer Fixation (MMF) erfolgt intraoperativ die Reposition und temporäre Fixation der Fragmente in anatomisch korrekter Position. Soweit es die Stabilität der Präfixierung zulässt, wird zur Überprüfung des Repositionsergebnisses die mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) vor definitiver Fixation der Fragmente noch einmal vorübergehend gelöst und die Okklusion überprüft.

Die intraoperative Bildgebung mit mobilen CT Scannern oder Cone-Beam CT (CBCT) erlaubt intraoperativ eine dreidimensionale Überprüfung des Repositionsergebnisses (Klatt et al. 2011).

Die computer-assistierte Navigation kann ebenfalls zur Verbesserung des Repositionsergebnisses beitragen (siehe 1.3.13.3) (Han et al. 2018). Allerdings kann nur die Positionierung von Osteosynthesematerial und/oder Fragmenten, deren Form bzw. originäre Lokalisation aus einer präoperativen virtuellen Planung bekannt sind, mit dem Navigationspointer kontrolliert werden.

In der Absicht die Genauigkeit der Fragmentreposition bei Kiefergelenkfortsatzfrakturen zu steigern und das Repositionsergebnis zu kontrollieren, bedienten sich Chuo et al. (2021) in einer prospektiven Kohortenstudie des 3D Printings. Im Rahmen der klinischen Studie wurden 48 Patienten, darunter 26 Gelenkwalzenfrakturen und 22 Kollum- bzw. Gelenkfortsatzbasisfrakturen, operativ versorgt.

In der experimentellen Gruppe erfolgte präoperativ eine virtuelle Reposition der Fragmente. Mit Hilfe des 3D Druckverfahrens wurde dann ein Modell des reponierten Gelenkfortsatzes gefertigt, an dem intraoperativ eine resorbierbare Osteosyntheseplatte vorgebogen werden konnte. Diese Osteosyntheseplatte wurde im Sinne einer Repositionsschablone im Bereich des lateralen Ramusstumpfes adaptiert und zur passgenauen Einstellung des medialen Fragments über die Kontaktbeziehung zwischen Knochenoberfläche und Platteninnenseite verwendet, bevor die definitive Fixation vorgenommen wurde (Chuo et al. 2021). Verglichen mit der Kontrollgruppe, soll damit die Reposition effektiv verbessert worden sein. Die Operationszeiten wurden zudem verkürzt (Chuo et al. 2021).

### 1.3.9 „Rigid Fixation“/Stabilisierungstechniken – En Detail

Wie im Kapitel 1.3.6 in einer Übersicht bereits dargestellt, wurden in den letzten Jahrzehnten eine Reihe unterschiedlicher Techniken (d.h. Schrauben, Mini/Mikroplatten und resorbierbare Materialien, Kombinationen und Anordnungsmuster) zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen entwickelt.

#### 1.3.9.1 Miniplatten/Mikroplatten

Mini- oder Mikroplattensysteme aus Titan (Profilstärken meist zwischen 0,55 bis 1,5 mm, maximal 2,4 mm) stellen die herkömmliche Option zur Fixation von Kiefergelenkwalzenfrakturen dar (Neff 2003).

Die Plattensysteme wurden allein (He et al. 2009, Lai und Liao 2020) oder später auch in Kombination mit anderen Materialien (Draht Ligaturen, Kirschner Drähte, PDS Pins, Titan Stellschrauben) verwendet (Neff et al. 1999, Neff et al. 2005). Bei hohen Stabilitätsanforderungen fiel die Wahl auf Platten mit mehr Profilstärke, d.h. Miniplatten (Neff 2003).

In den Anfängen beim Einsatz operativer Verfahren zur Therapie diakapitulärer Frakturen (Neff-Typ B, C) verwendeten Neff (2003) zur Osteosynthese Miniplatten (Profilstärke 1,0 mm mit 2,0 mm Schrauben) und sogenannte Titan Knochenplatten (Profilstärke 1,0 mm mit 2,0 mm Schrauben), da sie mit der Materialkombination aus PDS Pins und Mikroplatten keine ausreichende Primärstabilität zur sofortigen postoperativen Belastung erzielen konnten (Neff et al. 1999, Neff 2003, Neff et al. 2005). Osteosynthesen mit resorbierbaren Plattensystemen auf PLLA-PGA-Basis waren ebenfalls weniger erfolgreich und wurden wegen postoperativ schlechter funktioneller Ergebnisse nicht weiter verfolgt (Neff 2003).

Da die Komplikationsraten auch nach Mini-/Mikroplattenosteosynthese immer noch hoch waren, wurde experimentell und klinisch nach Optimierungsmöglichkeiten gesucht.

Nach der Publikation von Rasse (1993) wurde die Mikro-/Miniplattenosteosynthese verlassen und 1993 dessen Technik mit PDS Pins zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen übernommen (Neff 2003). Das Verfahren wurde insofern modifiziert, als dass anstelle von 3 PDS Pins 2 bikortikale Minischrauben gegebenenfalls in Kombination mit PDS Pins inseriert wurden (Neff 2003). Die Primärstabilität ließ sich so verbessern, auf eine mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) konnte verzichtet werden.

Aufgrund unzureichender Stabilität unter Belastung wurde das Verfahren weiter modifiziert. Neben den PDS Pins wurden Titan Mikroplattensysteme, später Titan Miniplatten und 0,55 mm Titan Knochenplattensysteme verwendet.

Aufgrund der nun notwendigen Metallentfernung postoperativ wurden die Pins zunehmend durch Kortikalisschrauben aus Titan ersetzt (Neff 2003).

Als Voraussetzung zur klinischen Anwendung der LSFPSO (Lateral Small Fragment Positional Screw Osteosynthesis) mit Einführung der 1,7 mm Kleinfragmentschrauben wurden experimentelle Untersuchungen im Versuchsstand an frakturierten Mandibulamodelle (Neff-Typ A, B, C) durchgeführt (Neff 2003). Im Rahmen der physiologischen Kaukraft wurden unter zunehmenden Belastungen PDS Pins, 2,0 mm monokortikale Schrauben sowie 1,7 mm bzw. 1,2 mm Kleinfragmentschrauben zur Osteosynthese getestet. Monokortikale und 1,7 mm Kleinfragmentschrauben tolerierten dabei Belastungen bis 200 N (Neff 2003).

In Ausreißversuchen hielten die Titanschrauben erst ab Durchmessern von 1,7 mm und 2,0 mm einem Zug von über 400 N, entsprechend der Kraft des M. pterygoideus lateralis, stand. Die 1,7 mm Schrauben waren aufgrund ihrer höheren Gewinde-Steigungszahl bei größtem Querschnitt den 1,2 mm und 2,0 mm Titanschrauben sowie den PLLA-PGA Schrauben überlegen (Neff 2003).

Bessere funktionelle Ergebnisse bei klinischer Anwendung erbrachten den Beleg für die Überlegenheit der Osteosynthese mit 1,7 mm Titan Kleinfragmentschrauben gegenüber Mini- und Mikroplattenosteosynthese, als auch bei konservativ-frühfunktioneller Therapie bei Walzenfrakturen, d.h. für die Optimierung der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen (Neff et al. 2005).

Die Kleinfragmentschraubenosteosynthese (LSFPSO) zeigte auch bei langfristigen Follow-up Untersuchungen bessere funktionelle Ergebnisse (Kolk und Neff 2015, Kolk et al. 2020).

In biomechanisch ungünstigen Fällen wurde empfohlen, die LSFPSO durch eine Mikroplatte (Profilstärke 0,55 mm mit 1,0 mm Schrauben) als Unterlegplatte zu ergänzen (Kolk und Neff 2015).

Angesichts der positiven Erfahrungen mit der LSFPSO verglichen mit Mikro-/Miniplattenosteosynthesen, erfolgte die Translation der Grundlagenexperimente und klinischen Anwendungsreihen in Kooperation mit der Fa. Medartis, Basel im Jahr 2008 in ein standardisiertes kommerzielles System.

Von anderen Autoren wurde die ORIF von Kiefergelenkkopffrakturen mit Osteosyntheseplatten weiterverfolgt.

So verglichen Xie et al. (2013) Mini- versus Mikroplattensysteme. Im Rahmen ihrer Studie wurden insgesamt 37 Gelenkwalzenfrakturen mit Mikro- (n = 28) oder Miniplatten (n = 9) operativ versorgt. In Bezug auf die Größenverhältnisse und das eingeschränkte Platzangebot bei der Fixation diakapitulärer Frakturen erschienen Mikroplatten gegenüber Miniplattensystemen vorteilhaft.

Auch die Mikroplattensysteme gewährleisteten eine ausreichende Rigidität bei der Fixation und führten zu guten funktionellen und radiologischen postoperativen Ergebnissen. Die Komplikationsrate nach Mikroplattenosteosynthese wurde gegenüber der Miniplattenosteosynthese als gleich, beziehungsweise für das Auftreten eines Kiefergelenkknackens oder Malokklusion sogar als niedriger angegeben.

Ho et al. (2015) verglichen bei bilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen postoperative Ergebnisse nach ORIF bei 20 Patienten mit der konservativen Therapie bei 18 Patienten (vgl. 1.3.5 und 1.3.16). Von insgesamt 20 operativ versorgten Patienten wurden 9 mit 1,3 mm Mikroschrauben und 11 mit Mikroplatten behandelt. Bei ausreichendem intraoperativen Platzangebot erfolgte die Fixation mittels Mikroplattensystem.

Verglichen mit einer vorausgegangenen Studie der gleichen Autorengruppe (Xie et al. 2013 siehe oben), in der ein Miniplattensystem zur Anwendung kam, fanden sich weniger knöcherne Kondylusresorptionen und eine größere maximale Kieferöffnung nach der Mikroplattenosteosynthese.

Von Lai und Liao (2020) wurden zur Osteosynthese von Kiefergelenkwalzenfrakturen zwei Mikroplatten (gerade 3-Loch Platten) mit je zwei, also insgesamt vier zugehörigen 1,3 mm Schrauben von 8 bis 12 mm Länge verwendet. Die Verwendung von zwei statt einer Osteosyntheseplatte auf der posterioren Kondylusoberfläche sollte eine Verbesserung der Stabilität der Osteosynthese bewirken. Die Platten wurden in einer Parallelanordnung in senkrechter Position zur sagittalen Frakturlinie auf der Dorsalseite des Gelenkkopfes angebracht, wobei die Plattenlöcher über dem Frakturspalt nicht mit Schrauben belegt wurden. Im Ergebnis werden die Mikroplattensysteme zur Fixation diakapitulärer Frakturen im Vergleich zu Miniplattensystemen als besser geeignet eingestuft. Mit den Mikroplatten ließ sich eine adäquate Stabilität erzielen und die Kiefergelenkmobilität frühzeitig wiederherstellen. Bei keinem Patienten kam es zu Läsionen der Nn. facialis oder auricularis magnus, zur Wundinfektion oder zum Frey Syndrom. Bei nur zwei Patienten (12,5 %) bestand postoperativ eine Malokklusion. Demnach wurde die Mikroplattenosteosynthese als komplikationsarme und verlässliche Methode zur Versorgung diakapitulärer Frakturen bewertet.

Die Ansätze der Ligament- und Kapselstrukturen im Bereich des lateralen Walzenpols scheinen beim Ausheilungsprozess von Walzenfrakturen nach den Untersuchungsergebnissen von Neff et al. (2002) sowie Kolk und Neff (2015), Skroch et al. (2020) eine kritische Rolle zu spielen. Nach traumatischer oder intraoperativ iatrogener Schädigung sollen diese Gewebe mit vermehrter Narbenbildung und negativen Konsequenzen für die Mobilität von Kondylus und Diskus reagieren.

Besonders der direkte Kontakt mit Osteosynthesematerial soll die Narbenbildung intensivieren und Resorptionerscheinungen hervorrufen. Damit werden die Lockerungen von Mini- oder Mikroplatten, die in direkter Nähe zum Walzenpol angebracht wurden, erklärt (Kolk und Neff 2015).

Kaum überraschend zeigen L-förmige Titan Miniplatten, deren kurzer Schenkel auf dem lateralen Walzenpol angeschraubt wurde, derartige Nachwirkungen in gravierender Weise (He et al. 2009).

Um den durch übermäßige Narbenbildung induzierten Knochenabbau zu stoppen, wird die frühzeitige (3-4 Monate postoperativ) Entfernung von metallischen Osteosynthesematerialien (Platten als auch Schrauben – vgl. 1.3.10) aus dem Bereich des Kiefergelenkköpfchens dringend empfohlen (Neff et al. 2005, Skroch et al. 2020).

Von Mikro- oder Miniplatten in Anwendung als alleinige Lastträger raten Neff et al. (2005), später auch Pavlychuk et al. (2020b), grundsätzlich ab.

Eine Ausnahme von dieser Maxime stellen mehrfragmentäre Frakturen dar, die eine laterale Schraubenosteosynthese von vorneherein ausschließen und für die ein PSI in Form einer allumfassenden Gerüststruktur möglicherweise die derzeit beste Option zur Fixation darstellt (siehe Abbildung 1.3-44, Abbildung 1.3-45, Abbildung 1.3-46) (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020c).

Anders als Neff (2003) (siehe oben) propagierten Umstadt et al. (2000) über geraume Zeit resorbierbare Platten und Schrauben (PLLA-PGA, 2,0 mm System, Lactosorb, W. Lorenz Surgical, Jacksonville, Florida) zur Osteosynthese von Kiefergelenkfortsatzfrakturen. In einem Patientenkollektiv von n = 26 Patienten mit 29 Kiefergelenkfortsatzfrakturen, darunter eine nicht weiter quantifizierte Teilmenge an Walzenfrakturen, kam es bei 3 Kiefergelenken nach Osteosynthese mit resorbierbaren Platten zur partiellen Redislokation des Gelenkköpfchens bei frühzeitiger postoperativer Belastung. Eine postoperative Schienentherapie, Physiotherapie für 8-10 Wochen sowie Teilbelastung und weiche Kost für 12 Wochen wurden daher empfohlen. Weiter sollten die resorbierbaren Platten möglichst stark dimensioniert sein, um einer Redislokation vorzubeugen.

### 1.3.9.2 Schraubenosteosynthese/Schraubentypen/Schraubenlänge/Material

Bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen haben Schrauben unterschiedliche Funktionen:

- als „Joy Stick“ bei der Reposition (siehe oben 1.3.8.1)
- zur Befestigung (passager/dauerhaft) von Repositionsplatten (Grid/PSI) auf der Dorsalfläche des proximalen Fragments (vgl. 1.3.9.2.7)
- zur Osteosynthese von der Lateralseite des distalen bzw. Ramus Fragments (LSFPSO) (siehe 1.3.9.2.1-1.3.9.2.5)
- zur Befestigung von Mini-/Mikroplatten oder PSI („Stand Alone“ oder in Ergänzung zur lateralen Schraubenosteosynthese)
- zur Befestigung intermediärer Fragmente bei „Minor oder Major Fragmentation“

Im Rahmen der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen haben sich Schraubensysteme zur intramedullären Osteosynthese von lateral experimentell und klinisch bewährt (Kolk und Neff 2015, Kolk et al. 2020). Sie gewährleisten eine gute Stabilität bei gleichzeitig minimal chirurgischer Intervention (Pavlychuk et al. 2019b). Zur lateralen Schraubenosteosynthese von diakapitulären Frakturen wird die Verwendung von Minischrauben (Rasse 2000), Kleinfragmentschrauben (Neff et al. 2005) und kanülierten Schrauben – alle aus Titan – beschrieben (Hlawitschka et al. 2005, Pilling et al. 2006). Alternativ können auch resorbierbare Materialien zur Anwendung kommen.

Von Neff et al. (2004) wird die Verwendung von mindestens zwei, besser drei Osteosyntheseschrauben zur LSFPSO empfohlen. Um einer lateralen Dislokation vorzubeugen und die Rotationsstabilität des medialen Fragments zu verbessern, wird eine Schraube im Lot zur Frakturlinie, die zweite parallel zur horizontalen Achse der Gelenkwalze positioniert.

Da mitunter die Insertion der Osteosyntheseschrauben von lateral im 90 Grad Winkel zur Frakturlinie nicht realisierbar ist, können zur Auflagevergrößerung und Stabilitätsverbesserung Mikro- oder Miniplatten unterlegt werden (Kolk und Neff 2015, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b).

Eine präoperative computergestützte Simulation kann die Planung der Schraubenosteosynthese von lateral erleichtern. Nach virtueller Reposition wird der transversale Durchmesser der Gelenkwalze gemessen, um die geeignete Länge der Osteosyntheseschrauben zu bestimmen (Iwai et al. 2013).

#### 1.3.9.2.1 Stell-/Positionierungsschrauben versus Zugschraubenprinzip

Bekanntlich hat die Osteosynthese mit Stell- oder Positionierungsschrauben die Zielsetzung, Fragmente exakt in einer vorgegebenen Repositionsstellung zu halten und sekundäre Dislokation weitestgehend zu vermeiden.

Zugschrauben sind dazu vorgesehen, das Fragment auf der abgewandten Frakturseite an den Frakturspalt heranzuziehen, um darin Kompression aufzubauen (Xu et al. 2008). Das Zugschraubenprinzip beruht auf unterschiedlichen Durchmessern der vorgebohrten Schraubenlöcher – das sogenannte Zugloch wird im abgewandten Fragment angelegt und hat den gleichen Durchmesser wie der Innendurchmesser der Schraube bzw. der Schraubenschaft, während das Gleitloch auf der zugewandten Frakturseite bis mindestens in Größe des Schraubenaußen- bzw. Gewindedurchmessers aufgebohrt wird. Die Schraube greift nur in das abgewandte Fragment. Beim Anziehen der Schraube fungiert der außenliegende Schraubenkopf als das notwendige Gegenlager bei der Zug-/Gleitbewegung. Diese Mechanik kann grundsätzlich mit jeder konventionellen Schraube umgesetzt werden. Daneben existieren spezialisierte Schrauben (Näheres siehe unten). Zugschraubenosteosynthesen gelten als funktionsstabil (Xu et al. 2008). Hardware Menge und Volumen sind bei Zugschrauben gegenüber vergleichbaren Osteosynthesen mit Platten und Schrauben minimiert (Loukota 2007).

Bereits Kermer et al. (1998) verwendeten zur Osteosynthese von diakapitulären Frakturen zwei bikortikale Minischrauben aus Titan als Zugschrauben. Eine mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) war anschließend nicht erforderlich.

Meng et al. (2010b) beschrieben die Kombination aus einer Zug- („lateral lag screw“) und einer Stellschraube zur Osteosynthese von Walzenfrakturen bei vertikalem Höhenverlust des Ramus ascendens von mehr als 5 mm bei 6 Patienten.

Die korrekte anatomische Fragmentreposition erfolgte zunächst mit Hilfe einer temporären Schraube („joy stick“) (vgl. 1.3.8.1).

Nach Insertion einer konventionellen Schraube nach Vorbohrungen entsprechend dem Zugschraubenprinzip zum Kompressionsaufbau im unteren Bereich des Frakturspalts wurde kranial davon, unterhalb des lateralen Walzenpols, eine Stellschraube verwendet. Die Zugschraube wurde senkrecht zur Frakturlinie inseriert, während die Stellschraube parallel zur horizontalen Achse der Gelenkwalze, d.h. konvergierend zur Richtung der Zugschraube ausgerichtet war.

Die Angulation der Schrauben zueinander soll die Stabilität der Fixation des Gelenkköpfchens erhöhen. Auf eine postoperative MMF/IMF kann so verzichtet werden, womit eine frühzeitige funktionelle Rehabilitation des Kiefergelenks ermöglicht wird (Meng et al. 2010b).

Bei der lateralen Schraubenosteosynthese von Walzenfrakturen nach dem Zugschraubenprinzip üben die Schraubenköpfe Druck auf das distale/Ramus Frakturende aus, sodass im Extremfall Frakturen auftreten können.

Der Kopf einer konventionellen Schraube mit Zugfunktion ragt über das Knochenniveau heraus, was eine Vernarbung und Knochenresorption zusätzlich begünstigt (Neuhaus et al. 2022).

Als Modifikation wurde daher eine spezielle kopflose Kompressionsschraube („headless bone screw“) entwickelt (siehe 1.3.9.2.3) (Loukota 2007).

#### 1.3.9.2.2 Metallschrauben zur Stabilisierung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen von lateral (LSFPSO)

Mit der LSFPSO bei Kiefergelenkwalzenfrakturen befassen sich einige relevante Studien (Rasse 1993, Neff 2003, Neff et al. 2005, Luo et al. 2011, Schneider et al. 2011, Kolk und Neff 2015, Omezli et al. 2015, Smolka et al. 2018, Kozakiewicz 2019a, Pavlychuk et al. 2019b, Kolk et al. 2020, Schönegg et al. 2022). Die wichtigsten Arbeiten und Aspekte werden im Folgenden in Kurzfassung wiedergegeben.

Derzeit finden Schrauben aus Titanlegierungen zur lateralen Osteosynthese bei Kiefergelenkwalzenfrakturen am häufigsten Verwendung.

Wie erwähnt, wurden von Rasse dazu anfangs entweder zwei Titanschrauben (Durchmesser 2,0 mm), oder eine derartige Schraube in Kombination mit Kirschner Draht (später auch einem resorbierbaren Polymer Pin aus PDS – Poly Dioxanon Säure) angegeben (Rasse 1993).

Neff et al. (2003) verwendeten in Anlehnung an Rasse dann 1,7 mm Kleinfragment-schrauben aus Titan.

Luo et al. (2011) haben aufgrund ihrer Erfahrungen bei 57 Patienten mit sagittalen Kiefergelenkfortsatzfrakturen darauf hingewiesen, dass die Schrauben zur LSFPSO parallel zur Längs- bzw. Transversalachse des Gelenkköpfchens vom lateralen Walzenpol in Richtung auf den medialen Pol positioniert werden müssen, um eine sekundäre Fraktur des Kieferköpfchens zu vermeiden.

In den vergleichenden biomechanischen in vitro Testreihen von Schneider et al. (2011) an Schweinekiefern tolerierten 2,0 mm Titanschrauben (Länge 17 und 11 mm) zur Osteosynthese von diakapitulären Frakturen bei vertikaler Kraftapplikation hohe Scherkräfte von durchschnittlich 918 N bis zum Versagen.



Schon zuvor hatten Neff et al. (2004) die im Bereich der Gelenkwalze auftretenden Scherkräfte an unbezahnten Polyurethan Mandibulamodellen mit standardisierten Frakturen des Neff-Typ A, B und C untersucht. Dabei wurde unter realistischer okklusaler Belastung für die 1,7 mm und 2,0 mm Titanschrauben eine Stabilität von 200 N festgehalten (Neff et al. 2004). Das Polyurethanmaterial unterscheidet sich allerdings deutlich von biologischer Spongiosa. Bei den Schweinekondylen, an denen die Schrauben daher ergänzend zu den Sawbones Modellen getestet wurden, handelt es sich zwar um native Spongiosa, da jedoch keine physiologische Frakturheilung stattfindet, sind die Ergebnisse nur bedingt auf den Menschen übertragbar.

Die schon mehrfach angesprochene Studie von Kolk und Neff (2015) (vgl. 1.3.5) verglich radiologische, anatomische und objektive funktionelle Parameter in einem Follow-up trial in Zeiträumen von bis zu 5 Jahren nach ORIF mit LSFPSO mit 1,7 mm Kleinfragmentschrauben und nach konventioneller Mini- oder Mikroplattenosteosynthese.

Auch im langfristigen Beobachtungszeitraum nach 5 Jahren zeigten sich zufriedenstellende funktionelle Ergebnisse nach ORIF.

Gegenüber den funktionellen Ergebnissen nach konventioneller Mini- oder Mikroplattenosteosynthese war die Protrusions- und Translationskapazität des Kiefergelenks 5 Jahre nach LSFPSO weniger stark eingeschränkt. Die physiologische Mobilität von Kondylus und Diskus entsprach zu diesem Zeitpunkt der eines nicht-frakturierten Gelenkköpfchens.

Pavlychuk et al. (2019b) testeten experimentell 2,0 mm bikortikale Titanschrauben der Länge 15 mm zur LSFPSO von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom Neff-Typ B an humanen Unterkieferpräparaten. Appliziert wurden Rotationsbelastungen sowie Biege- und Scherkräfte. Unter standardisierter Belastung zeigten die bikortikalen Schrauben aus Titan, verglichen mit resorbierbaren Schrauben und Miniplatten, erwartungsgemäß eine größere Rigidität (46,9 +/- 31,37 N/mm in sagittaler und 36,92 +/- 20,34 N/mm in frontaler Richtung). Gegenüber Rotationsbelastungen war die singuläre 2,0 mm Titanschraube bei lateraler Osteosynthese von Walzenfrakturen nicht resistent. Die Autoren gehen davon aus, dass Rotationsbewegungen und resultierende Fragmentdislokationen bei Verwendung von nur einer Schraube unter klinischen Bedingungen nach präziser Reposition durch Unregelmäßigkeiten der Frakturflächen und Friktionskräfte verhindert werden (Pavlychuk et al. 2019b).

In der bereits angesprochenen Studie von Kolk et al. (2020) (vgl. 1.3.5) wurden die Langzeitergebnisse nach LSFPSO und nach geschlossener Therapie miteinander verglichen. Zur LSFPSO wurden 2 oder 3 Kleinfragmentschrauben aus Titan verwendet.

Insgesamt konnten in dieser Studie nach ORIF mit der LSFPSO zufriedenstellende funktionelle Ergebnisse und eine gute QoL festgehalten werden.

#### 1.3.9.2.3 Spezialisierte Zugschrauben – Kanülierte Schrauben

Kanülierte bzw. innen hohle und kopflose („headless“) (Kompressions-) Schrauben (sog. „Herbert“ Schrauben, nach TJ Herbert und WE Fisher 1977) stellen eine Spezialform von Schrauben mit Zug- bzw. Kompressionswirkung dar (Herbert und Fisher 1984).

Die „Herbert“ Schraube besteht aus einem Schraubenschaft, dessen Enden jeweils ein kurzes Gewinde aufweisen (Doppelgewindeschraube), welches einen größeren Durchmesser als der interponierte Schraubenschaft besitzt. Die Schraube ist kanüliert, um sie über einen Führungsdraht einschrauben zu können. Der Zugmechanismus ist bei der „Herbert“ Schraube sozusagen in das Schraubendesign eingebaut und kommt durch die unterschiedliche Höhe der Gewindesteigungen an den beiden Schraubenenden zustande.

Über die „Herbert“ Zugschraubenosteosynthese zur ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde bereits verschiedentlich in experimentellen und klinischen Studien berichtet (Pilling et al. 2006, Loukota 2007, Leonhardt et al. 2017, Kozakiewicz 2018, Kozakiewicz 2019a, Kozakiewicz 2020, Kozakiewicz 2021).

Bei dieser Technik wird nach Reposition mit einer Bohrmaschine zuerst ein Edelstahl-draht (sog. Kirschner Draht oder K-wire von circa 1 mm Durchmesser) zur temporären Stabilisierung bzw. inneren Schienung in die Fragmente eingebohrt. Anschließend wird mit einem kanülierten Bohrer entlang dieses Führungsdrahts, das Bohrloch für die „Herbert“ Schraube angelegt. Die „Herbert“ Schraube wird ebenfalls über den Kirschner Führungsdraht eingedreht, wobei das kleine Fragment an den Frakturspalt herangezogen und dieser komprimiert wird. Weil kein protrusiver Schraubenkopf vorhanden ist, kann die „Herbert“ Schraube vollständig im Knochen versenkt werden. Abschließend wird der Kirschner Draht entfernt (Loukota 2007, Leonhardt et al. 2017). Der Kirschner Draht liefert eine gute Orientierung für die Ausrichtung bei der Schraubeninsertion und kann mit minimalem Zeitaufwand eingebracht werden (Pilling et al. 2006).

Bei der Zugschraubenosteosynthese mit konventionellen Schrauben oder auch bei Schrauben mit einem gewindelosen oberen Schaftanteil fungiert der außenliegende Schraubenkopf beim Anziehen der Schraube als das notwendige Gegenlager bei der Zug-/Gleitbewegung (siehe 1.3.9.2.1). Infolge der Kompressionseffekte durch den Schraubenkopf kann es zur Fraktur oder zur Resorption der äußeren Kortex kommen (Kozakiewicz 2019a).

Das äußere Schraubenende der „Herbert“ Schraube mit seiner kleinen Gewindesteigung kann vollständig bis auf bzw. unter das Knochenniveau versenkt werden (Kozakiewicz 2019a). Eine Irritation des Lig. laterale lässt sich insofern effektiver verhindern.

Zur Versorgung 5 diakapitulärer Frakturen (Neff-Typ B) verwendeten Pilling et al. (2006) eine weitere spezialisierte Zugschraubenvariante, nämlich 2,0 mm selbstschneidende kanülierte Schrauben aus Edelstahl mit gewindelosem Schaft und mit protrusivem Kopf (Vilex stainless steel headed cannulated screws, Pittsburgh) in Längen von 13-17 mm. Eine wesentliche Eigenschaft dieser Zugschraube mit Kopf ist die oben beschriebene Ausrichtung über einen Führungsdraht.

Nach anatomisch korrekter Reposition und Fixation wurden zufriedenstellende funktionelle Ergebnisse erzielt. In der postoperativen Nachfolgeuntersuchung nach 3 Monaten war die Kondylusmobilität rehabilitiert. Nach 6 Monaten bestand weder eine Okklusionsstörung, eine Einschränkung der Kieferöffnung, eine Deviation noch eine Nervenschädigung. Einhergehend mit der Erleichterung der Reposition und Osteosynthese ließ sich die Operationszeit verkürzen.

Mit dieser Methode soll sich eine stabile Fixation, unter Verwendung eines Minimums an Osteosynthesematerial, erzielen lassen.

Die von Loukota (2007) in einer Technik-Kurzmitteilung zur Versorgung von Kiefergelenkkopffrakturen angegebene Schraube („headless cannulated bone screw“) entspricht einer Weiterentwicklung der Original „Herbert“ Schraube und ist aus Titan gefertigt. In der Mitteilung wird die Anwendung dieser kanülierten kopflosen Zugschraube zur Fixation von zwei Kiefergelenkwalzenfrakturen exemplarisch beschrieben. Kozakiewicz (2018) hat zur Fixation des kleinen proximalen Fragments bei Kiefergelenkwalzenfrakturen in einer Technik Anmerkung ein Zugschraubendesign mit einem voll in der Außenkortikalis versenkbar Kopf beschrieben. Zwei Varianten dieser Schraube haben im Vergleich zu der von Pilling et al. (2006) dargestellten Schraube kleinere Schaftdurchmesser (1,5 mm, 1,8 mm versus 2,0 mm), keine Kanülierung und einen großteils gewindelosen Schaft mit einem kurzen Führungsgewinde an der Schraubenspitze. Diese Zugschrauben sollen sich insbesondere bei limitiertem Platzangebot im Bereich des Gelenkköpfchens eignen.

Mit Hilfe kopfloser oder vollständig im Knochen versenkbarer Kompressionsschrauben lassen sich naturgemäß Knochenresorptionen infolge eines protrudierenden Schraubenkopfs vermeiden.

Auf der Kehrseite stehen bei kopflosen Zugschrauben jedoch geringere Kompressionskräfte.

In einer experimentellen Studie hat Kozakiewicz (2019a) insgesamt 5 verschiedene Zugschraubentypen der Länge 14 mm mit und ohne Köpfen einem Vergleichstest unterzogen: 2,0 mm Zugschrauben mit Kopf sowie kopflose Schrauben im Design einer nicht-kanülierten Modifikation der „Herbert“ Schraube – mit unterschiedlichen Durchmessern – 1,5 mm, 1,8 mm (zwei Typen mit unterschiedlichen Kopfdesign, H oder W Schrauben) sowie 2,0 mm H Schrauben. Dabei untersucht wurden die maximale Kompressionskraft und der Torque bei maximaler Kompressionskraft. Die Kompressionskräfte waren abhängig von Torque und dem Durchmesser der Schrauben. Bei größerem Schraubendurchmesser wurde eine stärkere Kompression erzielt.

Wenngleich die Kompressionskräfte bei sämtlichen kopflosen Zugschrauben gegenüber der Kompressionskraft der 2,0 mm Zugschrauben aus Titan (211,5 +/- 20,7 N) herabgesetzt waren, konnten für die 1,8 mm und 2,0 mm Schrauben mit 138,0 +/- 44,5 N bzw. 178,3 +/- 39 N dennoch akzeptable Werte für eine ausreichende interfragmentäre Kompression (d.h. 100-200 N) erreicht werden (Kozakiewicz 2019a). Für eine klinische Verwendung erwiesen sich die 1,5 mm Schrauben (47,2 +/- 5,6 N) aufgrund deutlich geringerer Kompressionskräfte als ungeeignet.

#### 1.3.9.2.4 Resorbierbare Schrauben – Polymere zur Stabilisierung von Kiefergelenkwalzenfrakturen bei lateraler Osteosynthese

Biodegradierbare bzw. resorbierbare Materialien sind vorteilhaft und wünschenswert, da ein zweiter operativer Eingriff zur Entfernung des Osteosynthesematerials mit potenziellen Komplikationen entfällt (Müller-Richter et al. 2011).

Bei einer stark dislozierten oder luxierten Kiefergelenkwalzenfraktur mit Dislokation des medialen Fragments nach antero-medial postulierten Umstadt et al. (2000) zur Osteosynthese resorbierbare Schrauben nach dem Zugschraubenprinzip. Bei Verwendung resorbierbarer Schrauben als Zugschrauben wurde von den Autoren keine Redislokation der gelenktragenden Fragmente beobachtet.

Die genaue Zahl derartig versorgter Kiefergelenkfortsatzfrakturen geht aus der Arbeit allerdings nicht hervor. Lediglich ein Fall wird exemplarisch gezeigt, ohne konkrete Befunde und Zahlen zu nennen.

Oki et al. (2006) beschrieben zwei Patientenfälle mit Gelenkkopffrakturen, bei denen mit zwei 12 mm langen resorbierbaren Schrauben (Fixsorb-MX, Johnson and Johnson, Ltd., Tokyo Japan), die nach dem Zugschraubenprinzip inseriert wurden, ein adäquates funktionelles Ergebnis erreicht werden konnte. Auf eine notwendige Insertion der

Schrauben im 90 Grad Winkel zur Frakturlinie wurde insbesondere hingewiesen, weil sich damit eine besonders hohe Rigidität herstellen ließ.

Die Materialeigenschaften resorbierbarer Schrauben verlangen einen zeitaufwendigen Gewindeschneidevorgang des Bohrlochs vor ihrer Insertion. Forcierte Manipulationen dabei können zu Dislokationen der Fragmente aus der Approximationsposition führen. Frakturen der Schraube oder des Schraubenkopfes bei der Insertion können durch zu hohe Torquekräfte verursacht werden. Je länger die Schraube, desto größer der entstehende Torque (Schneider et al. 2012).

Der Durchmesser resorbierbarer Schrauben ist gegenüber Titanschrauben verdickt, um eine gleichwertige Stabilität und Retention zu gewährleisten (Neff 2003).

Bei in vitro Tests (vgl. 1.3.9.1 – Experimentierreihen in der Habilitationsschrift von Neff 2003) wurden zur Erzielung einer möglichst hohen Stabilität bei Gelenkwalzenfrakturen mindestens 3 resorbierbare PLLA-PGA Schrauben (Durchmesser 2,0 mm) inseriert (Neff 2003), die trotzdem nicht dem gleichen Belastungsniveau standhielten wie Titanschrauben kleineren oder gleichen Durchmessers.

In Schraubenausreißversuchen mit über 400 N zur Simulation der Kraft des M. pterygoideus lateralis, zeigten die resorbierbaren 2,0 mm PLLA-PGA Schrauben bereits bei 210 N erste Lockerungszeichen bis zur Destruktion bei Werten um 240 N (Neff 2003). Bei beginnender Degradation sind zudem abnehmende Stabilitätswerte anzunehmen (Neff 2003).

Sukegawa et al. (2020b) haben die mechanische Stabilität von Titanschrauben und resorbierbaren, mit ungesinterten Hydroxylapatit Partikeln (osteokonduktiv) beladenen Poly(L-lactid) Schrauben (Durchmesser 2,0 mm) bei Kiefergelenkwalzenfrakturen experimentell verglichen. An Mandibulamodellen aus Polyurethan wurden Gelenkwalzenfrakturen vom Neff-Typ B simuliert. Zur LSFPSO wurde jeweils einer oder zwei der zuvor genannten Schraubentypen verwendet und lineare Belastungen in vertikaler und horizontaler Richtung auf das kleine Fragment appliziert. Dabei wurden zunehmende Belastungshöhen bis zur Dislokation um 0,5, 1, 2 und 3 mm eingeleitet. Zur Erzielung einer stabilen Fixation bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom Neff-Typ B waren immer 2 Schrauben erforderlich. Unter geringerer Belastung waren die Titanschrauben gegenüber den HA/PLLA Schrauben, bei gleichem Durchmesser, widerstandsfähiger. Für hohe Belastungen zeigten sich für die beiden Schraubentypen dagegen keine signifikanten Unterschiede.

Die resorbierbaren Schrauben aus den meisten Polymermaterialien werden über einen Zeitraum von 6 bis 12 Monaten vollständig degradiert und durch kompakten Knochen ersetzt (Sukegawa et al. 2020b, Kozakiewicz 2021). Im Laufe der Degradation von

biologisch abbaubaren Materialien kommt es zur Absenkung des pH-Wertes. Im Bereich des Kiefergelenks können dadurch inflammatorische Reaktionen und infolgedessen eine Narbenbildung bedingt sein.

In der oben mehrfach erwähnten Studie von Kolk und Neff (2015) wurde in einem Teilkollektiv von 8 Patienten nach Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur mit resorbierbaren PLLA-PGA Schrauben eine Limitation der Diskus- und Kondylusmobilität aufgrund intensivierter narbiger Verschmelzungen von Gelenkkapsel und periartikulärem Gewebe beobachtet.

Bei Mehrfragmentfrakturen können kleinere chondro-ossäre Fragmente über Poly-P-Dioxanon (PDA) Pins, sogenannten Ethipins (Ethicon, Norderstedt, Deutschland) mit einem Durchmesser von 1,3 mm und einer Maximallänge bis zu 40 mm, durch die Gelenkfläche fixiert werden (Rasse 1993).

Rasse (1993) berichtet experimentell über ein Stabilitätsverhalten der Ethipins unter einer Belastung von 50 N. Beurteilt wurde dabei nicht die aufgewendete Kraft bis zum Versagen der Osteosynthese, sondern die Last bis zum Auftreten einer interfragmentären Spaltbildung. Klinisch wurden zur Verbesserung der Stabilität anstelle von zwei Pins, drei Pins zur Rotationssicherung in divergierender Richtung eingebracht. Klinisch gewährleistete die Pin Osteosynthese trotz dieser Anordnung und Zahl keine ausreichende Primärstabilität.

Resorbierbare Schrauben finden auch im Zusammenhang mit computer-assistierte Technologien Verwendung (Wang et al. 2013). Präoperativ wird nach virtueller Reposition das Kiefergelenkköpfchen vermessen und die geeignete resorbierbare Schraube ausgewählt (Wang et al. 2013).

#### 1.3.9.2.5 Ultraschall aktivierte resorbierbare Pins zur Stabilisierung von Kiefergelenkwalzenfrakturen bei lateraler Osteosynthese

Die Ultraschall aktivierten resorbierbaren Pins (Fa, KLS Martin, Tuttlingen – Sonic Weld® System (KLS Martin 2021)) bestehen aus amorphen Poly-L-/Poly-D-Lactiden, die ohne kristalline Rückstände nach 12-30 Monaten vollständig hydrolytisch abgebaut werden (Müller-Richter et al. 2011, Wang et al. 2013). Nach zwei Monaten beginnen sie ohne Anzeichen einer Fremdkörper- oder Entzündungsreaktion zu resorbieren (McLeod und Saeed 2016). Sie weisen einen am Einbringinstrument selbthaltenden Pinkopf auf. Ihr Durchmesser beträgt 1,6 mm oder 2,1 mm.

Ultraschallaktivierte Pins werden bei ihrer Applikation mittels Ultraschall erhitzt.

Die ultraschallaktivierte Verflüssigung des Materials nach Insertion eines Pins in das Bohrloch bewirkt eine Penetration in die umgebenden spongiösen Knochenstrukturen unterhalb der Kortikalis, sodass der Pin effektiv im Knochen verankert wird (Schneider et al. 2010).

Die Temperatursteigerung (11 Grad Celsius in circa 1 mm Entfernung vom Implantat) und der Druck während der Pin Insertion induzieren keine Nekrosen (Schneider et al. 2013). Der maximale Temperaturanstieg liegt unterhalb der Denaturierungsschwelle von  $\geq 43$  Grad Celsius. Bereits 30-40 Sekunden nach der Pin Insertion sinkt der Temperaturanstieg auf unter 5 Grad Celsius in 1 mm Entfernung (KLS Martin 2021).

Da der zeitaufwendige Prozess des Gewindeschneidens entfällt, sind die ultraschallaktivierten (Sonic Weld) Pins gegenüber resorbierbaren Schrauben einfacher zu handhaben. Sekundäre Dislokationen beim Gewindeschneiden können nicht auftreten (Schneider et al. 2010, Schneider et al. 2011).

Da Sonic Weld Pins in ein Bohrloch eingesteckt und nicht eingeschraubt werden, kommt es nicht zu nennenswerten kompressiven Kräften (Abdel-Galil und Loukota 2008, McLeod und Saeed 2016).

Pilling et al. (2007) verglichen tierexperimentell resorbierbare Schrauben mit resorbierbaren, ultraschallaktivierten Pins, jeweils in Kombination mit einer resorbierbaren Platte, zur Osteosynthese einer simulierten Kraniosynostose an Schafen. Bewertet wurde neben der mechanischen Belastbarkeit der Osteosynthesen insbesondere das operative Handling der Pins und Schrauben.

Im Ausreißversuch zeigten die Pins eine höhere Zugfestigkeit als die Schrauben. Unter Biegebeanspruchung der Osteosyntheseplatte zeigte die Pin Osteosynthese ab 9 Wochen postoperativ zunehmende, höhere Werte für die Stabilität verglichen mit der Schraubenosteosynthese. Auch bei lateraler Belastung mit Rotationsspannung schnitten die Pins im biomechanischen Test überlegen ab.

Zur Fraktur infolge einer Torsionsbelastung, wie sie beim Eindrehen der Schrauben entsteht (vgl. Schrauben), kam es bei der Pininsertion nicht.

Die Pins waren einfacher zu handhaben, das zeitaufwendige Gewindeschneiden zur Insertion entfiel. Die Insertionszeit war dementsprechend gegenüber den Schrauben verkürzt, wodurch sich die Operationszeit annähernd halbierte. Die Insertion ultraschallaktivierter Pins war auch bei Achsabweichungen zwischen Bohrloch und Insertionsrichtung der Pins möglich.

In einer in vitro Studie von Schneider et al. (2010) wurde die Verbundfestigkeit zweier synthetischer Knochenblöcke nach Fixation analog dem Zugschraubenprinzip mittels 2,1 mm ultraschallaktivierter Pins (Sonic Weld® System) bestimmt und mit 2,0 mm Titan Minischrauben verglichen. Pins mit Längen von 7, 11 oder 17 mm wurden in Relation zu

verschiedenen Durchmessern des Gleitlochs getestet, um die optimale Kombination aus Pinlänge und Gleitlochdurchmesser in Hinsicht auf eine möglichst hohe Festigkeit zu ermitteln. Der Durchmesser des Zuglochs betrug 1,6 mm, während die Durchmesser des Gleitlochs variiert wurden (1,6 mm, 1,8 mm, 1,9 mm und 2,1 mm). Die optimale Bohrlochkonfiguration mit größter Zugfestigkeit für Pins aller 3 Längen war die Kombination aus einem 2,1 mm Durchmesser für das Gleitloch und 1,6 mm für das Zug- bzw. Pinloch.

Die Stabilität der LSFPSO diakapitulärer Frakturen nach Fixation mit ultraschall-aktivierten Pins im Vergleich zu Titanschrauben wurde von der Arbeitsgruppe um Schneider et al. (2011) an 20 Schweinekiefern experimentell untersucht. 10 Frakturen wurden mit jeweils zwei Pins (Durchmesser 2,1 mm, Länge 17 und 11 mm) und 10 Frakturen mit zwei 2,0 mm Titanschrauben entsprechender Länge versorgt. Die Pins frakturierten bei Scherkräften von 310 N, während die Titanschrauben bei 918 N ausrissen.

Mit nur zwei Pins ist klinisch eine ausreichende Stabilität kritisch. Die Insertion von mehr als 2 Pins, vor allem bei dislozierten Mehrfragmentfrakturen, kann sich klinisch jedoch als schwierig erweisen (Schneider et al. 2011).

Als Konsequenz aus der vergleichsweise geringen Belastungsgrenze der Pin Osteosynthese (310 N) wurde in der klinischen Anwendung zu deren Reduktion und zur Schonung des Materials eine elastische mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) für 14 Tage empfohlen (Müller-Richter et al. 2011).

In einer in vivo Studie an Schafen unterzog die Arbeitsgruppe um Schneider et al. (2013) jeweils in einer Gruppe mit 10 unilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen den morphologischen Heilungsablauf nach der LSFPSO, unter Verwendung 2-3 ultraschall-aktivierter resorbierbarer Pins (Sonic Weld® System), einem Vergleich nach der Fixation mit 2-3 konventionellen Titanschrauben von 2,0 mm Durchmesser. Die postoperative Nachuntersuchung nach 3 Monaten ergab klinisch eine asymptotische Höhenminderungen des Ramus ascendens um 1-2 mm in beiden Gruppen. Es fanden sich Volumenzunahmen durch Kallusbildung am lateralen Kondylenpol sowohl im Bereich der Pin- wie auch der Schraubeninsertionspunkte. Histologisch wurden in beiden Gruppen ähnliche Frakturspaltgrößen zwischen 500 und 2800 µm identifiziert. Nach Schlussfolgerung der Autoren sprachen die geringen Unterschiede zwischen den Gruppen für eine adäquate klinische Stabilität bei der LSFPSO mit dem resorbierbaren System (Sonic Weld® System).



Die klinische Studie von McLeod und Saeed (2016) berichtet über den Einsatz ultraschall-aktivierter resorbierbarer Pins (Sonic Weld System) zur lasttragenden Osteosynthese bei 15 Patienten mit 17 Kiefergelenkwalzenfrakturen des Neff-Typ B und C mit vertikalem Höhenverlust des Ramus ascendens. Zur Osteosynthese wurden 1-3 Pins in den Längen 13-17 mm verwendet. Nachuntersuchungen fanden direkt postoperativ sowie nach 3 Monaten statt. Röntgenologisch beurteilt wurde die Güte und Aufrechterhaltung der Fragmentreposition, der vertikale Höhenverlust des Ramus ascendens sowie die Okklusion. Bei anatomischer Fragmentstellung, einer Höhenminderung des Ramus von  $< 2$  mm sowie korrekten okklusalen Verhältnissen wurden die Reposition und die Fixation als gut eingestuft (McLeod und Saeed 2016).

Bei 8 unilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen (3 Frakturen Typ B, 5 Frakturen Typ C) mit zufriedenstellender Fragmentreposition gab es 3 Monate postoperativ klinisch keine Anzeichen für eine Instabilität der Osteosynthese.

Trotz teilweise verbesserter Fragmentstellung kam es bei 7 Patienten – mit  $n = 5$  uni- und  $n = 2$  bilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen des Neff-Typ B oder C – zu einem vertikalen Höhenverlust des Ramus und Kondylus.

Nur bei einer unilateralen Kiefergelenkwalzenfraktur des Typ C mit „Major Fragmentation“ bestand in Folge der instabilen Fixation postoperativ eine Okklusionsstörung.

Die ultraschallaktivierte resorbierbare Pin Fixation soll dementsprechend eine ausreichende Stabilität während der frühen Heilungsphase gewährleisten.

#### 1.3.9.2.6 Resorbierbare Magnesiumschrauben

Magnesium Verbindungen gewinnen zunehmende Bedeutung als potenzielles Implantatmaterial in der craniofazialen Chirurgie. Sie sind biodegradierbar, haben antiinflammatorische und antibakterielle Eigenschaften und sind osteoinduktiv (Leonhardt et al. 2017, Kozakiewicz 2020, Leonhardt et al. 2021).

Die Kosten der Magnesiumschrauben liegen deutlich über denen konventioneller Titan Osteosyntheseschrauben (Leonhardt et al. 2017).

Kozakiewicz (2020) und Kozakiewicz (2021) untersuchte experimentell die axialen Ausreißkräfte von kopflosen 2,2 mm Kompressionsschrauben aus Magnesium. Es handelte sich dabei um zwei aufeinanderfolgende Vergleichsstudien von Magnesium zu Titan und zu Polymeren bzw. von Magnesium und Polymeren. Verglichen wurden jeweils die axialen Ausreißkräfte bzw. die Torsionseigenschaften im Immediatzustand nach der Insertion (Kozakiewicz 2020) und in der späteren Studie zu verschiedenen Zeitpunkten während des Resorptionsprozess (Kozakiewicz 2021). Anstelle von Knochen wurden

jeweils Blöcke aus knochenähnlichem Polyurethanschaum zur Simulation der Walzenfrakturen verwendet.

Der Durchmesser des Außengewindes der zur Osteosynthese in der ersten Studie verwendeten Schrauben, betrug 1,7 mm für die Titanschrauben, 2,2 mm für die Magnesiumschrauben und 2,5 mm für die Polymerschrauben.

Die axialen Ausreißkräfte der 2,2 mm Magnesiumschrauben (399 N) übertrafen die Werte der 1,7 mm Titanschrauben (340 N) und der 2,5 mm Polymerschrauben aus PLGA (138 N) (Kozakiewicz 2020).

Axialen Zugkräften in einer Größenordnung bis > 400 N entsprechend der Kraftentwicklung des *M. pterygoideus lateralis*, wie sie in den biomechanischen Testreihen von Neff et al. (2003) zur Anwendung kamen, halten alle drei Materialvarianten bzw. Schraubentypen also nicht stand.

Der maximale Torque bis zur Beschädigung der Schrauben lag bei 16 Ncm für die Magnesiumschrauben und bei 19 Ncm für die Titanschrauben. Das gemessene Drehmoment der Schrauben korrelierte nicht mit den axialen Ausreißkräften der Schrauben (Kozakiewicz 2020). Die Torsionseigenschaften der Polymerschrauben wurden nicht getestet.

Die überlegene Biomechanik der Magnesiumschrauben in diesem Modellversuch lässt sich nicht aus der Materialbeschaffenheit – Magnesium ist weicher als Titan, wie auch aus der Torque Resistenz hervorgeht – erklären, vielmehr wurde ein günstigeres Schraubendesign (Schraubendurchmesser, Gewindetiefe und -steigung) dafür verantwortlich gemacht (Kozakiewicz 2020).

In der zweiten Studie von Kozakiewicz (2021) wurden die Resorptionsvorgänge an 2,2 mm Magnesiumschrauben und 2,5 mm PLGA Schrauben durch Einlegen in Pufferlösungen simuliert und nach Zeiträumen zwischen 2 und 16 Wochen Ausreißversuchen unterzogen. Nach 8 Wochen Dauer hatte die Ausreißkraft der Magnesiumschrauben auf ein Drittel des Ausgangswerts abgenommen (von 399 +/- 7,5 N auf 118 +/- 71,1 N) und lag höher als der der PLLGA Schrauben (von 138 +/- 26,5 N auf 97 +/- 17,3 N). Nach dem Zeitraum von 8 Wochen bewegten sich die Ausreißkräfte für Magnesiumschrauben und Polymerschrauben auf einem ähnlichen Niveau.

Während des Resorptionsprozesses von Magnesiumlegierungen in wässriger Umgebung des menschlichen Körpers bilden sich Hydroxidionen und Wasserstoffgas (Kozakiewicz 2021, Leonhardt et al. 2021).

Da die Löslichkeit der Legierungsbestandteile im Magnesium limitiert ist und die Biokompatibilität sowie Degradierung bei neuen Schraubendesigns berücksichtigt werden

müssen, sind die Möglichkeiten zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften von vorneherein eingeschränkt (Kozakiewicz 2020).

Um den zunehmenden Stabilitätsverlust der Schrauben während der fortschreitenden Resorption auszugleichen, wird die Verwendung mehrerer Schrauben und/oder die Kombination einer dickeren Magnesiumschraube (2,2 mm) mit zwei bis drei dünneren Schrauben (1,7 mm) empfohlen (Kozakiewicz 2021).

Klinisch wurden in den letzten Jahren bereits mehrmalig aus bioresorbierbarem Magnesium gefertigte kopflose kanülierte Schrauben zur Osteosynthese eingesetzt. So wurden nach einem Erstbericht über die Verwendung einer 2,7 mm Mg Schraube (Magnezix CS; Syntellix AG, Hannover, Germany) und deren Insertionstechnik (Leonhardt et al. 2017) die Ergebnisse beim Einsatz an 6 Patienten mit unilateralen dislozierten Kiefergelenkwalzenfrakturen in einer postoperativen Verlaufsstudie dargestellt.

In der postoperativen Verlaufsstudie über 12 Monate zeigten sich zufriedenstellende strukturelle und funktionelle Ergebnisse. Die postoperativ zunächst noch eingeschränkte Unterkiefermobilität (Mundöffnung, Protrusion, Laterotrusion) verbesserte sich über den Nachbeobachtungszeitraum kontinuierlich und normalisierte sich schließlich vollständig (Leonhardt et al. 2021).

In einer klinischen Studie verglichen Kozakiewicz et al. (2022) resorbierbare Magnesiumschrauben und Titanschrauben zur Osteosynthese von Kiefergelenkwalzenfrakturen. Bei 10 Patienten mit unilateralen Frakturen erfolgte die LSFPSO mit vier 2,3 mm kopflosen Kompressionsschrauben aus Magnesium, während als Referenz 11 Patienten (unilaterale Frakturen) mit drei 1,8 mm Schrauben aus Titan versorgt wurden.

Im Follow-up 18 Monate postoperativ fanden sich für die Magnesiumschrauben und kopflosen Kompressionsschrauben aus Titan vergleichbare Ergebnisse in punkto knöcherner Konsolidierung, vertikalem Höhenverlust des rekonstruierten Ramus ascendens und Funktion (maximale Kieferöffnung und Kondylusmobilität).

#### 1.3.9.2.7 Befestigungsschrauben im Rahmen der Verwendung von PSI

Im Rahmen der Verwendung von PSI oder PSI-Komponenten werden Schrauben zu Fixierzwecken verwendet.

Zur Befestigung der Repositionsplatte können (0,8-1,2 mm) Mikroschrauben der Länge 4 bis 6 mm Anwendung finden (Pavlychuk et al. 2020b).

Auch eine Tandem-Platte als „Washer“ bzw. Unterlegscheibe zur Lastverteilung unter den Schraubenköpfen (siehe unter 1.3.17) kann zusätzlich mit kurzen Mikroschrauben entweder temporär, während der Insertion der langen Stellschrauben zur LSFPSO, oder dauerhaft fixiert werden.

Bei komplexen Frakturmustern („Major Fragmentation“, Mehretagenfraktur) können PSI als Platte/Gerüst konzipiert werden, welches dann ebenfalls mit multiplen Mikroschrauben im Knochen verankert werden muss.

#### 1.3.10 CFS (Craniofacial Surgery) „1.8 Modus Medartis“ – System für Gelenkwalzenfrakturen

Zur Optimierung der operativen Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze wurde 2003 an der Technischen Universität München in Zusammenarbeit mit der Firma Medartis, Basel ein Osteosynthesesystem (Neff 2003) entwickelt. Das Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System besteht aus einem Instrumentenset sowie Implantaten zur lateralen Schraubenosteosynthese in Anlehnung an die Arbeiten von Rasse (1993). Die Implantate (Schrauben, Platten) sind aus Titan hergestellt. Im Einzelnen besteht das System aus den folgenden Komponenten:

- Modifizierter Langenbeck-Repositionshaken
- Elevatoren mit Längenmarkierungen zur Reposition (Abbildung 1.3-16)
- 0,9 Grid-Platte (Abbildung 1.3-22)
- 0,9 und 1,2 Kortikalisschrauben, selbstschneidend zur Befestigung der Grid-Platte, Längen 3 bis 6 mm (Abbildung 1.3-23)
- Farbmarkierte 0,6, 0,7 und 0,9 Spiralbohrer
- 1,5 Spiralbohrer
- 1,8 Kortikalisschrauben, selbstschneidend (HexaDrive), Längen 9 bis 20 mm (Abbildung 1.3-24)
- Troikar/Bohrerführer mit Einsatz zum Tiefenanschlag/Begrenzungsschlitz (Abbildung 1.3-25, Abbildung 1.3-26)
- Schraubendreher (HexaDrive) für Schrauben 0,9/1,2
- Schraubendreher für 1,8 Schrauben

Die Kernkomponente dieses Systems sind die 1,8 Kortikalisschrauben bzw. Kleinfragment-schrauben. Die Schraubenköpfe weisen ein flaches Profil auf (Neff et al. 2005). Diese Schrauben fungieren als Stell- bzw. Positionierungsschrauben bei der operativen Versorgung von luxierten oder dislozierten Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ m oder p bzw. vom Neff-Typ A, B oder C.

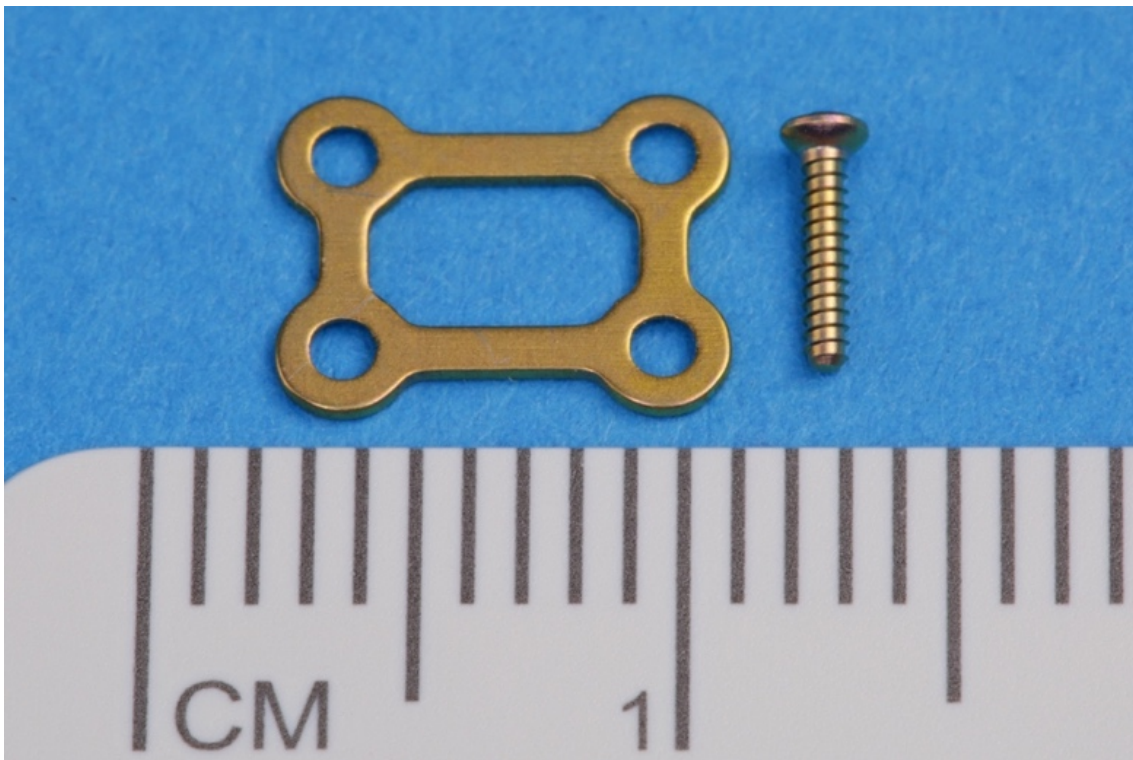


Abbildung 1.3-22 Rechteckige 0,9 Grid-Platte (2x2-Loch, Profilstärke 0,55 mm) zur (temporären) Stabilisierung der Fragmente in Approximationsposition; rechts MODUS 0,9 Kortikalisschraube Länge 6 mm (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

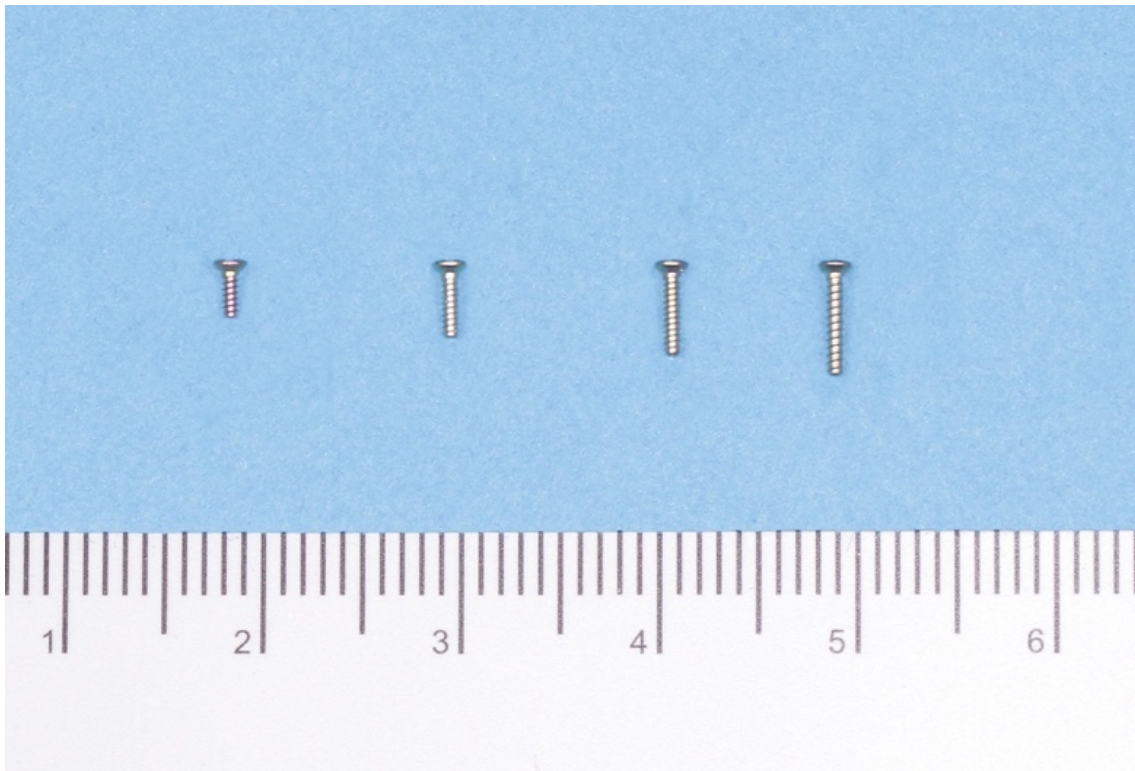


Abbildung 1.3-23 0,9 Kortikalisschrauben, Kreuzschlitz, selbstschneidend, in den Längen 3 bis 6 mm zur Befestigung einer Grid-Platte (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

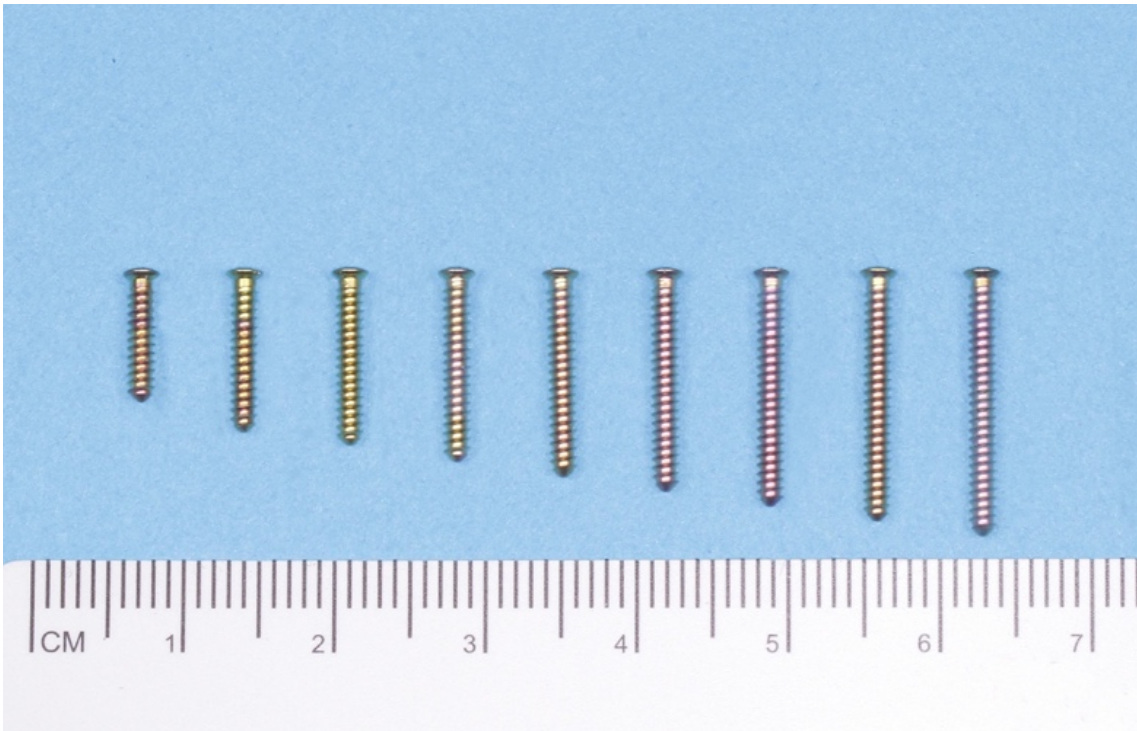


Abbildung 1.3-24 1,8 Kortikalisschrauben (Kleinfragmentschrauben, Innensechskant bzw. Torx, selbstschneidend) in Längen von 9-18 mm (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 1.3-25 Bohrerführung/Troikar (leer) mit Schlitzern/Tiefenanschlügen zur Einstellung der Bohrtiefe von 10-20 mm (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 1.3-26 Bohrerführung/Troikar – komplett mit Einsatz/Bohrbuchse, im Troikar Schlitz/ Nuten als Tiefenanschlag von 11-19 mm; Die Bohrbuchse ist über einen seitlichen Zapfen in der Führungsnut bei 15 mm eingerastet (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Operatives Prozedere:

Nach Anlegen eines retroaurikulären Zugangs und Darstellung des unteren Gelenkspaltes in typischer Weise (siehe 0), wird eine selbstschneidende 1,8 Kortikalis-schraube (HexaDrive), Länge 9 mm, lateral im Processus condylaris auf Höhe der Inzisur bis etwas über die Hälfte ihrer Länge eingeschraubt.

Der modifizierte Langenbeckhaken wird am überstehenden Schraubenkopf eingehängt (Abbildung 1.3-27) um Ramus und Kiefergelenk zu distrahieren und damit das Raumangebot um die Frakturzone zu vergrößern (Neff 2003). Eine entsprechende Führung des großen Fragments kann den Repositionsvorgang unterstützen. In seiner Funktion als kaudaler Wundretractor schützt der Langenbeckhaken den Fazialishauptstamm (Abbildung 1.3-28) (Neff 2003).

Das proximale, nach antero-medial dislozierte Fragment, wird mit zwei Repositionselevatorien reponiert, indem es in einer koordinierten Zugbewegung nach dorso-kranial angehoben wird (Neff 2003). Mit der Skalierung an den Instrumentenenden (Längenmarkierungen bei 11, 13, 15, 17 mm) kann dabei der transversale Kondylendurchmesser abgeschätzt werden, um eine Überinstrumentierung/Perforation in den Gelenkspalt durch die lateralen Schrauben infolge zu großer Länge zu vermeiden (Abbildung 1.3-29) (Neff 2003).

Die korrekte Fragmentstellung (dorsal und kranial) wird in den beiden Kontrollzonen (kaudo-mediale Transitionszone auf der Dorsalfläche von Caput und Kollum sowie Dorn- bzw. Krestalwölbung der Gelenkfläche im Übergang zum lateralen Walzenpol) überprüft, bevor im breiteren oberen Teil der dorsalen Walzenrückseite eine rechteckige 0,9 Grid-Platte angepasst und zur Überbrückung des Frakturspalts mit MODUS 0,9 mm Schrauben der Länge 4 oder 5 mm befestigt wird (Neff 2003, Skroch et al. 2020). Mit dieser Mikroplatte werden die Fragmente in der bestmöglichen Approximationsstellung stabilisiert (Abbildung 1.3-30).

Die definitive Osteosynthese (LSFPSO) mit zwei oder drei 1,8 Kortikalisschrauben in Längen zwischen 13 und 16 mm erfolgt, vom lateralen Gelenkhals ausgehend, in Achsenrichtung auf den medialen Walzenpol bzw. die Medialseite der Gelenkwalze (Neff 2003, Neff et al. 2005).

Zum Vorbohren wird eine Bohrerführung mit einem Bohrbuchsen Einsatz zur Einstellung (Tiefenanschlag) der Bohrtiefe benutzt (Abbildung 1.3-31, Abbildung 1.3-32, Abbildung 1.3-33) (Neff 2003).

Die Repositionselevatoren werden während der Bohrung zum Gewebeschutz im Gelenkspalt entlang des medialen Walzenpols eingesetzt. Nach der Schraubeninsertion werden die Oberflächen des Caput mit den Elevatoren auf überstehende Osteosyntheseschrauben abgetastet. Das flache Profil der Schraubenköpfe verhindert eine Traumatisierung der disko-kondylären Einheit (Neff et al. 2005).

In der Regel wird die posterior angebrachte Grid-Platte im Anschluss an die definitive laterale Schraubenosteosynthese wieder entfernt, bei Bedarf kann sie zur zusätzlichen Stabilisierung, z.B. bei Mehrfragmentfrakturen (Abbildung 1.3-33, Abbildung 1.3-34), in situ verbleiben (Neff 2003).

Die atraumatische Osteosynthese zeigt insbesondere bei dislozierten Gelenkwalzenfrakturen mit Vertikalverlust, verglichen mit der Plattenosteosynthese oder der konservativen Therapie, überlegene funktionelle Ergebnisse (Neff et al. 2005). Die Vertikaldimension, Diskus-/Kondylusmobilität sowie die Protrusions- und Translationskapazität des Kiefergelenks sollen im Vergleich zur Mini- und Mikroplattenosteosynthese besser rehabilitiert werden können (Kleinheinz et al. 2009).

Das flache Profil der Schraubenköpfe verhindert eine zusätzliche Traumatisierung bzw. Gewebeirritationen der disko-kondylären Einheit (Neff et al. 2005).

Eine postoperative Entfernung des Osteosynthesematerials, d.h. der 1,8 Kortikalisschrauben wird nicht mehr als optional, sondern neuerdings als obligat betrachtet (Skroch et al. 2020) – jedoch nicht gänzlich ohne Gegenstimmen (siehe 1.3.12) (Smolka et al. 2018, Neuhaus et al. 2022).





Abbildung 1.3-27 Selbstschneidende Hilfsschraube (HexaDrive), mit einem Durchmesser von 1,8 mm und einer Länge von 9 mm lateral im Processus condylaris; Schraubenkopf oberhalb des Knochenlevels als Retention für den Retraktor; Ansicht von dorso-lateral auf die Kiefergelenkwalze links am Modell (Quelle: Modus CFS 1.8 OP Technik Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dr. med. Andreas Neff Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Marburg, MODUS by MEDARTIS)



Abbildung 1.3-28 Unterkiefermodell mit Walzenfraktur vom AO-Typ p (Neff-Typ B) links – Dorso-lateralansicht: Modifizierter Langenbeckrepositionshaken – im Kollumbereich eingehängt (Näheres siehe Text) – zur Distraction des Frakturbereichs und Führung des Unterkiefers (= distales Fragment) bei der Reposition des nach antero-medial verlagerten proximalen Fragments (Quelle: Modus CFS 1.8 OP Technik Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dr. med. Andreas Neff Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Marburg, MODUS by MEDARTIS)

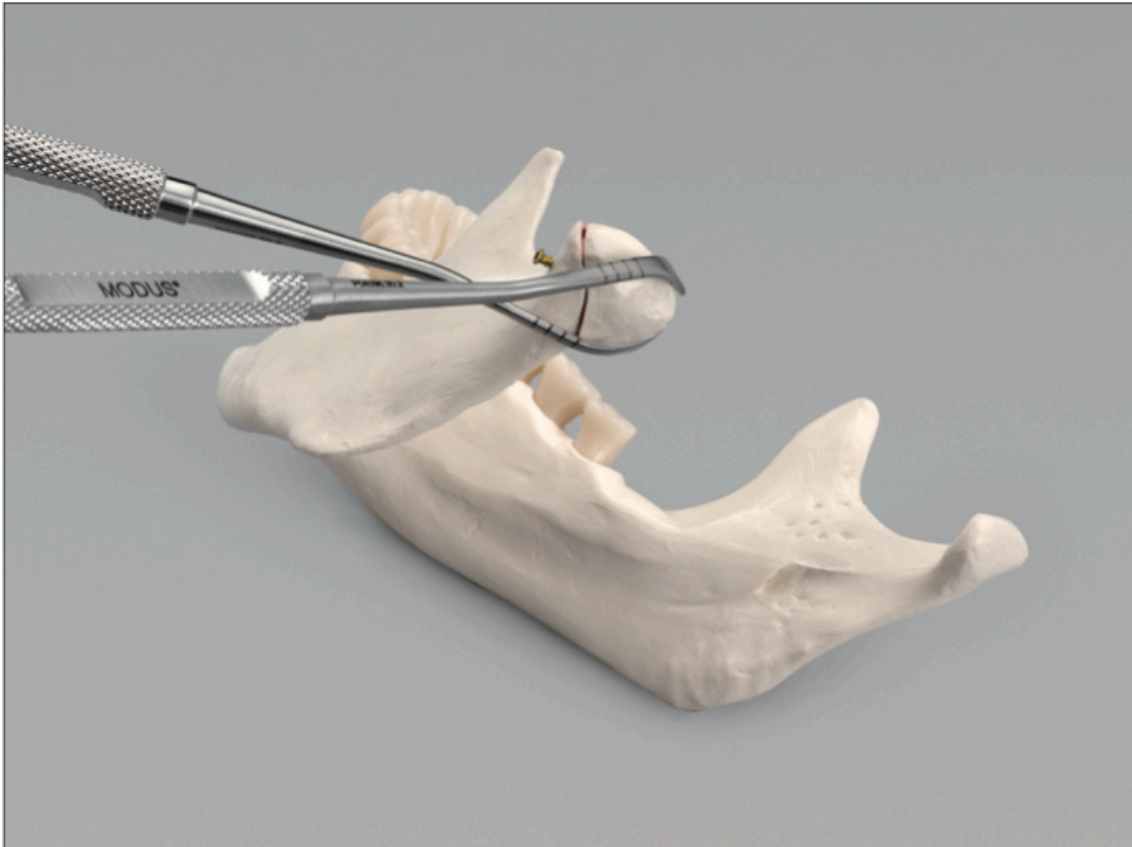


Abbildung 1.3-29 Gleiche Modelansicht wie zuvor – Reposition des proximalen Fragments mit zwei Repositionselevatoren; An den Instrumentenenden Längenmarkierungen bei 11, 13, 15 und 17 mm zur Abschätzung des transversalen Kondylendurchmessers (Quelle: Modus CFS 1.8 OP Technik Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dr. med. Andreas Neff Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Marburg, MODUS by MEDARTIS)

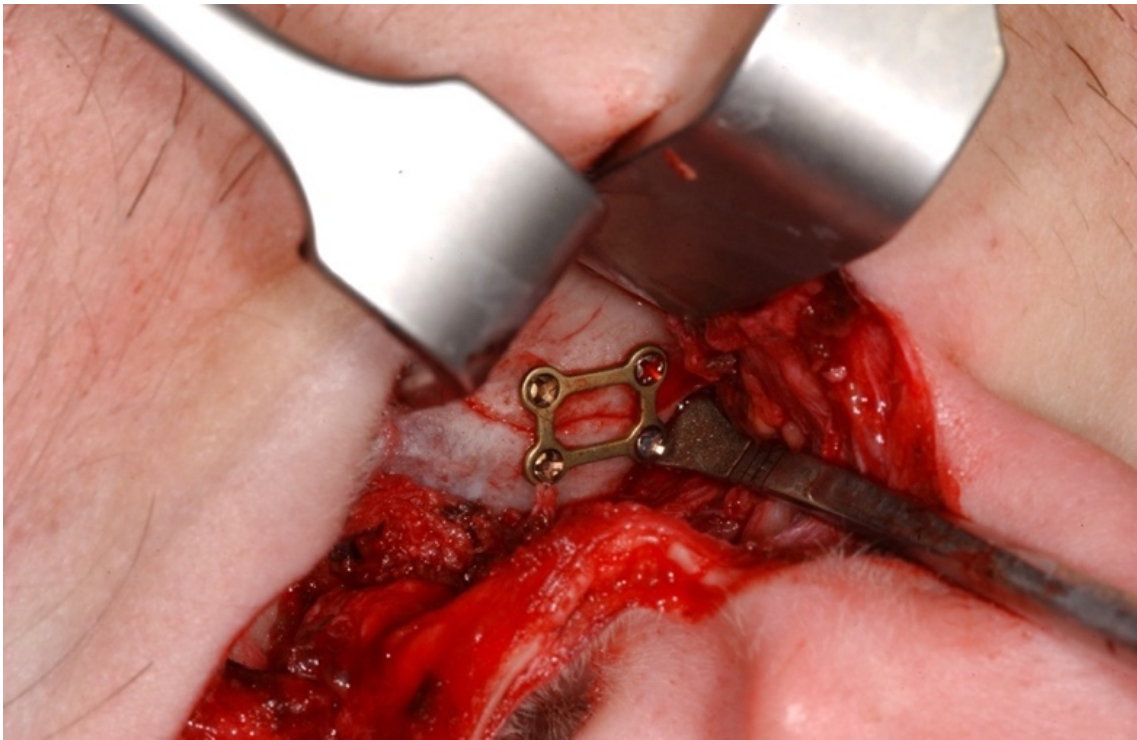


Abbildung 1.3-30 Präaurikulärer Zugang – Ansicht von dorso-kranial auf die Kiefergelenkwalze recht (Fraktur vom AO-Typ p); Fixierung der Fragmente mit einer rechteckigen 0,9 Grid-Platte (2x2-Loch, Profilstärke 0,55 mm) mit 0,9 mm Schrauben zur passageren Stabilisierung in Approximations-Position (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius).



Abbildung 1.3-31 Gleiche Ansicht wie zuvor – Bohrerführung inklusive eingerasteter Bohrbuchse, angesetzt über der Lateralfläche des Kollums (Näheres siehe Text) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

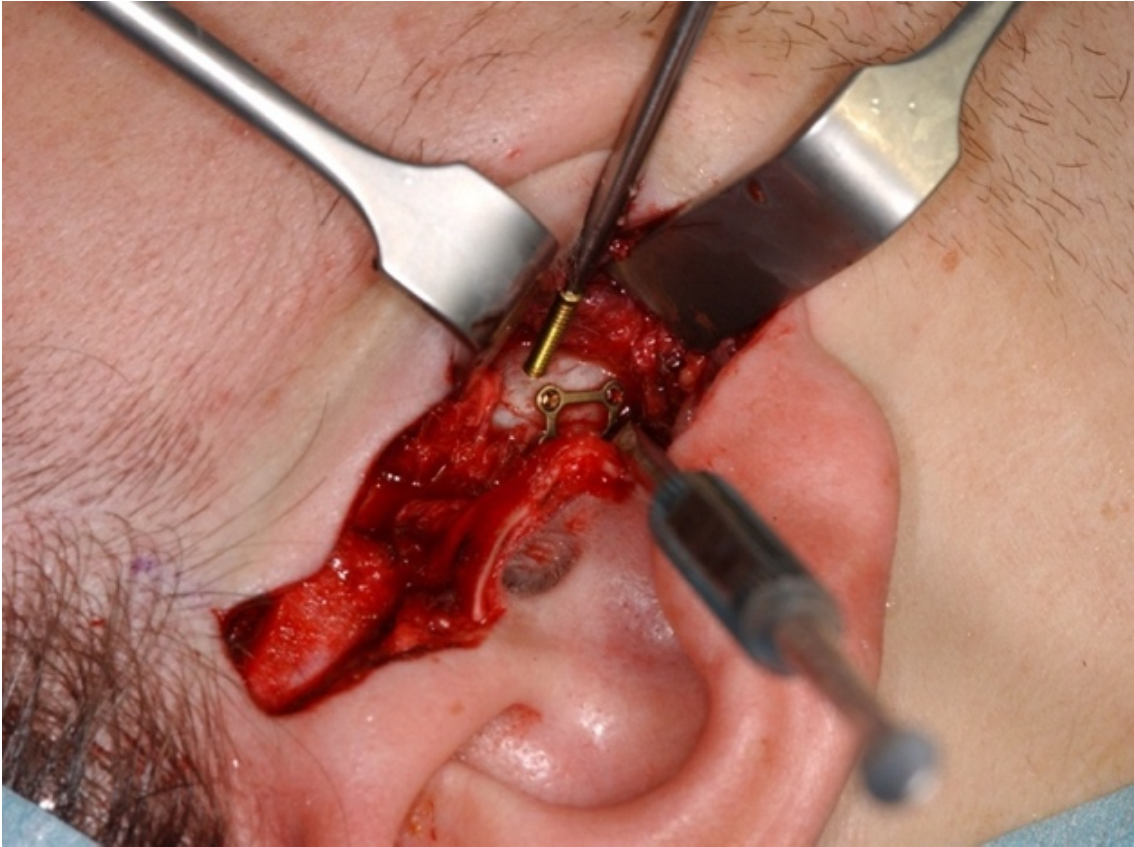


Abbildung 1.3-32 Gleiche Ansicht wie zuvor – Eindrehen der ersten 1,8 Kortikalisschraube ausgehend von der Lateralfäche des Kollums (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius).

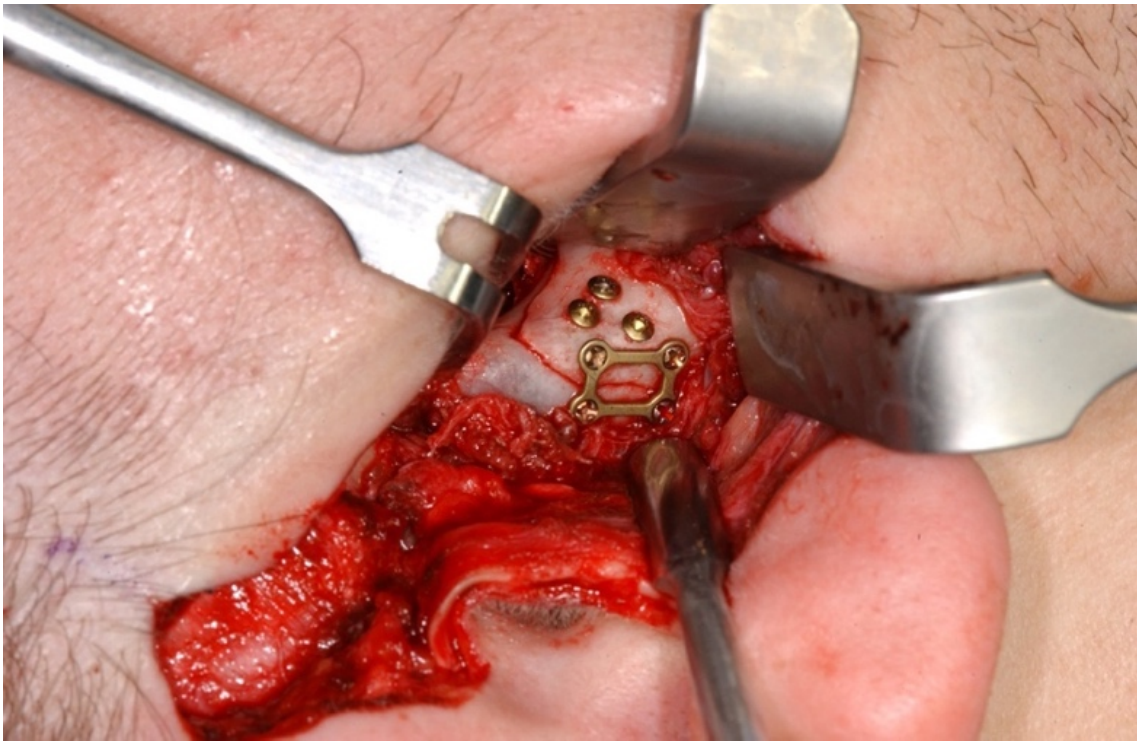


Abbildung 1.3-33 Gleiche Ansicht wie zuvor – Fertiggestellte Osteosynthese mit drei 1,8 Kortikalisschrauben, 0,9 Grid-Hilfsplatte noch in situ (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

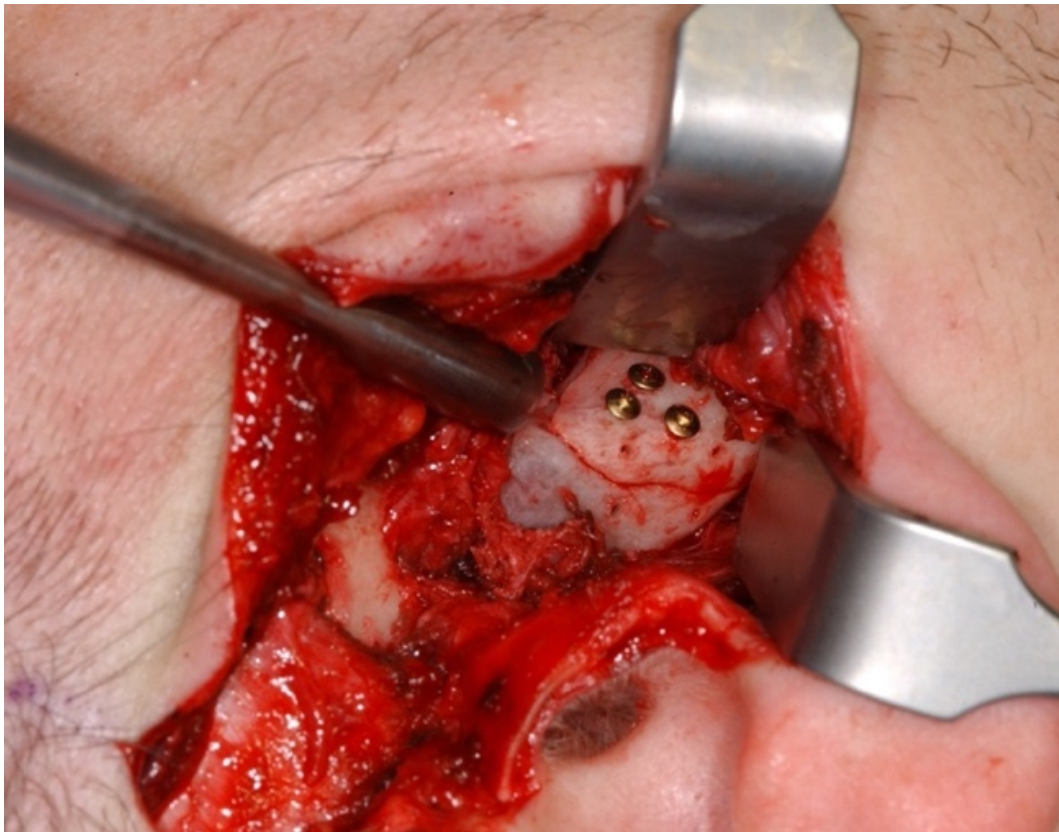


Abbildung 1.3-34 Gleiche Ansicht wie zuvor – Fertiggestellte laterale Schraubenosteosynthese nach Entfernung der 0,9 Grid-Platte (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

### 1.3.11 Biomechanik – Klassische Testreihen und FEA

Traditionell werden biomechanische Versuchsmodelle für die Entwicklung, in vitro Testung und Optimierung von Osteosynthesen genutzt.

Statt material-, technik-, personal- und zeitaufwendiger Testreihen mit Montage des Osteosynthesematerials an natürlichen Knochen (mazeriert/frisch) oder Kunststoff-replicas und Einspannen in Messstände zur mechanischen Kraftapplikation kommen immer öfter rein rechnerische Simulationsverfahren wie die Finite Element Analyse (FEA) zur Anwendung (Pavlychuk et al. 2020b).

#### 1.3.11.1 Klassische Testreihen

Von Neff (2003) wurde an Kunststoff Unterkiefermodellen und Humanpräparaten klassische in-vitro Belastungsuntersuchungen (statische und kinematische) bei diakapitulären Frakturen vom Neff-Typ A, B und C durchgeführt, die später durch FEA Berechnungen an CT generierten Modellen ergänzt und bestätigt wurden.

Intention war die Validierung von Kleinfragmentschrauben mit verringerten Kern- und Kopfdurchmessern, um damit eine verlässliche Alternative zu den 2,0 Kortikalisschrauben in puncto Stabilität, Retention und letztlich atraumatischerer Vorgehensweise zu finden.

In Vergleichsreihen an jeweils 6 Unterkiefermodellen wurden 4 Schraubenvarianten jeweils in einer 3er Anordnung getestet: 2,0 mm resorbierbare Kortikalisschrauben, 2,0 mm Titan Kortikalisschrauben in der Länge 15 mm versus 1,7 mm (Länge 15 mm) und 1,2 mm (Länge 13 mm) Titan Kleinfragmentschrauben. Orientierend wurden außerdem die PDS Pins (Ethipins, Ethicon, Norderstedt, Deutschland) aus dem Originalverfahren (Rasse 1993) – jedoch ausschließlich bei diakapitulären Frakturen vom Neff-Typ A und B berücksichtigt.

Statische Belastungen wurden bei sukzessive zunehmenden Schneidekantendistanzen (SKD) von 0, 20 und 35 mm in zentrischer und bei einer SKD von 35 mm in exzentrischer Kondylenposition vorgenommen. Dabei wurden in steigenden Belastungssituationen Kräfte von 0, 50, 150 und 200 N jeweils senkrecht zur Okklusionsebene, im Bereich der unteren Inzisivi sowie ipsi- und kontralateral im Molarenbereich, appliziert (Neff 2003). Abschließend wurde jeweils eine dynamische Testung mit alternierenden Kräften bis 200 N im Bereich der Inzisivi, Prämolaren und Molaren durchgeführt.

Das Ausmaß der interfragmentären Spaltbildung nach der lateralen Schraubenosteosynthese unter verschiedenen Belastungssituationen war abhängig von der Frakturlokalisation und dem Ort der applizierten Kraft. Von Neff-Typ A über Neff-Typ B zu Neff-

Typ C wurden, infolge der größer werdenden Hebelkräfte, zunehmende Spaltklaffungen unter Belastung beobachtet, d.h. bei Neff-Typ C Frakturen kam es zu Maximalwerten. Die Spaltklaffungen stiegen dabei linear mit der einwirkenden Kraft und hingen von Material und Kerndurchmesser der verwendeten Schrauben ab (Neff 2003).

Bei 200 N inzisaler Belastung von Neff-Typ C Frakturen in geometrisch-funktioneller Extremposition (ipsilaterale Belastung bei ipsilateral-exzentrischer Kondylenposition unter SKD = 35 mm) wiesen 2,0 mm Titan Kortikalisschrauben und 1,7 mm Kleinfragmentschrauben mit einer Größenordnung von 9,2 % bzw. 7,9 % annähernd gleichwertige Spaltklaffungen auf. Für die 1,2 mm Titan Kleinfragmentschrauben ergaben sich Spaltklaffungen von 13,8 %, für die 2,0 mm resorbierbaren Kortikalisschrauben Spaltklaffungen von 18,6 %.

Die PDS Pins zeigten für Frakturen des Neff-Typs A eine den resorbierbaren Schrauben vergleichbare Spaltverschiebung. Da es bei Neff-Typ B Frakturen ab einer Belastung von 100 N bereits zum Versagen kam, wurde von weiteren Versuchen mit den Pins abgesehen (Neff 2003).

Die Retentionskraft der oben genannten Schraubenvarianten wurde in Ausreißversuchen an porcinen Knochenproben aus dem Kiefergelenkköpfchen mit axialen Zugkräften bis > 400 N, entsprechend der theoretisch und experimentell ermittelten Kraft des M. pterygoideus lateralis, bestimmt. Neben Kerndurchmesser und Material hängt die Retentionskraft einer Schraube maßgeblich vom Schraubendesign (Gewindesteigung und Gewindefläche in Relation zum Kerndurchmesser der Schraube) ab. Die 1,7 mm Titan Kleinfragmentschrauben – mit größter Steigungszahl bei relativ größtem Querschnitt unter den vier Schraubenvarianten – hielten mit den besten Retentionswerten von durchschnittlich 552 N ebenso wie die 2,0 mm Titanschrauben mit Ausrissen bei durchschnittlich 438 N den Vorgaben (> 400 N) stand (Neff 2003).

Durch den kleineren Kerndurchmesser der 1,7 Titan Kleinfragmentschrauben wird die Traumatisierung der Gelenkwalze gegenüber den 2,0 mm Titanschrauben reduziert.

Die kürzeren 1,2 mm Titanschrauben erzielten keine ausreichende Stabilität und Retention. Sie rissen bei circa 365 N aus. Die resorbierbaren 2,0 mm PLLA-PGA Schrauben zeigten bereits ab 210 N Lockerungsanzeichen bis zur Destruktion bei Werten um 240 N. Bei beginnender Degradation muss zudem von abnehmenden Stabilitätswerten ausgegangen werden (Neff 2003).

Zusammenfassend unterstreichen die genannten biomechanischen Untersuchungen die vorteilhafte Verwendung von Kleinfragmentschrauben bei der ORIF von diakapitulären Frakturen gegenüber anderen Osteosynthesetechniken (Titan Mini- oder Mikroplatten, resorbierbare Systeme mit Pins und Schrauben).

Inwieweit eine Anordnung von zwei oder drei Schrauben, bei kleineren Schraubendurchmessern (1,2 mm), überlegen ist, sollte nach Meinung des Autors (Neff 2003) geklärt werden.

Schönegg et al. (2022) konnten kürzlich in einer FEA zeigen, dass die Verwendung von zwei 1,8 mm Schrauben von 13 mm Länge zur Erzielung adäquater Stabilitätsverhältnisse bei Osteosynthese von Kiefergelenkwalzenfrakturen ausreichen (Näheres siehe unten). Letztlich ausschlaggebend für die genügende Schraubenzahl dürften die biomechanisch unterschiedlichen Bedingungen bei medialen Walzenfrakturen vom Neff-Typ A bzw. AO-Typ m gegenüber Frakturen vom Neff-Typ B oder C bzw. AO-Typ p sein. Bei Neff-Typ A Frakturen – ohne Einbeziehung des lateralen Kondylenpols – ist das Osteosynthesematerial weniger stark belastet, da der Kondylenpol als Stressbreaker bzw. Torsionsmeider fungiert (Neff 2003). Demgegenüber vergrößert bei Neff-Typ B und insbesondere bei Neff-Typ C Frakturen die Einbeziehung des lateralen Kondylenpols in das proximale bzw. kleine Fragment den Hebelarm. Infolgedessen ist das Osteosynthesematerial höheren Belastungen ausgesetzt.

Biomechanische Untersuchungen von Omezli et al. (2015) zeigten ebenfalls bessere Ergebnisse für die Stabilität der Osteosynthese mit Titanschrauben im Vergleich zu resorbierbaren Schrauben. Getestet wurden selbstschneidende 2,0 mm Titanschrauben und 2,4 mm resorbierbare Schrauben jeweils in der Länge von 15 mm.

Im Gegensatz zu den Experimentierreihen von Neff (2003) mit inzisalen Belastungen senkrecht zur Okklusionsebene, wurden lineare Kräfte von 25, 50, 75 und 100 N in antero-posteriorer Richtung auf die Kunststoffmandibulamodelle appliziert. Die Unterkiefermodelle wurden in einer komplexen biomechanischen Fixiervorrichtung, die mit einem serohydraulischen Prüfgerät verbunden war, immobilisiert.

Während bei einer Belastung von 25 N noch keine signifikanten Unterschiede bestanden, waren die Titanschrauben den resorbierbaren Pins bei zunehmenden Belastungen von 50 N, 75 N und 100 N deutlich überlegen.

Es soll an dieser Stelle noch einmal auf die bereits oben genannte Studie von Sukegawa et al. (2020b) (vgl. 1.3.9.2.4) hingewiesen werden. Im *in vitro* Versuch an Unterkiefermodellen aus Polyurethan zeigte sich bei horizontal und vertikal einwirkenden Belastungen eine geringere Resistenz resorbierbarer, mit ungesinterten HA Partikeln (osteokonduktiv) beladener Polylactid Schrauben im Vergleich zu Titanschrauben.

Eine experimentelle Studie von Pavlychuk et al. (2019b) an mazerierten Unterkiefer Humanpräparaten diente ebenfalls zur Evaluation des biomechanischen Verhaltens unterschiedlicher Osteosynthesetechniken bei der Versorgung von Kiefergelenkwalzen-



frakturen. Getestet wurde die Osteosynthese mit Titanschrauben oder resorbierbaren Schrauben mit jeweils einer Länge von 15 mm sowie bei Verwendung einer T-förmigen Titan Miniplatte befestigt mit Titanschrauben der Länge 7 mm. Im biomechanischen Prüfstand wurden Torsionskräfte, Biegebeanspruchungen und Scherkräfte simuliert.

Unter standardisierter Belastung (sagittal und frontal) zeigten bikortikale Schrauben aus Titan, im Vergleich zu resorbierbaren Schrauben und Miniplatten, die größte Rigidität. Gegenüber Rotationsbelastungen waren singuläre Schrauben, unabhängig vom Material, gegenüber der Miniplattenosteosynthese nicht resistent (Pavlychuk et al. 2019b). Unter klinischen Bedingungen wird eine Rotation aber durch Unregelmäßigkeiten im Bereich der Frakturflächen, die präzise Reposition und durch Friktionskräfte der Knochenoberfläche verhindert. Falls nicht, kann die Kombination von Miniplatten und bikortikalen Titanschrauben vorteilhaft sein (Pavlychuk et al. 2019b).

#### 1.3.11.2 Finite Element Analyse (FEA)

Fünf Publikationen jüngerer Datums (Xin et al. 2014, Kozakiewicz und Świniarski 2017, Pavlychuk et al. 2020b, Zhou et al. 2021, Schönegg et al. 2022) haben die Performance einiger Varianten der lateralen Schraubenosteosynthese bei Kiefergelenkwalzenfrakturen einer FEA-Analyse unterzogen.

Xin et al. (2014) konnten für Walzenfrakturen vom Neff-Typ B zeigen, dass sich nach einer Schraubenosteosynthese mit zwei 2,0 Titan Stellschrauben die Belastung bei maximaler Kaukraft auf den lasttragenden Abschnitt der Schraubenschäfte in der Interfragmentärzone (Bruchspalt) und auf die direkte knöcherne Umgebung der Schraubenköpfe konzentriert. Im proximalen bzw. medialen Fragment folgt die von der Mises Stress Verteilung (Spannungsareale im Sinne einer heat map) entlang der Schraubenlöcher, die sich nur in einem minimalen Bezirk auf der posterioren Knochenoberfläche fortsetzt. Eine Belastung der Frakturflächen wird nur im Bereich um die Schraubenlöcher sichtbar. Im Vergleich zu den Schraubenschäften treten an den Frakturflächen nur geringere Belastungen auf.

Im Vorgriff auf ein nachfolgendes Kapitel (1.3.17) zum aktuellen Wissensstand über PSI in der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p bzw. Neff-Typ B sei im hiesigen Kontext schon auf eine FEA von Pavlychuk et al. (2020b) hingewiesen.

Zwei Konfigurationen der gleichen Fixierungstechnik wurden in dieser FEA verglichen – 1. die konventionelle Osteosynthese via Lateralfäche des Processus condylaris mit zwei Kleinfragmentschrauben von 1,7-1,8 mm Durchmesser (L)SFPSO – Small Fragment Positional Screw Osteosynthesis zurückgehend auf Rasse (1993), Kermer et al. (1998) bzw. analog zu Neff (2003) versus 2. die SFPSO mit einer als „Washer“ unterlegten

patientenspezifischen („Tandem“) Platte von 0,6 mm Profilstärke – ab hier als PSRPO (patient specific reinforcement plate osteosynthesis) bezeichnet (Abbildung 1.3-35).

Wie der Name besagt, bestand der Zweck dieser PSRPO in einer zusätzlichen Stabilisierung bzw. Verstärkung der Schraubenosteosynthese durch einen Ausgleich der Lastverteilung in den angewendeten Knochenzonen.

Unter normalen Kaukräften als auch bei maximaler Muskelkontraktion wies die Fixation in beiden Osteosynthesekonfigurationen eine adäquate Rigidität bzw. Festigkeit auf. Die Rigidität wurde dabei über die Abweichung vorgegebener Punkte von der Ausgangsposition unter Belastung definiert. Für die PSRPO lagen diese Abweichungen in allen Belastungsszenarien niedriger als bei der (L)SFPSO, ohne dass bei alleiniger Schraubenosteosynthese jedoch kritische Werte überschritten wurden. Im Vergleich zur konventionellen (L)SFPSO lag die Festigkeit der PSRPO bis zu 3-mal höher (Pavlychuk et al. 2020b).

Als Hauptparameter zur Beschreibung des mechanischen Hardware Verhaltens wurde die Verteilung der von der Mises Stresswerte benutzt (Abbildung 1.3-35). Unter allen Belastungsbedingungen fanden sich hohe Stresswerte in der oberen Schraube, die aber weder bei der PSRPO noch der (L)SFPSO die Bruchgrenze von Titan erreichten. Spitzenstresswerte waren an den Rändern der Gewinde zu beobachten. Innerhalb der patientenspezifischen „Washer“ Platte lagen die von der Mises Werte immer unter den Werten innerhalb der Schrauben (Pavlychuk et al. 2020b).

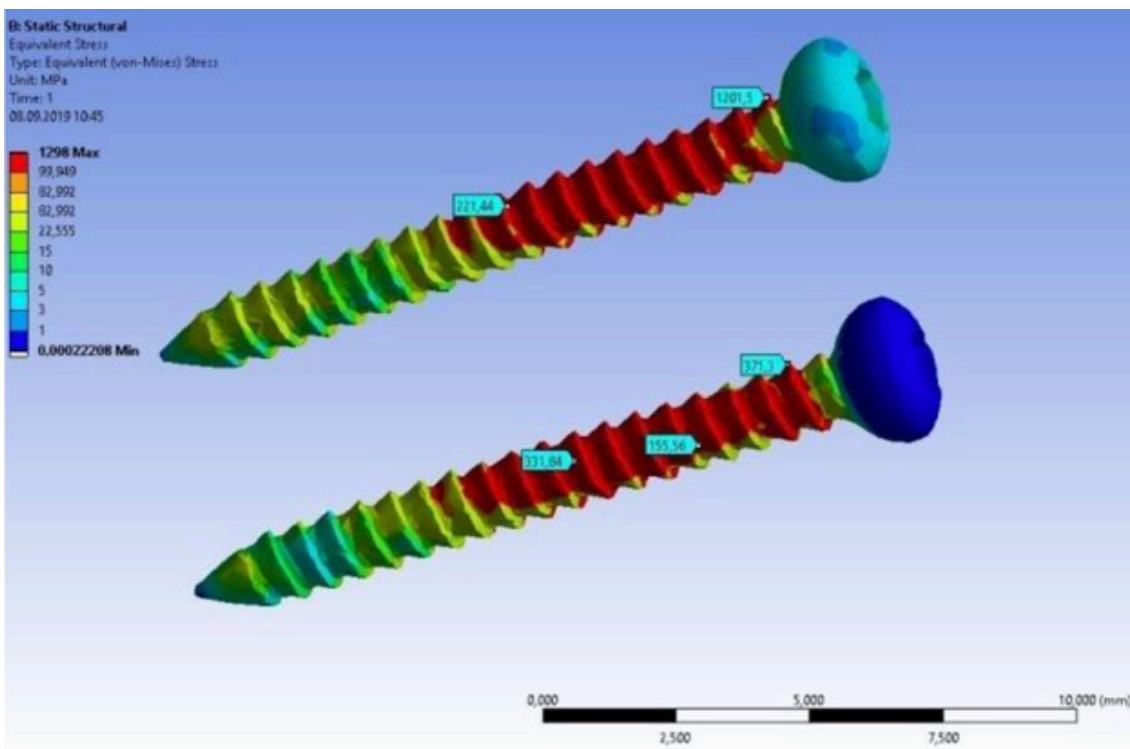
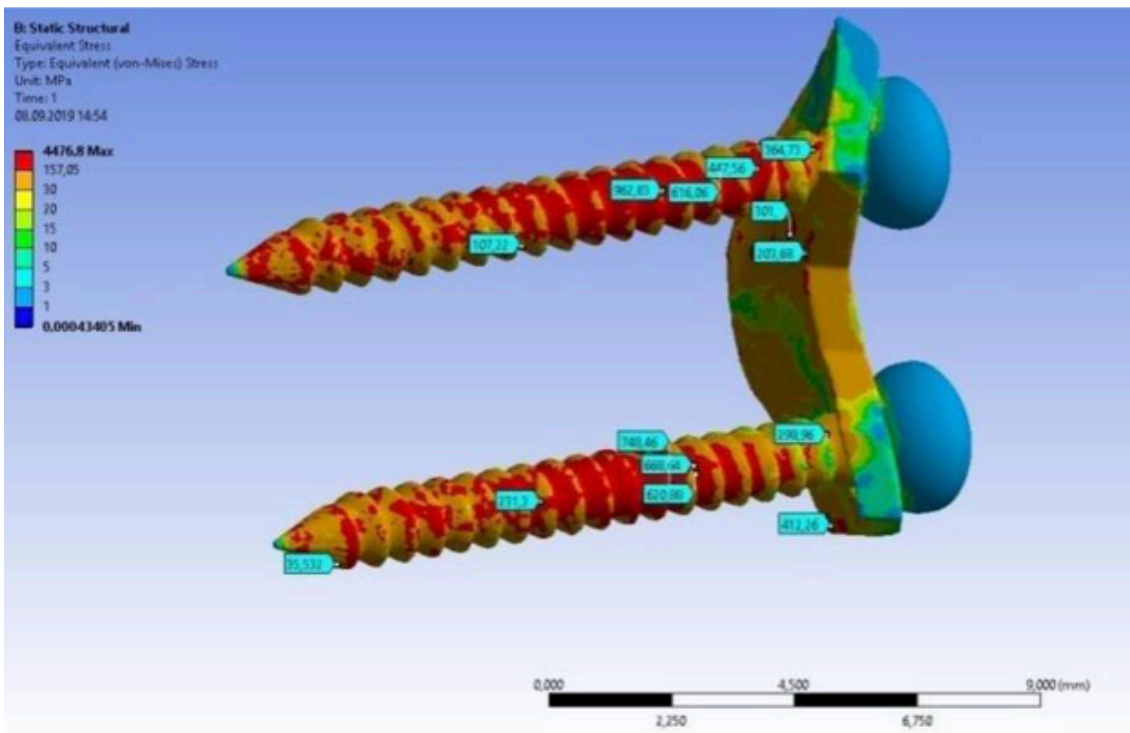


Abbildung 1.3-35 Verteilung der von der Mises Stresswerte („heat maps“) in den beiden Hardware Konfigurationen – oben PSRPO, unten (L)SFPSO – unter Belastung bei Maximalkontraktion des M. pterygoideus lateralis (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020b) Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med 16 (1):1-14)

Im Knochen war die Stresskonzentration in beiden Fragmenten nahe der Schraubenlöcher lokalisiert. Die höchsten Stressgradienten traten unter maximaler Kraftapplikation in der Kortikalis des lateralen Fragments auf. Die Belastungsverteilung war für beide Osteosynthesekonfigurationen grundsätzlich gleich, für die (L)SFPSO lagen die von der Mises Werte jedoch 2-10 mal höher als für die PSRPO (Pavlychuk et al. 2020b). Schlussfolgerung der Autoren war die Empfehlung, vor allem bei ungünstigen Voraussetzungen für eine ausreichende Stabilisierung die konventionelle Versorgung in Form einer (L)SFPSO zusätzlich mit einer patientenspezifischen Unterlegplatte auszustatten, d.h. eine PSRPO durchzuführen.

Schönegg et al. (2022) haben kürzlich in einer FEA bei Walzenfrakturen vom AO-Typ p die (L)SFPSO durch zwei Schrauben mit der Osteosynthese über 3 Schrauben (jeweils Durchmesser 1,8 mm der Länge 13 mm) verglichen. Das Interesse für diese Fragestellung war im beschränkten Platzangebot im Bereich der Lateralfäche des distalen/Ramus Frakturendes begründet. Falls zur Erreichung ausreichender Stabilitätsverhältnisse 3 Schrauben erforderlich sein sollten, wären wegen der notwendigerweise größeren Nähe zu den diskoligamentären Strukturen und zum lateralen Walzenpol ungünstige Effekte auf die Narbenbildung und Resorption zu befürchten. Es fanden sich ähnliche Resultate für Deformation, Festigkeit und Verteilung der von der Mises Werte, sodass von einer ausreichenden Stabilität der LSFPSO mit zwei Schrauben (Durchmesser 1,8 mm, Länge 13 mm) ausgegangen wurde.

### 1.3.12 Komplikationen durch Osteosynthesematerial

Ein bisher nicht konsentierter Diskussionspunkt ist die Notwendigkeit zur präventiven Entfernung von Metall Hardware nach ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen, d.h. der von der Lateralseite des distalen Frakturendes am Ramus bei Kopffrakturen inserierten Schrauben nach knöcherner Ausheilung – rechtzeitig vor Eintritt ossärer Resorptionen.

Die Frakturheilung erfolgt in der Regel innerhalb von drei Monaten. Nach diesem Zeitpunkt können bereits Remodellierungsprozesse, die mit Resorptionen unterhalb der Schraubenköpfe assoziiert sind, beobachtet werden (Kolk und Neff 2015). Sowohl Titan als mit großer Wahrscheinlichkeit auch die Abbauprodukte resorbierbarer Osteosynthesematerialien induzieren ein dreidimensionales Muster posteriorer und/oder lateraler Resorptionen des Kondylus bzw. Kiefergelenkköpfchens (Skroch et al. 2020). Als Beleg dafür werden substantielle Volumenreduktionen nach Walzenfrakturen (im Median 4,6 Monate postoperativ einer LSFPSO) in einer 3D morphometrischen Auswertung an DVT-Datensätzen von 38 Patienten (50 Gelenke) angeführt (Skroch et al. 2020)

Im schlimmsten Fall kommt es zur Exposition des Schraubenkopfs in den hinteren Gelenkrecessus mit intra-/periartikulärer Narbenbildung, die bis zur Fusionierung des dorsalen Recessus und gravierender Einschränkung der Diskusmobilität gehen kann. Die Verminderung der Diskusmobilität verursacht zunehmend degenerative Schäden (Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015, Skroch et al. 2020).

Bereits ein nahe am lateralen Walzenpol (Lig. laterale, Kapselstrukturen) über dem Oberflächenniveau liegender Schraubenkopf führt zu Gewebeirritationen und vermehrter Narbenbildung, womit wiederum die Bildung von Resorptionen und Lakunen einhergeht. Eine Höhenminderung des Ramus ascendens kann durch Resorptionen bedingt sein. In der Studie von Skroch et al. (2020) wurde ein durchschnittlicher Höhenverlust des Ramus ascendens von 0,55 mm gemessen. Der mittlere Volumenverlust des Kondylus betrug 0,27 cm<sup>3</sup>, was 16 % des Kondylusvolumens entsprach.

Smolka et al. (2018) hatten nach der LSFPSO von Walzenfrakturen (Durchschnittlich 6 Monate postoperativ) an CTs von 20 Patienten (23 Gelenke) ähnlich niedrige Resorptionen des Gelenkköpfchens im Bereich der artikulierenden Gelenkkuppel und eine weitgehende Resistenz gegen knöcherne Resorptionen feststellen können. Der vertikale Höhenverlust im Bereich der Gelenkfläche lag bei 0,7 mm. Die ORIF gewährleistete eine gute Knochenheilung und zufriedenstellende funktionelle Ergebnisse. Nach Ansicht der Autoren sollte aufgrund nur minimaler Resorptionen das

Osteosynthesematerial zur LSFPSO nur bei tatsächlicher Lockerung der Osteosynthesepplatten oder -schrauben wieder entfernt werden.

Johner et al. (2021) evaluierten Knochenresorptionen und das Knochenremodeling des Gelenkköpfchens nach der LSFPSO über einen mittleren Nachbeobachtungszeitraum von über einem Jahr (im Durchschnitt 15,6 Monate) nach der Entfernung des metallischen Osteosynthesematerials. Verglichen wurden initial intraoperative und postoperative dreidimensionale CBCTs von 19 Patienten. Der Knochenverlust durch Knochenremodeling betrug  $-0,348 \text{ cm}^2$ , entsprechend  $-15,3 \%$  der segmentierten Gelenkköpfchen. Insbesondere der latero-kraniale Pol des Kondylus im Bereich der Schraubeninsertionspunkte soll dabei betroffen gewesen sein. Zum Remodeling und zu Resorptionen kam es insbesondere innerhalb der ersten 4-6 Monate postoperativ, mit geringeren Resorptionsprozessen auch über die 6 Monate hinaus. Zur Vermeidung gravierender Resorptionserscheinungen wurde eine frühzeitige präventive Entfernung des Osteosynthesematerials empfohlen. Auch über den Zeitraum nach Entfernung des Osteosynthesematerials fanden sich geringfügig weiter Resorptionen.

In einer retrospektiven Studie von Neuhaus et al. (2022) wurden Knochenresorptionen und Remodeling des Gelenkköpfchens nach ORIF bei 18 Patienten mit 25 Walzenfrakturen über einen mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 6 Monaten anhand von CBCT Datensätzen dreidimensional bewertet und mit klinischen Parametern korreliert. Mittels dreidimensionaler Segmentierung des Gelenkfortsatzes in den CBCT-Scans wurde das postoperative Remodeling des Gelenkköpfchens evaluiert. Zu den klinischen Parametern zählten die maximale Mundöffnung, Laterotrusion, Deviation, Okklusion, Kiefergelenksschmerzen sowie ein Kiefergelenksknacken.

Zur Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ m und p wurden laterale Stellschrauben gegebenenfalls in Kombination mit einer Miniplatte verwendet. Trotz eines Remodelings des Gelenkköpfchens wurden keine signifikanten Veränderungen des Kondylusvolumens und der linearen Dimensionen festgestellt. Das Ausmaß der Höhenminderung des Ramus ascendens betrug im Mittel  $0,84 \text{ mm}$ . Vertikale Höhenverluste in vergleichbarer Größenordnung wurden in vorausgegangenen Studien beobachtet (Smolka et al. 2018, Skroch et al. 2020).

Eine standardmäßige Entfernung von Osteosynthesematerial wird von Neuhaus et al. (2022) nicht empfohlen. Eine Entfernung des Osteosynthesematerials sollte – wie von Smolka et al. (2018) vorgeschlagen – nur bei Versagen der Osteosynthese oder intraartikulär positionierten Schrauben erfolgen (Neuhaus et al. 2022).

Bei der Diskussion der postoperativen Metallentfernung verdient der Hinweis von Neuhaus et al. (2022) Beachtung, dass in den verschiedenen Untersuchungen zu

Knochenremodeling und Resorptionserscheinungen nach der ORIF bzw. LSFPSO von Walzenfrakturen unterschiedliche Auswertemethoden verwendet wurden, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschwert.

Das Hauptargument für die standardmäßige Entfernung metallischer Osteosynthesematerialien (LSFPSO) in einem Zeitraum von 4-5 Monaten postoperativ ist die Vermeidung einer andauernden Interferenz mit dem intra- und periartikulären Weichgewebe (Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015, Skroch et al. 2020). Eine Narbenbildung und Resorption sollen nicht nur aufgehalten, sondern exzessive Narben zugleich reseziert werden können (Neff 2003, Skroch et al. 2020).

Zur Vermeidung der Risiken, wie sie mit einem erneuten prä- oder retroaurikulären Zugang verbunden sind, besteht die Möglichkeit eine Schrauben-/Metallentfernung minimalinvasiv unter Einsatz der Navigationstechnik vorzunehmen (Xu et al. 2017). Die Inzision und das Eingehen auf die Schrauben lassen sich damit wesentlich kleiner und atraumatischer gestalten als der ursprüngliche Zugang.

#### 1.3.13 Reposition und Refixation des Diskus nach Osteosynthese einer Walzenfraktur

Kiefergelenkwalzenfrakturen sind nahezu immer mit Weichgewebeverletzungen, wie z.B. Einrissen in der Kapsel, Ruptur der retrodiskalen Aufhängung und Diskus Dislokationen kombiniert (siehe Kapitel 1.3.4).

Ein Heilungsprozess bei konservativer Therapie ohne Reparatur, Reposition und/oder Resuspension der Kapsel- und Aufhängungsstrukturen führt zur Persistenz der Diskus Dislokation, zur Elongation oder Diastase und Verdickung des retrodiskalen Gewebes und reaktiven Ossifikationen bis hin zur knöchernen Ankylosierung (Yang et al. 2015).

Bei der ORIF von Walzenfrakturen können diese Strukturen initial dargestellt werden, um gegebenenfalls eine Reposition und Refixation zur Wiederherstellung der physiologischen Diskus-Kondylus Relation durchzuführen (Umstadt et al. 2000, Chen et al. 2010, Cai et al. 2018).

Zur Refixation des retrodiskalen Gewebes sind verschiedene Verankerungstechniken angegeben worden, die fast alle dem gleichen Prinzip folgen.

Auf der Dorsalfläche des Caput/Kollums wird unterhalb der Frakturlinie ein Ankerelement in den Knochen eingebracht, an dem eine stabile Nahtaufhängung (mehrere Schlingen, nicht resorbierbar) des Diskus befestigt wird. Als derartige Ankerelemente sind beschrieben:

- Bohrlöcher (mit zusätzlichen Drahtligaturen)
- modifizierte Mikroschrauben (He et al. 2015)
- konventionelle 2,0 Titan Minischrauben (Abbildung 1.3-36) (Cai et al. 2018)
- MMF Schrauben mit Bohrkanälen im Schraubenkopf
- Mitek Anker (Mehra und Wolford 2001)
- DePuy Mitek Mini Quickanchor plus (Johnson & Johnson, USA)(Shakya et al. 2022)

Im Gegensatz zu konventionellen Schrauben oder MMF Schrauben, bei denen der Schraubenkopf über der Knochenoberfläche verbleibt, lassen sich die Mitek Anker komplett intraossär versenken (Mehra und Wolford 2001).

Nach Überprüfung der Kondylus-Diskus Mobilität wird die Kapsel vernäht. Die Refixation des Diskus wirkt antagonistisch zum Zug des M. pterygoideus lateralis (Cai et al. 2018).

Die Wiederherstellung der physiologischen Diskus-Kondylus Relation hat positiven Einfluss auf die maximale Kieferöffnung, Protrusion und Laterotrusion, wie klinische Studien belegen (Chen et al. 2010, Cai et al. 2018, Yan et al. 2019, Shakya et al. 2020, Shakya et al. 2022).

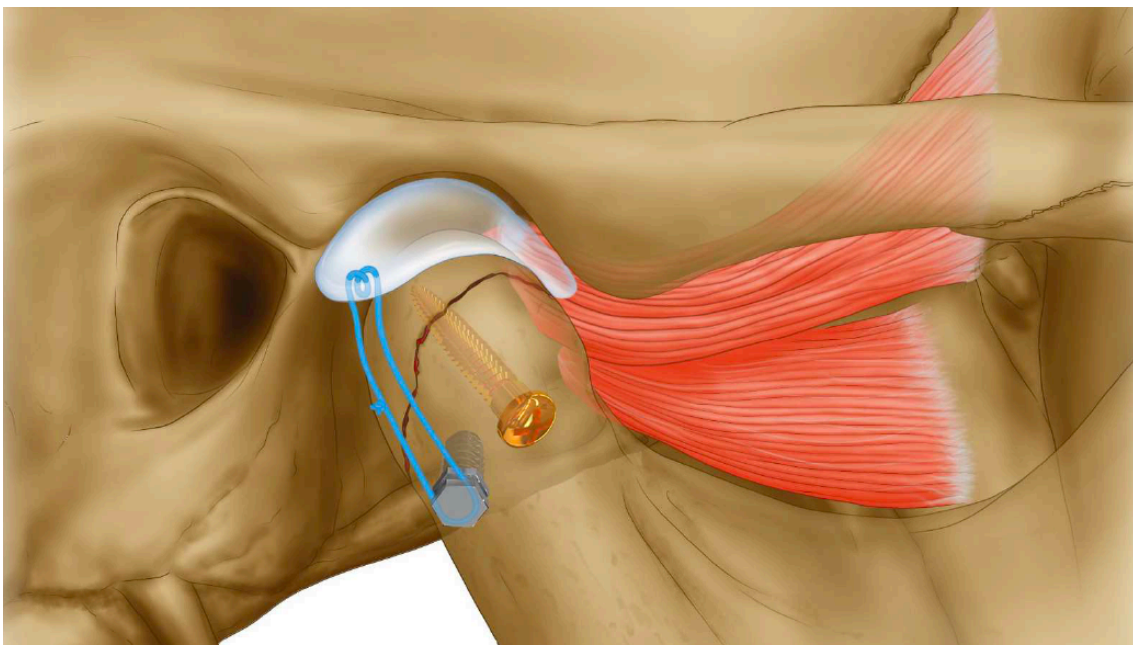


Abbildung 1.3-36 Schematische Darstellung – Diskus Reposition und Refixation über Nahtschlingen an eine 2,0 Titan Minischraube nach lateraler Schraubenosteosynthese einer Walzenfraktur vom AO-Typ p (Quelle: Cai BL, Ren R, Yu HB, Liu PC, Shen SGF and Shi J (2018) Do open reduction and internal fixation with articular disc anatomical reduction and rigid anchorage manifest a promising prospect in the treatment of intracapsular fractures? J Oral Maxillofac Surg 76 (5):1026-1035)



### 1.3.14 Intraoperative Arthroskopie

Eine intraoperative Arthroskopie, während der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen erlaubt eine direkte Visualisierung und Beurteilung intraartikulärer Auswirkungen bzw. Pathologien infolge von Verletzungen der Kapsel bzw. disko-ligamentärer Strukturen (Hirjak et al. 2017). In einer Studie an 26 Patienten mit 29 Walzenverletzungen wurde nach einem präaurikulären Zugang der obere Gelenkraum arthroskopisch inspiziert, bevor dann zur Frakturversorgung der untere Gelenkraum eröffnet wurde.

Bei 90 % der Frakturen wurde eine anteriore Diskusluxation angetroffen. Dabei fanden sich Elongationen der posterioren Anheftung, jedoch keine Rupturen. Der normalerweise vorhandene physiologische Kontakt beim Kieferschluss zwischen Diskus und dem hinteren Eminenzabhang fehlte. Direkte Verletzungen der Fossa bzw. Eminenz bestanden in Knorpelerosionen und lokalisierten Unterblutungen. Der Gelenkraum war in Abhängigkeit von der Schwere des Traumas teilweise mit Blutclots gefüllt, ein vollständig ausfüllendes Hämarthros fand sich in keinem Gelenk (Hirjak et al. 2018).

Diese Untersuchungen von Hirjak et al. (2018) hatten vorläufigen Charakter, die Technik gehört bisher nicht zum allgemeinen Standard.

Die Empfehlungen der Autoren gehen dahin, neben der Frakturversorgung über das untere Gelenkkompartiment, auch eine intraoperative, arthroskopische Lyse und Spülung des oberen Gelenkraums in Betracht zu ziehen.

### 1.3.15 Computer-assistierte Chirurgie

#### 1.3.15.1 Präoperative virtuelle Planung

Virtuelle Planungstechniken sind eine relativ neue Option in der craniofazialen Traumatologie. Sie beruhen auf dreidimensionalen CT, DVT oder MRT Datensätzen. Nach Segmentierung der Daten und Erstellung eines virtuellen Modells wird im Zuge der Diagnostik und Frakturklassifikation die Lokalisation, Größe und Position der Fragmente im Einzelnen bestimmt (Wang et al. 2013).

Bei einer Kiefergelenkwalzenfraktur wird die Reposition des proximalen bzw. kleinen Fragments simuliert. Nach Wiederherstellung der originären Anatomie lassen sich die Dimensionen vermessen, um passende Schrauben zur Osteosynthese von lateral auszusuchen (Iwai et al. 2013, Wang et al. 2013, Zhang et al. 2016).

Die Lokalisation, Länge und Angulation der Osteosyntheseschrauben werden so gewählt, dass ein Vordringen bis in die Gelenkfläche bzw. eine Perforation in den Gelenkspalt vermieden werden kann (Zhang et al. 2016).

Die CAD Technologie trägt somit zur Vereinfachung und Optimierung der Osteosynthese bei diakapitulären Frakturen bei. Die Planungsunterlagen können auch als Kommunikationsmedium in der Patientenberatung und Aufklärung genutzt werden, um damit Behandlungsabläufe besser verständlich zu machen (Wang et al. 2013).

#### 1.3.15.2 Intraoperative Bildgebungskontrolle

Limitierte OP Zugänge mit eingeschränkten Sicht- und Arbeitsfeldern erschweren die dreidimensionale Überprüfung der Reposition und Fixation bei Gelenkfortsatzfrakturen häufig (Klatt et al. 2011, Sukegawa et al. 2020a).

Die intraoperative Bildgebung mit mobilen CT Scannern oder Cone-Beam CT (CBCT, DVT) Armen z.B. in Hybrid OP-Räumen liefert hochauflösende Bilder (Klatt et al. 2011, Sukegawa et al. 2020a).

Multiplanare und/oder dreidimensionale CT/DVT Bilder ermöglichen Kontrollen während und nach der Reposition und Fixation von Gelenkwalzenfrakturen.

Bei insuffizienter Fragmentstellung kann sofort eine Optimierung erfolgen, um somit eine Wiederholung des Eingriffs zu einem späteren Zeitpunkt zu vermeiden.

Die Exaktheit der Fragmentreposition intrakapsulärer Gelenkwalzenfrakturen lässt sich ebenfalls erhöhen (Han et al. 2018).

Außerdem erübrigt sich eine Bildgebung unmittelbar postoperativ (Sukegawa et al. 2020a).

### 1.3.15.3 Intraoperative (opto-magnetische) Navigation

Die intraoperative Navigation ermöglicht eine Überprüfung der Positionierung von Osteosynthesematerial und/oder der Fragmente (Han et al. 2018, Shakya et al. 2020).

Voraussetzung ist, dass Form und originäre bzw. gewünschte Lokalisation der Fragmente bzw. der Hardware aus einer virtuellen Vorplanung bekannt sind und als sog. STL-File im Navigationsgerät installiert sind.

Zur Navigation ist eine Referenzierung in Bezug auf anatomische Landmarken notwendig. Dazu wird ein Rahmengestell auf dem Schädel angebracht – was für weitere Komplikationen (z.B. Infektion, Narbenbildung, intrakranielle Verletzungen) sorgen kann – oder ein optischer Oberflächenscanner eingesetzt. Mit einem Pointer lässt sich dann in Real Time die Position der Fragmente auf korrekten Sitz abtasten und die Lokalisation und vorgeplante Richtung der zu inserierenden Schrauben zur LFSPSO bestimmen (Han et al. 2018).

In einer Vergleichsstudie von Han et al. (2018) erfolgte die ORIF von 20 Kiefergelenkwalzenfrakturen mit und ohne Zuhilfenahme der intraoperativen Navigation bei jeweils 10 Patienten. Die zur Reposition und zur anschließenden Überprüfung des Ergebnisses benötigte Zeit wurde durch die Navigationstechnik verkürzt. Das strukturelle Rekonstruktionsergebnis wurde an postoperativen CTs im Vergleich zur virtuellen Planung vermessen. Nachfolgeuntersuchungen erfolgten in beiden Untersuchungsgruppen im postoperativen Verlauf nach 1, 3, 6 und nach 12 Monaten. Die Abweichungen in den CT Untersuchungen waren nach Navigation geringer und die anatomische Reposition genauer. Unter Einsatz der intraoperativen Navigation lässt sich die Exaktheit der Fragmentreposition also verbessern.

### 1.3.16 Postoperative Ergebnisse – Subjektiv und Objektiv

Sog. „Patient Reported Outcomes“ (PRO) zur Erfassung subjektiver Ergebnisse nach Behandlung von Kiefergelenkerkrankungen beziehen sich auf Faktoren wie fortbestehende Beschwerden (Schmerz, Knackgeräusche), die maximale Kieferöffnung sowie die Zufriedenheit mit den Therapieergebnissen und die Lebensqualität.

Die visuelle Analogskala (VAS) ist eine grafische Rating Skala zur subjektiven Erfassung eines Merkmals, bei dem es sich um ein Kontinuum nicht direkt messbarer Werte handelt. Sie wird häufig zur Bewertung von Schmerz eingesetzt. Sie besteht aus einer horizontalen Linie von 100 mm Länge, deren Enden die Extreme abbilden. Entsprechend seiner aktuellen Befindlichkeit wird vom Patienten auf der Linie ein Punkt markiert. Die Bewertung erfolgt dann anhand der Distanz dieses Punktes (in mm) zu den beiden Extremen, geteilt durch 100. Alternativ können Abstufungen von 0 (z.B. = kein Schmerz) - 10 (z.B. = starke Schmerzen) vorgegeben sein.

Beispielsweise haben Ho et al. (2015) in ihrer weiter oben schon besprochenen retrospektiven Studie (vgl. 1.3.5 und 1.3.9.1) die subjektiven Ergebnisse nach konservativer (18 Patienten) oder operativer Therapie (20 Patienten) von bilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen verglichen. Zur Quantifizierung noch bestehender Kiefergelenkschmerzen und der Patientenzufriedenheit wurden dabei VAS verwendet.

Standardisierte Fragebögen oder Interviews dienen ebenfalls oft dazu, die Patientenzufriedenheit abzubilden.

So wurde in der RCT von Eckelt et al. (2006) – neben VAS zur Schmerzquantifizierung – der sogenannte „Mandibular function impairment questionnaire“ (MFIQ) (Stegenga et al. 1993) zur subjektiven Bewertung der Beziehungen zwischen Einschränkungen von Deviations-/Deflektionsbewegungen bei der Kieferöffnung und psychologischen Stress eingesetzt.

Kommers et al. (2013) verglichen in einer Literaturübersicht zur sog. „Quality of Life“ (QoL) den Einfluss subjektiver und objektiver Therapieergebnisse nach ORIF und CR von Kiefergelenkfortsatzfrakturen. Lediglich drei der Studien bewerteten subjektive Beschwerden. Die insgesamt 36 eingeschlossenen Studien erfassten vorrangig objektive Parameter, wobei in keiner der Studien der Einfluss des Therapieverfahrens auf die QoL beurteilt wurde. In zwei dieser Studien wurden nach ORIF von Kiefergelenkfrakturen weniger subjektive Beschwerden verzeichnet als nach CR, während eine Studie widersprüchliche Ergebnisse zeigte.

Die Autoren zogen das folgende Résumé: Allgemein wird die QoL bei der Evaluation des Therapieerfolges noch zu wenig berücksichtigt. Die postoperative Bewertung der QoL (HRQoL) (siehe unten) aus Sicht des Patienten wird sich erfahrungsgemäß von der Einschätzung des Chirurgen unterscheiden, weshalb sie für eine abschließende Einschätzung des Outcomes ergänzend zu objektiven Parametern herangezogen werden sollte.

Zur objektiven Evaluation funktioneller Ergebnisse nach der Behandlung von Kiefergelenkwalzenfrakturen wird in der Regel die Okklusion, die Deviation des Unterkiefers bei Kieferöffnung, die Kaufunktion und die maximale Kieferöffnung erfasst (Eckelt et al. 2006, Xie et al. 2013, Ho et al. 2015, Li et al. 2019), über die körperliche Untersuchung hinaus z.B. auch im Rahmen einer instrumentellen Funktionsanalyse und Axiographie. Funktionelle Einschränkungen des Kiefergelenks können standardisiert anhand von Scoring Systemen, wie dem Dysfunktionsindex nach Helkimo (DI) (Helkimo 1974) und der Achse I der „Research Diagnostic Criteria for Clinical Examination of Temporomandibular Disorders“ (RDC/TMD) (Dworkin und LeResche 1992) beurteilt werden.

Der Helkimoindex wird am häufigsten („Goldstandard“) verwendet (Xie et al. 2013, Kolk et al. 2020, Ren et al. 2020) und bewertet folgende 5 Parameter – eingeschränkte Unterkiefermobilität, fehlerhafte Kiefergelenksfunktion, Schmerz bei Unterkieferbewegung, Kiefergelenkschmerzen, Muskelschmerzen. Aus dem Summenscore ergibt sich der Schweregrad (DI 0 = keine, DI 1 = leichte, DI 2 = moderate, DI 3 = schwere Dysfunktion) (Helkimo 1974, Ho et al. 2015, Kolk et al. 2020).

Bei den (RDC/TMD) handelt es sich um Kriterien zur Diagnostik von Kiefergelenksbeschwerden. Neben der objektiven klinischen Untersuchung (Achse I) werden dabei auch schmerzbezogene psychosoziale Aspekte (Achse II) mitberücksichtigt.

Der sog. „graded chronic pain scale“ (GCPS) (Von Korff et al. 1992), als Bestandteil der Achse II der RDC/TMD, dient zur Bewertung subjektiver Beschwerden. Basierend auf der Beantwortung eines 7 Fragen umfassenden Fragenkatalogs, der sowohl das Ausmaß der schmerzbedingten Beeinträchtigung, als auch die Schmerzintensität abfragt, wird der chronische Schmerzgrad von Grad 0 (geringe Schmerzintensität) bis Grad IV (Hochgradige Einschränkung) bestimmt (Von Korff et al. 1992).

Daneben dient auch die QoL (HRQoL) zur subjektiven Beurteilung des Gesundheitszustandes. Sie reflektiert Auswirkungen des Gesundheitszustandes auf das allgemeine Wohlbefinden und die Lebensqualität des Patienten (WHO 1946). Sie wird mittels standardisierter Fragebögen oder Skalen erfasst.

Die schon mehrfach erwähnte Studie von Kolk et al. (2020) verglich neben den funktionellen und anatomischen Ergebnisse, auch die QoL/HRQoL nach LSFPSO (n = 24 Patienten) im Vergleich zu konservativer Therapie (Closed Reduction – CR n = 29 Patienten) bei Kiefergelenkwalzenfrakturen circa 2 Jahre nach Behandlungsabschluss.

Im Rahmen der funktionellen Auswertung wurden der Dysfunktionsindex nach Helkimo (DI) und die RDC/TMD (Achse I) verwendet. Nach dem Helkimodysfunktionsindex lag nach CR häufiger eine moderate bis schwere Dysfunktion (DI = II/III) vor. Nur drei der konservativ versorgten Patienten zeigten keine Anzeichen einer Dysfunktion. Dagegen hatten 10 Patienten nach LSFPSO keinerlei dysfunktionelle Beschwerden, 11 Patienten zeigten lediglich leichte Anzeichen einer Dysfunktion (DI = I). Den RDC/TMD (Achse I) entsprechend trat eine Myalgie oder Arthropathie bei jeweils 3 operativ versorgten Patienten auf, während es im konservativ versorgten Kollektiv bei 10 Patienten Anzeichen einer Myalgie und bei 16 Patienten Anzeichen einer Arthropathie gab (Kolk et al. 2020).

Dieser Beurteilung (DI, RDC/TMD Achse I) zufolge waren nach einer ORIF mehr Patienten objektiv symptomfrei als nach einer CR Therapie.

Ergänzend wurde der „graded chronic pain scale“ (GCPS) (Von Korff et al. 1992) von Kolk et al. (2020) zur Analyse der subjektiv wahrgenommenen schmerzbezogenen Einschränkungen verwendet.

Nach LSFPSO zeigte sich bei 8 Patienten, nach CR bei 5 Patienten eine geringe Beeinträchtigung der Kiefergelenksfunktion durch Schmerzen (GCPS Grad I, II). Stärkere Beeinträchtigungen durch dysfunktionelle Schmerzen (GCPS Grad III, IV) lagen ausschließlich bei 3 konservativ versorgten Patienten vor (Kolk et al. 2020).

### 1.3.17 Aktueller Wissensstand über patientenspezifische Implantate zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen

Im Kontext der computer-assistierten Chirurgie gewinnen patientenspezifische Implantate (PSI) auch in der MKG-Chirurgie zunehmend an Bedeutung. Das PSI wird im CAD/CAM-Verfahren auf die individuellen Erfordernisse eines Patienten abgestimmt, d.h. individualisiert bzw. personalisiert.

Am Computer geplante sog. „Positioning“, „Drilling“ und/oder „Cutting“ Guides sowie patientenspezifische Implantate zur Fixation wurden bereits vielfach eingesetzt, so bei Tumorresektionen, der Konturierung revaskularisierter Knochentransplantate, in der orthognathen Chirurgie, bei Rekonstruktionen der Orbita, des Mittelgesichts und des Unterkiefers (Stoor et al. 2014, Gander et al. 2015, Wilde et al. 2015, Suojanen et al. 2016, Mascha et al. 2017, Chepurnyi et al. 2020, Liokatis et al. 2022).

Über Anwendungsmöglichkeiten computer-assistierter Technologie im Rahmen der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde schon mehrfach berichtet (Wang et al. 2013, Yang et al. 2013, Guo et al. 2016, Han et al. 2018, Huang et al. 2019) (Vgl. 1.3.15).

Das computer-aided Design (CAD) wurde dabei im Wesentlichen zur präoperativen virtuellen Reposition der Fragmente und zur Auswahl geeigneter Schrauben (Länge, Lokalisation, Angulation) genutzt (Wang et al. 2013, Yang et al. 2013, Han et al. 2018).

Mit verschiedenen PSI-Design Komponenten zur Reposition, Präfixierung, Navigation zur Lokalisation der LSFPSO Eintrittsportale und Fixation bei der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen befassen sich bis dato 4 Studien, alle von Pavlychuk et al. aus den Jahren 2019 und 2020 (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b).

Im Übrigen finden sich im Schrifttum keine Hinweise zur Anwendung von PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen<sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup> Eine Arbeit zum digitalen Workflow für PSI ganz allgemein bei Kiefergelenkfortsatzfrakturen stammt aus dem Jahr 2023 (Jan) von Matschke J et al. (Matschke J, Franke A, Franke O, Bräuer C and Leonhardt H (2023) Methodology: workflow for virtual reposition of mandibular condyle fractures. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 45 (1):5. <https://doi.org/10.1186/s40902-023-00373-x>). Die Publikationen von Pavlychuk et al. aus den Jahren 2019 und 2020 werden darin erwähnt.

Abhängig vom Frakturmuster – zur Einteilung verwenden die Autoren die Neff Klassifikation (Neff et al. 2017) – sind danach drei Grundvarianten zu differenzieren:

1. Für Walzenfrakturen vom AO-Typ p mit Frakturverlauf im Walzenpolbereich (= Neff-Typ B):
  - PSI aus zwei Komponenten: Repositionsplatte (Proximales Fragment) + Navigation Guide (Platzierung der lateralen Schraubenosteosynthese – Small Fragment Positional Screw Osteosynthesis – (L)SFPSO<sup>2</sup>) (Abbildung 1.3-38). Beide Komponenten werden im Anschluss an die (L)SFPSO in der Regel entfernt.
2. Für Walzenfrakturen vom AO-Typ p mit Frakturverlauf lateral des Walzenpolbereichs (= Neff-Typ C):
  - Zwei Komponenten mit gleicher Funktion wie unter 1. + eine dritte Komponente, die als „Washer“ bzw. Unterlegscheibe oder auch Tandem-Platte zur Lastverteilung permanent unter den Schraubenköpfen eingesetzt wird („patient specific reinforcement plate osteosynthesis“ – PSRPO – siehe oben 1.3.11.2) (Abbildung 1.3-39, Abbildung 1.3-40)
3. Für multifragmentäre („Major Fragmentation“) Walzenfrakturen vom AO-Typ m-/p bzw. vom Neff-Typ A, B, C:
  - PSI - Miniplatten Gerüst – zur Reposition und Konturwiederherstellung des Caput mandibulae alle Fragmente umfassend (Abbildung 1.3-44, Abbildung 1.3-45, Abbildung 1.3-46)

Die präoperative Bildgebung, virtuelle Modellerstellung, Diagnostik und den Entscheidungsbaum zur Auswahl einer dieser drei PSI Varianten zeigt ein Flussdiagramm (Abbildung 1.3-37).

---

<sup>2</sup> Aus den Arbeiten von Pavlychuk et al. ist der Einsatz von Positionierungsschrauben (LSFPSO) klar zu entnehmen. Ansonsten wird im gesamten Manuskript, überall dort, wo die Verwendung der Schrauben als Positionierungs- oder Stellschrauben nicht klar zu ersehen ist, P/L im Akronym LSF(P/L)SO in Klammern gesetzt. Alternativ wird zur Kennzeichnung dieser Situation auch das Akronym LSFPO verwendet (vgl. Abkürzungsverzeichnis)



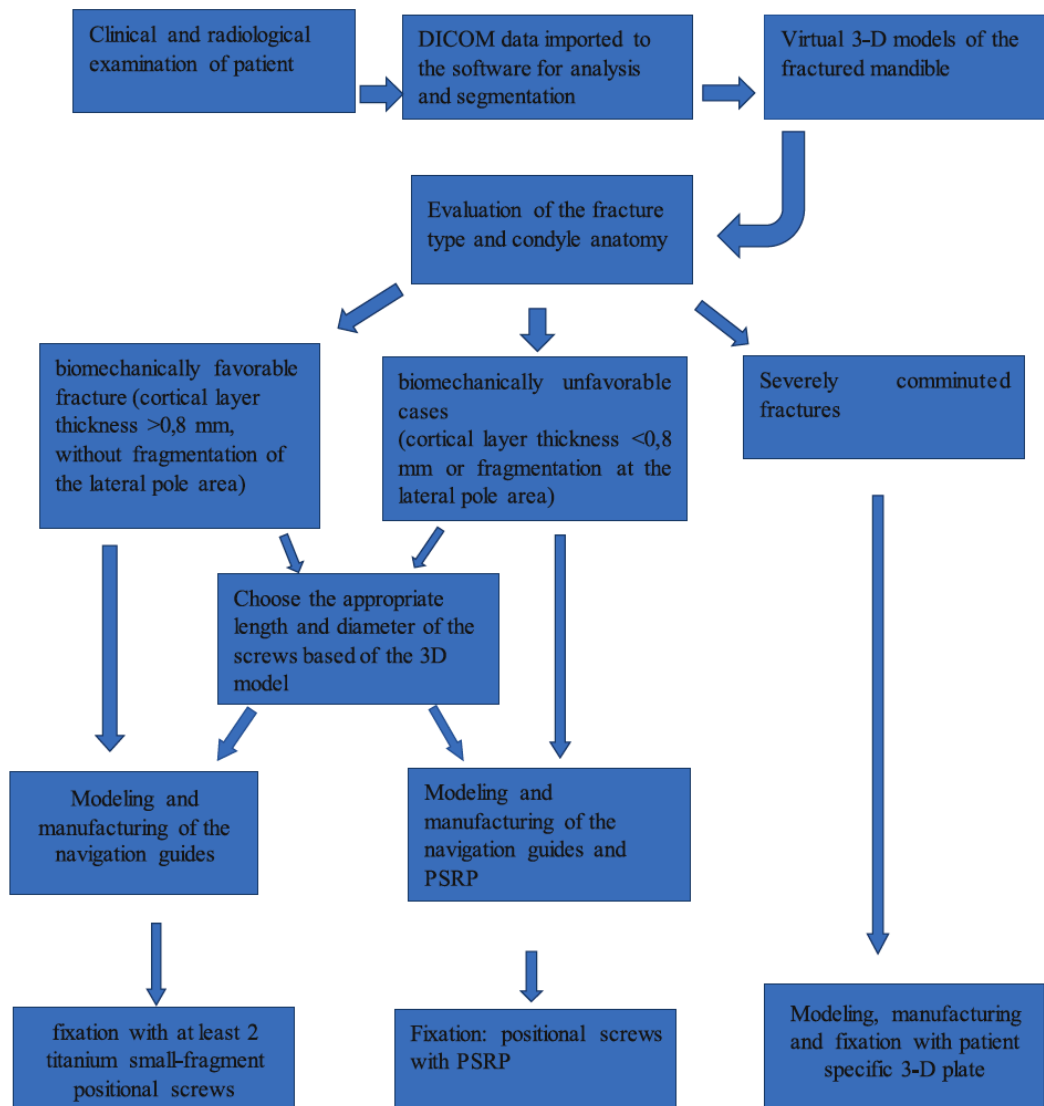


Abbildung 1.3-37 Flussdiagramm: CT Datensatzsegmentierung, Diagnostische Auswertung und Einzelschritte bzw. Entscheidungskriterien zur Auswahl eines PSI zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614)

Das Design und die Komponenten der 3 PSI Varianten werden in den Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) anhand von Abbildungen aus der virtuellen Planung im Einzelnen dargestellt und beschrieben. Die Einteilung der Frakturen erfolgt entsprechend der AO CMF Klassifikation – und zwar immer als AO-Typ p, jedoch ohne weitere Differenzierung als Neff-Typ B oder Neff-Typ C (vgl. 1.3.2). Die PSI Varianten 1 und 2 dienen der Vorbereitung bzw. der Vorbereitung und Zusatzstabilisierung bei der (L)SFPSO, wobei zu Letzterer konfektionierte Kleinfragmentschrauben verwendet werden.

### 1.3.17.1 PSI-Design – Pavlychuk et al. Variante 1

Wie unter 1.3.11.2 und gerade zuvor ausgeführt wurde, hat die PSI Variante 1 ein zweiseitiges PSI-Design (Abbildung 1.3-38). Die Dimensionierung der Komponente 1 entspricht einem Mikroplatten-Format, sie dient als Repositionsplatte bei der Einstellung des proximalen bzw. medialen Fragments. Dazu wird diese Repositionshilfe zunächst auf der posterioren Oberfläche des proximalen bzw. medialen Fragments angebracht. Nachdem via Manipulation an der Platte (vgl. Grid-Platte, siehe 1.3.10) eine möglichst optimale Readaptation bzw. Kontaktbeziehung zum lateralen Fragment (Ramus Fraktur-ende) hergestellt ist, werden ihre Ausläufer/Plattenarme auf der Oberfläche des lateralen Fragments mit (0,8-1,2 mm) Mikroschrauben befestigt und der Frakturspalt überbrückt (Pavlychuk et al. 2020b).

Zugleich wird damit die Approximationsposition der Fragmente während der anschließenden Schraubeninsertion von lateral (LSFPSO) aufrechterhalten.

Die Komponente 2, ebenfalls im Mikroplatten-Format, wird als Navigation Guide bezeichnet, der die korrekte Eintrittsposition und Angulation, also ein Portal, für die lateralen Stellschrauben in Funktionsweise einer Bohrlehre vorgibt. Dementsprechend sitzen zwei oder drei Bohrzylinder auf der Oberfläche des Navigation Guide, außerdem weist der Guide kleinere Plattenlöcher zur temporären Befestigung auf. Der Medialrand des Navigation Guide und der Seitenrand der Repositionsplatte sind als geometrisch exakt aufeinander abgestimmte Gegenstücke (stufenförmig, zackenartig – Matrize und Patrize bzw. „Tongue in Groove“) gestaltet (Pavlychuk et al. 2020c).

Über diesen Passmechanismus wird der Navigation Guide angedockt und damit präzise in die vorgeplante Position gebracht, wo er mit Mikroschrauben gesichert wird. Nach Setzen der Bohrlöcher wird der Navigation Guide entfernt, um die Stellschrauben (LSFPSO) inserieren zu können. Sofern die Stabilität der lateralen Osteosynthese ausreicht und keiner zusätzlichen Verstärkung bedarf, kann die Repositionsplatte abschließend entfernt werden (Abbildung 1.3-40).

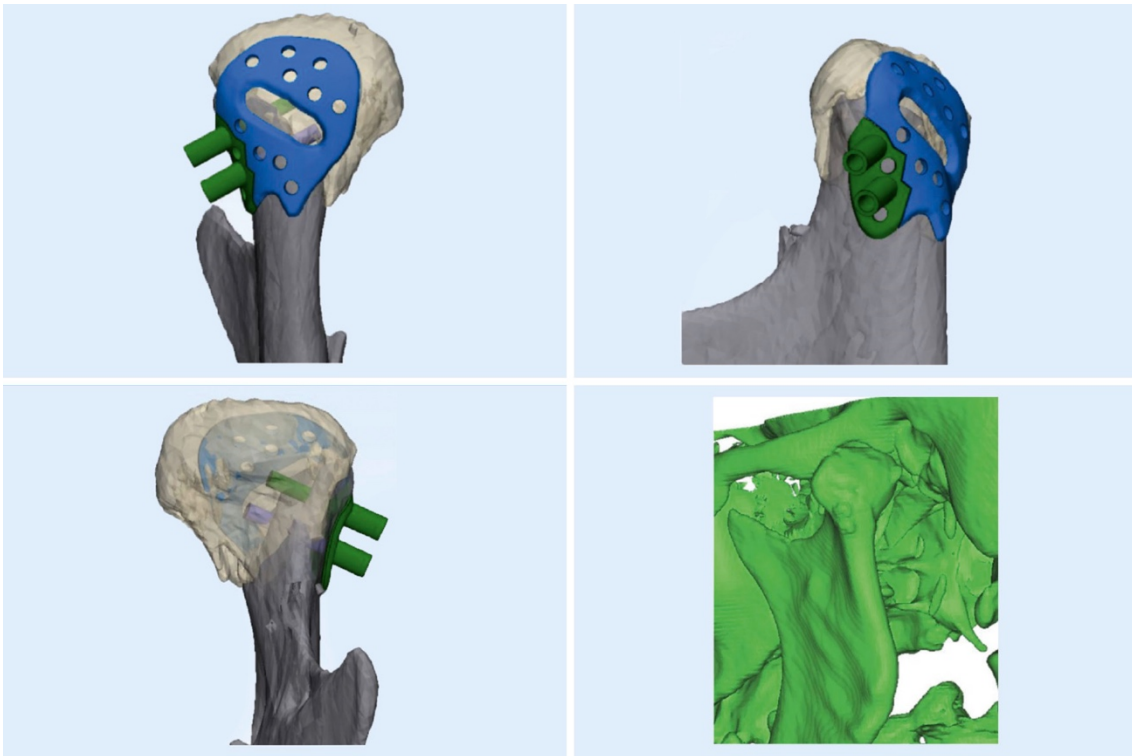


Abbildung 1.3-38 Beispiel für die PSI Variante 1 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur entsprechend dem AO-Typ p – PSI im Zwei-Komponenten Design: 1.Repositionsplatte (blau) und 2. Navigation Guide für die LSFPSO (grün); Postoperatives 3D CT, zwei laterale Positionierungs-/Stellschrauben in situ, beide PSI-Komponenten entfernt (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614); Anmerkung: Nach eigener Beurteilung handelt es sich hier um eine Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C, allenfalls um eine intermediäre Fraktur im Übergang AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. C. Es besteht daher eine Diskrepanz zwischen der von den Autoren propagierten Indikationsstellung der PSI Variante 1 zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p [Neff-Typ B] und dem – hier reproduzierten – Frakturmuster aus der Originalpublikation

#### 1.3.17.2 PSI-Design – Pavlychuk et al. Variante 2

Die PSI Variante 2 (Abbildung 1.3-39) besteht ebenfalls aus einer Repositionsplatte und einem Navigation Guide. Diese beiden Komponenten werden schrittweise im gleichen Modus, wie für die PSI Variante 1 zuvor beschrieben, appliziert. Die PSI Variante 2 unterscheidet sich durch eine zusätzliche dritte Komponente, die dazu vorgesehen ist, ein Mehr an Stabilisierung („Reinforcement“ des Knochens) zur (L)SFPSO beizutragen. Diese Komponente 3 koppelt die von lateral eingebrachten Kleinfragmentschrauben zusammen. Sie hat Mikroplatten-Format und stellt als gemeinsame Unterlegplatte eine Verbindung zwischen den Stellschrauben her. Die Basis dieser Unterlegplatte bzw. dieses „Washers“ (Unterlegscheibe oder Beilegscheibe) und des Navigation Guides hat eine identische Geometrie. Abhängig von der Zahl der verwendeten lateralen Stellschrauben hat die Unterlegscheibe den Charakter eines 2er oder 3er „Tandems“. Nach Setzen der Vorbohrungen wird der Navigation Guide gegen die Tandem-Platte

ausgetauscht, durch deren Löcher dann die Stellschrauben eingebracht werden. Das Gesamtkonstrukt aus Unterlegplatte und lateraler Schraubenosteosynthese wird auch als „patient specific reinforcement plate osteosynthesis“ oder PSRPO bezeichnet.

Die Indikation für die PSI Variante 2 bzw. die Verwendung einer individualisierten Unterlegplatte (PSRPO) empfiehlt sich nach den Untersuchungen in FEA und Klinik von Pavlychuk et al. (2020b) unter biomechanisch ungünstigen Bedingungen, beispielsweise bei einer Walzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C, wenn der laterale Kondylenpol in das proximale (mediale) Fragment einbezogen und/oder in sich weiter fragmentiert ist und das distale (laterale) Fragmentende dementsprechend verkürzt ist.

Paradoxerweise handelt es sich in der folgenden Darstellung der PSI Variante 2 aus der Arbeit von Pavlychuk et al. (2020c) jedoch um eine Kiefergelenkwalzenfraktur entsprechend dem AO-Typ m/Neff-Typ A, also ohne funktionell relevante Minderung der Ramushöhe, für die in der Regel keine Indikation zur operativen Therapie besteht (vgl. Anmerkung zu Abbildung 1.3-39).

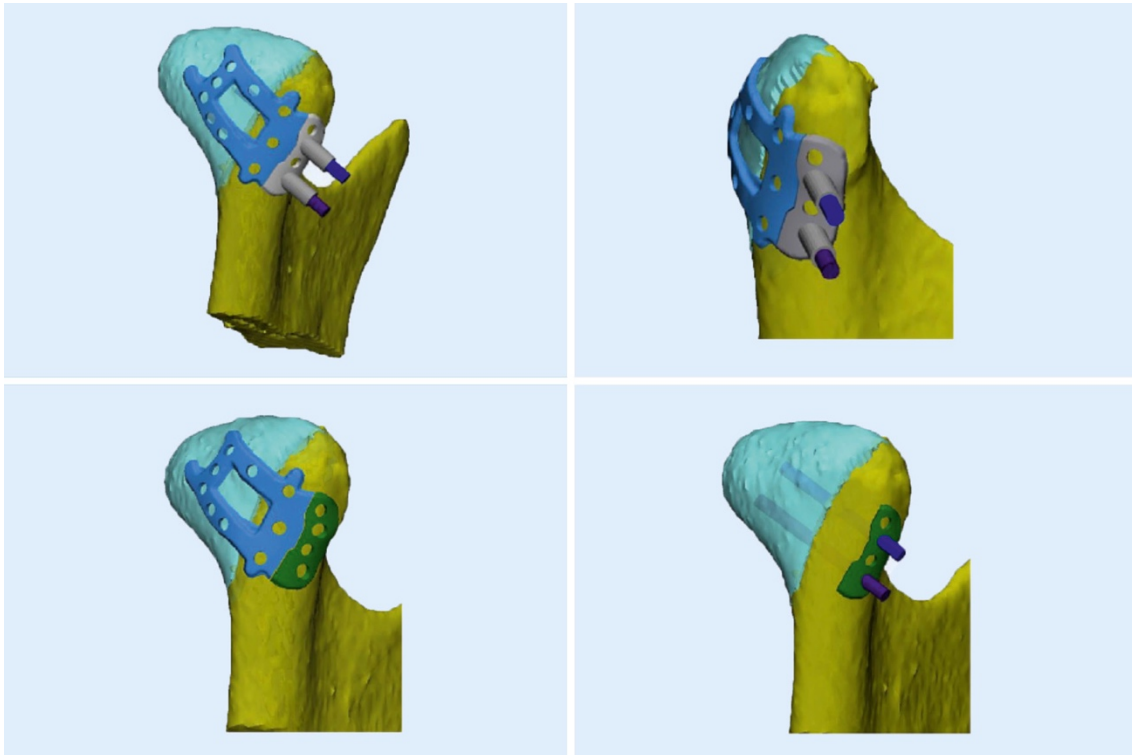


Abbildung 1.3-39 Fallbeispiel für die PSI Variante 2 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur entsprechend dem AO-Typ p im virtuellen Design; Insgesamt kommen 3 PSI-Komponenten zur Anwendung; Zwei Komponenten zur Fragment Reposition und Navigation der SFP SO (Bilder oben links und rechts): Repositionsplatte (hellblau), Navigation Guide (hellgrau), Schraubenschäfte (violett); Die Komponente 3 (Unterlegplatte/2 er Tandem-Platte) (grün) (Bilder unten links und rechts) hat Verstärkungsfunktion (reinforcement) für die laterale Schraubens osteosynthese (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614); Anmerkung: Nach eigener Beurteilung handelt es sich um eine Fraktur vom AO-Typ m/Neff-Typ A oder allenfalls Neff-Typ B. Es besteht daher eine Diskrepanz zwischen der von den Autoren propagierten Indikationsstellung der PSI Variante 2 zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p [Neff-Typ C] und dem – hier reproduzierten – Frakturmuster aus der Originalpublikation

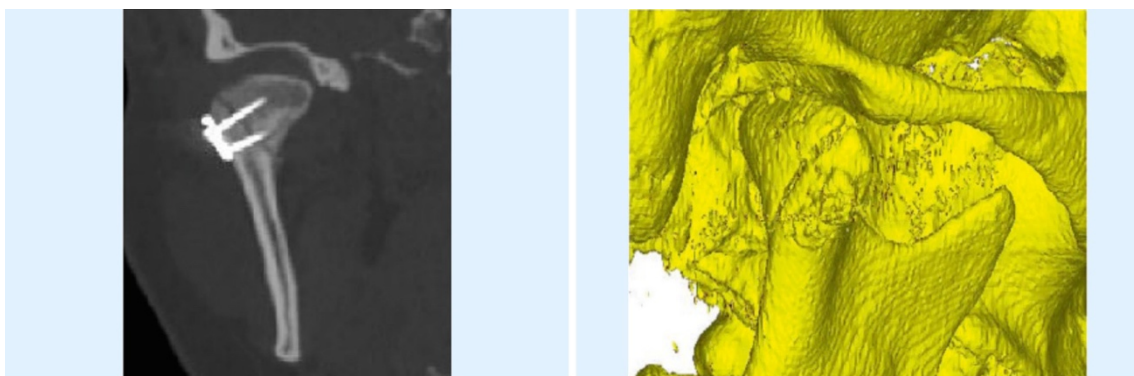


Abbildung 1.3-40 Gleiches Fallbeispiel wie zuvor in Abbildung 1.3-39: Postoperatives CT Frontalebene und in 3D Ansicht von postero-lateral: SFP SO und PSI „Reinforcement Plate“/2 er Tandem-Platte) erkennbar (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614)

Die konzeptionelle Idee, Hilfsplatten zur Lastverteilung und Prävention von Überlastungsfrakturen im Bereich des lateralen Fragments/Ramus Frakturendes einzusetzen, stammt von Neff (2003) bzw. Kolk und Neff (2015), die angeben, dazu in gelegentlichen Fällen konfektionierte Osteosyntheseplatten (2-Loch Knochenplatte, Profilstärke 0,55 mm) verwendet zu haben. Fallbeschreibungen oder Abbildungen in den Publikationen dieser Autoren oder anderswo finden sich freilich nicht.

Die beiden folgenden Abbildungen zeigen unterschiedliche Ausführungen im Grund-Design der PSI Variante 2 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C.

Die Repositionsplatte kann halbmondförmig bzw. ovalär großflächig über der Dorsalseite des proximalen bzw. medialen/kleinen Fragments ausgedehnt werden sowie auch jenseits des Frakturlinienverlaufs bis weit auf die latero-dorsalen Seiten im oberen und mittleren Kollumbereich reichen. Wichtig bei diesem Design ist es, ein Sichtfenster zum Blick auf die Frakturlinie freizulassen, damit die Reposition kontrolliert werden kann (Abbildung 1.3-41).



Abbildung 1.3-41 Fallbeispiel für die PSI Variante 2 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur entsprechend dem AO-Typ p – Virtuelle Planung: Das Design der Repositionsplatte ist großflächig über der Rückseite des proximalen Fragments und bis in den oberen und mittleren Kollumbereich extendiert; Ein rechteckiges Sichtfenster auf den Frakturspalt ist freigeblichen; Die Komponente 3 (Unterlegplatte/2 er Tandem-Platte) hat Verstärkungsfunktion (reinforcement) für die laterale Schraubenosteosynthese (Quelle: Pavlychuk T, Chepurnyi Y and Kopchak A (2020a) Evaluation of bone fragments reposition accuracy in patient with condylar head fractures using navigation guides and patient-specific fixators [Ukrainian: ОЦІНКА ТОЧНОСТІ РЕПОЗИЦІЇ КІСТКОВИХ ФРАГМЕНТІВ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ НАВІГАЦІЙНИХ ХІРУРГІЧНИХ ШАБЛОНІВ ТА ПАЦІЄНТО-СПЕЦИФІЧНИХ ФІКСАТОРІВ]. Bulletin of Problems Biology and Medicine 3 (1):341-347); Anmerkung: Identischer Frakturverlauf wie in Abbildung 1.3-38, jedoch unterschiedliche PSI Variante zur Versorgung (hier mit „Washer“ zur PSRPO). Frakturklassifikation in der hier zitierten Arbeit, Pavlychuk et al. 2020a, als Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p (nicht näher spezifiziert), nach eigener Beurteilung als Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C, d.h. im Gegensatz zu Abbildung 1.3-38 mit der propagierten Indikation für eine Unterlegscheibe

Das Grund-Design der Repositionsplatte lässt sich auch als Netz oder Gitterverbund aus Einzelträgerelementen (Mikroplattensträngen) gestalten. Zwischen den Trägern können Fensterflächen offengelassen werden. Die Träger können weit nach medial und/oder als Ausleger nach cranio-crestal bis über den Dom der Gelenkfläche des medialen Fragments geführt werden. Die kranial über das Caput reichenden Extensionen werden dabei nicht mit Schraubenlöchern versehen, sollen aber eine Art Greiffunktion erfüllen können (Abbildung 1.3-42).

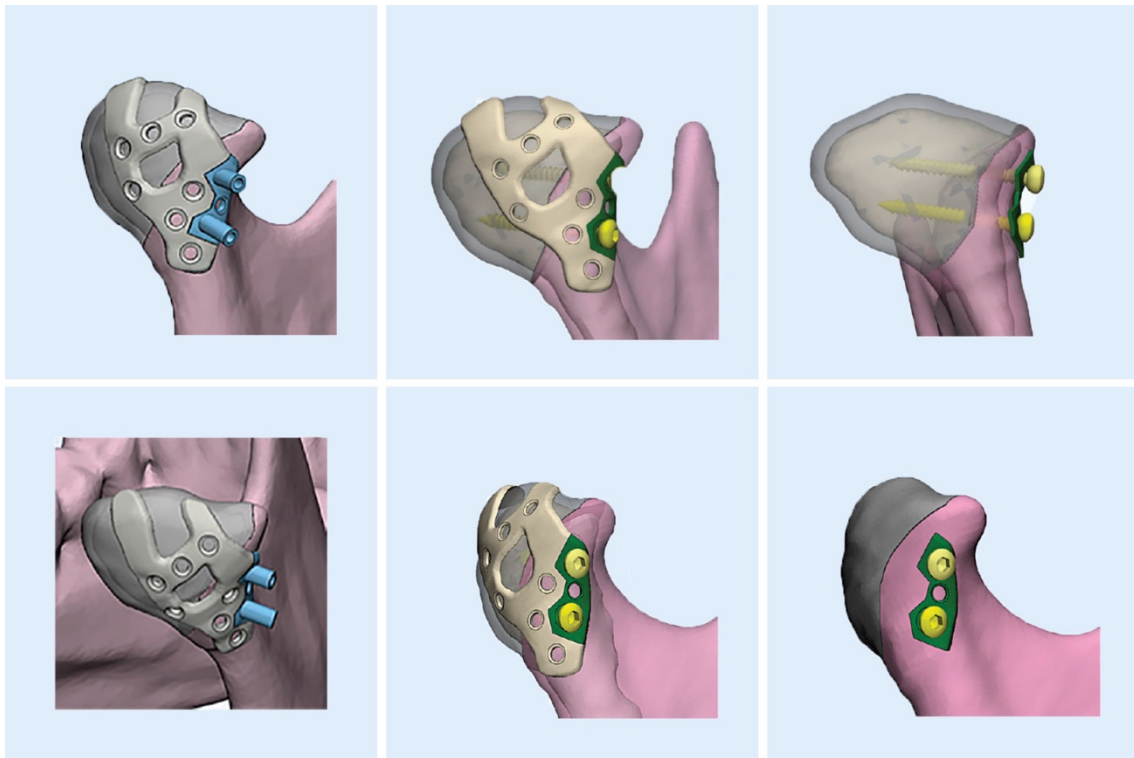


Abbildung 1.3-42 Fallbeispiel für die PSI Variante 2 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur entsprechend dem AO-Typ p – Virtuelle Planung: Design der Repositionsplatte (grau) in Form eines Gitters aus einzelnen Mikroplatten-Strängen; Auffällig ist die sehr knapp bemessene Öffnung zwischen den diagonal verlaufenden Plattenarmen mit reduzierter Sicht auf den Frakturspalt; Navigation Guides (hellblau), 2er Tandem-Platte/Unterlegplatte (grün) Schraubenköpfe und Schraubenschäfte (siehe Transparenzdarstellung des medialen Fragments – Bild oben rechts) (gelb) (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2019a) The use of CAD/CAM technology in surgical treatment of condylar head fracture [Ukrainian: ЗАСТОСУВАННЯ САД/САМ ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ПЕРЕЛОМІВ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ]. Ukrainian Scientific Medical Youth Journal 4 (112):23-31); Anmerkung: Nach eigener Beurteilung handelt es sich um eine Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B. Es besteht daher eine Diskrepanz zwischen der von den Autoren propagierten Indikationsstellung der PSI Variante 2 zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p [/Neff-Typ C] und dem – hier reproduzierten – Frakturmuster aus der Originalpublikation

Weitere Design-Features können auch die Gestaltung der Unterlegplatte bzw. die „Reinforcement plate“ betreffen. Wie erwähnt können bei Klassifikation einer Kiefergelenkwalzenfraktur als AO-Typ p/Neff-Typ C Fragmentationen, beispielsweise eine Minor Fragmentation medial des lateralen Kondylenpols, vorliegen.

Die PSRP/Unterlegplatte lässt sich dann in Vertikalrichtung von einer 2er in eine 3er Tandem-Platte extendieren, um ein „butterfly“ Fragment mit einer kurzen Kleinfragment- oder Mikroschraube zu fassen (Pavlychuk et al. 2019a).

Die zugehörige Repositionsplatte muss so konfiguriert werden, dass die Sicht auf die Frakturspalten bzw. Fragmentationszone nicht abgedeckt und versperrt wird.

Ein schmaler über den Bruchspalt reichender Steg erlaubt zudem die Übersicht auf die besonders relevante Readaptationszone im medial gelegenen Transitionsbereich zwischen hohem Collum und Caput mandibulae (Abbildung 1.3-43).

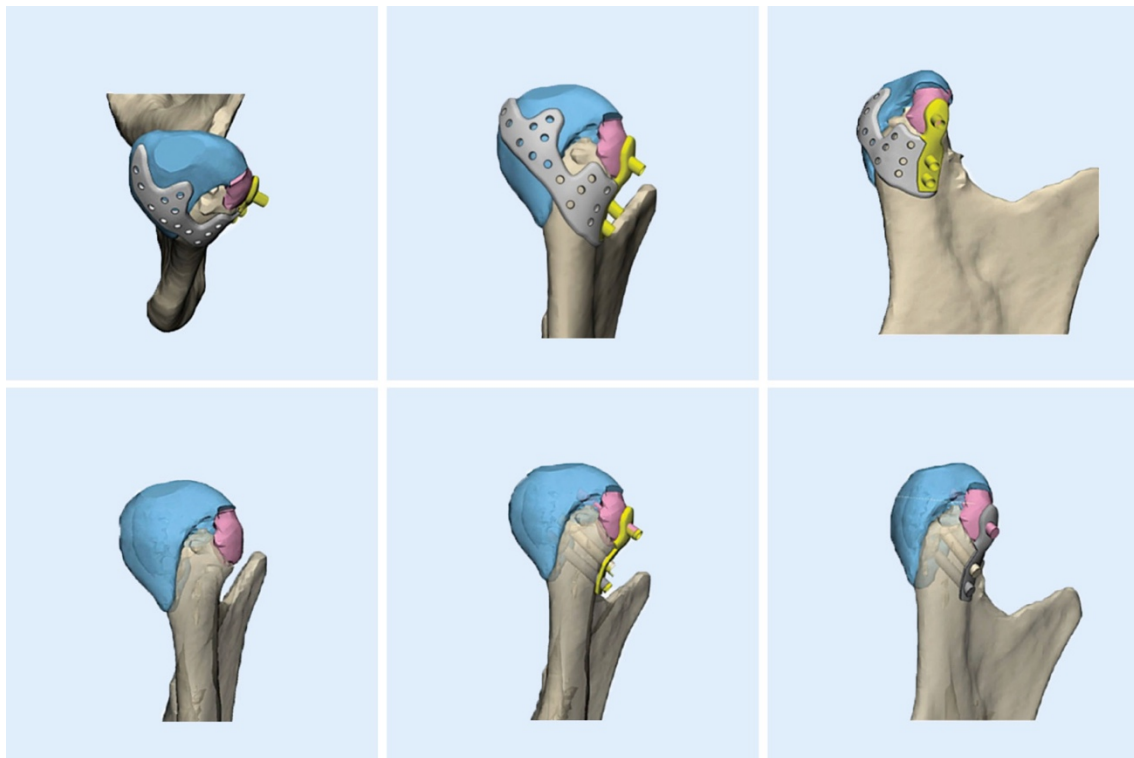


Abbildung 1.3-43 Fallbeispiel für die PSI Variante 2 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur entsprechend dem AO-Typ p mit einem sog. „Butterfly“ Fragment (pink), das den lateralen Kondylenpol einschließt – Virtuelle PSI Planung: Als Besonderheit ist die Tandem-Unterleg/„Washer“ Platte vertikal bis auf die Höhe des reponierten „Butterfly“ Fragments verlängert, um es von lateral mit einer kurzen Kortikalisschraube fixieren zu können; Der Oberrand der Repositionsplatte (grau) hat wellenförmige Buchten, um genügend Übersicht über die Fragmente zu ermöglichen; Ein gesonderter Navigation Guide für die (L)SFPSO ist nicht eingezeichnet, vermutlich weil bei der Schrauben Insertion unter Sichtkontrolle mehr Flexibilität behalten bleiben soll; Navigation Guide und Reinforcement Platte sind damit vielmehr identisch (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2019a) The use of CAD/CAM technology in surgical treatment of condylar head fracture [Ukrainian: ЗАСТОСУВАННЯ CAD/CAM ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ПЕРЕЛОМІВ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ]. Ukrainian Scientific Medical Youth Journal 4 (112):23-31)



### 1.3.17.3 PSI-Design – Pavlychuk et al. Variante 3

Caput bzw. Walzenfrakturen mit „Major Fragmentation“ vom AO-Typ m/p bzw. vom Neff-Typ A, B, C machen eine (L)SFPSO mit von lateral inserierten Kleinfragmentschrauben sehr häufig unmöglich. Für diese Situation schlagen Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) ein PSI vor, das als stabile „Stand Alone“ Platte konzipiert ist und zugleich zur Reposition und zur Fixation/Stabilisierung dienen soll. Das Design dieser PSI Variante 3 im Miniplatten-Format besteht aus einer Art Gerüst bzw. Käfig aus untereinander verschränkten Plattenarmen, die das Caput und den oberen Teil des Collum mandibulae in seinen originären anatomischen Dimensionen umgürten.

Im Design des Beispielfalls (Abbildung 1.3-44) verläuft der Haupt-Plattenarm des Gerüsts in zirkumferentieller Anordnung über den lateralen Kondylenpol. Die Ausgangs- bzw. Endpunkte dieses bogenförmigen Arms liegen einerseits dorsal nahe am crestalen Abschnitt des Caput und andererseits wie ein Stehkragen lateral auf Höhe des Kollum unterhalb der Frakturzone. Auf der Rückseite von Walze und Kollum wird der äußere Gerüstbogen durch eine vertikale Verbindungsstrebe geschlossen.

Das Gerüst ist medialwärts mit je einer Extension bestückt, die die Umgürtung nach kranial und kaudal bis kurz vor den medialen Knochenrand fortsetzt. Die über den Frakturspalten lokalisierten Stegverbindungen erlauben nur mit Einschränkungen einen Einblick auf den Frakturverlauf. Wie die Reposition der Fragmente und ihre Einordnung in das Gerüst gelingen kann, wird nicht genau erklärt. Von der großflächigen Abdeckung des Knochens mit Osteosynthesematerial ist eine Beeinträchtigung bei der Beurteilung des Knochens im postoperativen CT zu erwarten. Sobald eine Konsolidierung der Fragmente eingetreten ist, sollte insbesondere massiv ausgedehnte patientenspezifische Hardware circa 3-4 Monate postoperativ entfernt werden, um einer exzessiven Narbenbildung von Kapsel- und diskoligamentären Strukturen zuvorzukommen und dysfunktionelle Beschwerden sowie Einschränkungen der Kiefergelenksmobilität zu vermeiden.

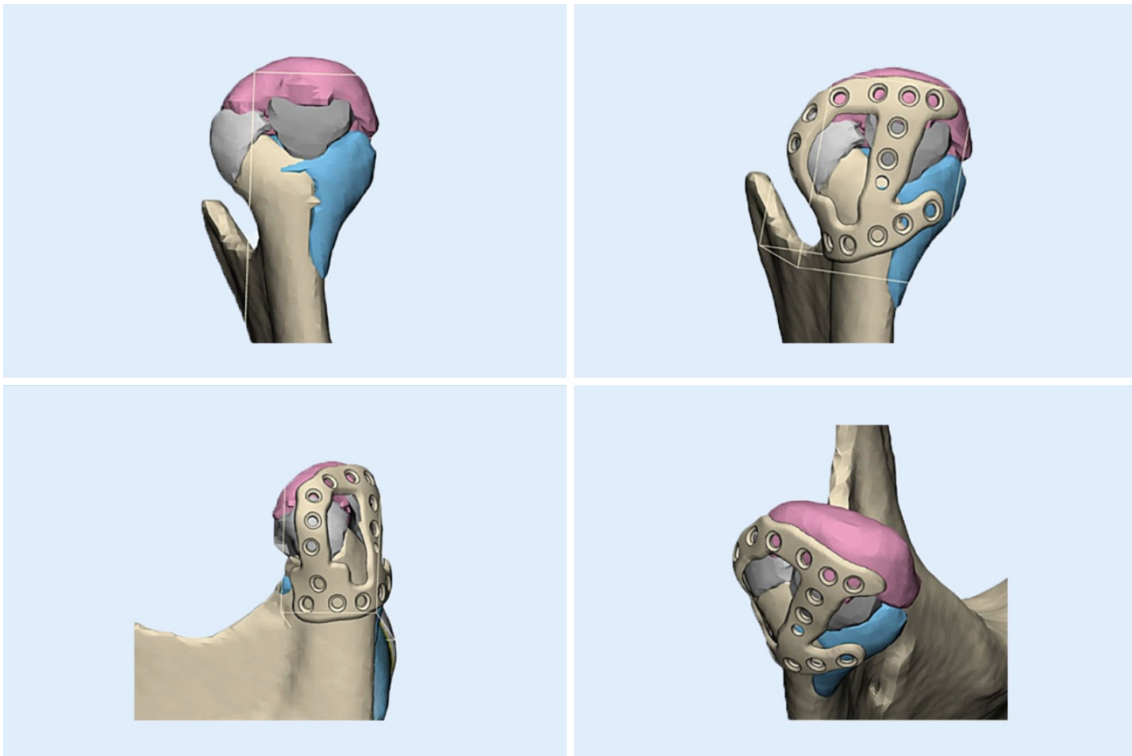


Abbildung 1.3-44 Fallbeispiel für die PSI Variante 3 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur bei „Comminution“-Trümmerung bzw. mit „Major Fragmentation“ entsprechend dem AO-Typ m/p bzw. Neff-Typ A,B,C; Virtuelle Planung: Design eines „Stand Alone“ Gerüsts zur Umgurtung und Einfassung aller Fragmente (Näheres siehe Text) (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2019a) The use of CAD/CAM technology in surgical treatment of condylar head fracture [Ukrainian: ЗАСТОСУВАННЯ CAD/CAM ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ПЕРЕЛОМІВ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ]. Ukrainian Scientific Medical Youth Journal 4 (112):23-31)

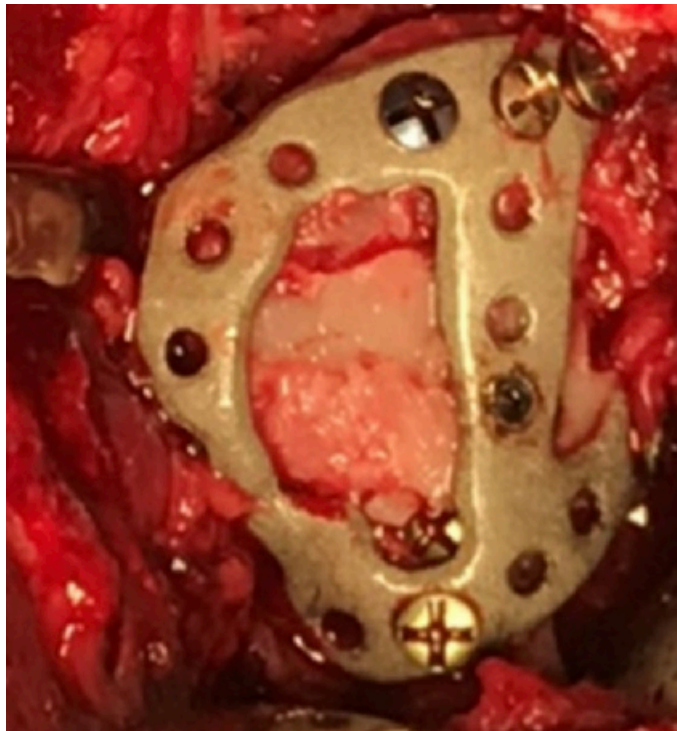


Abbildung 1.3-45 Gleicher Fall wie zuvor in der Abbildung 1.3-44 (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614)

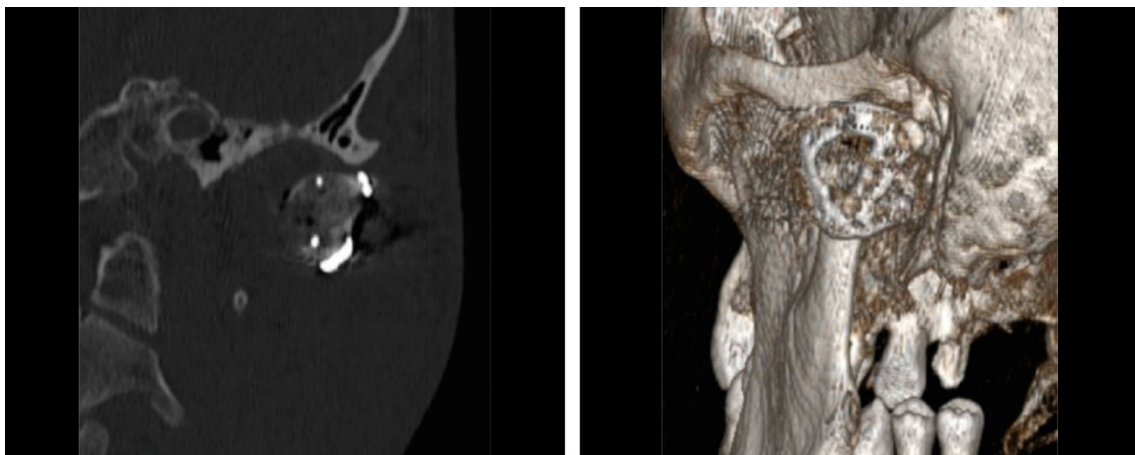


Abbildung 1.3-46 Gleicher Fall wie zuvor in der Abbildung 1.3-44 und Abbildung 1.3-45: Postoperatives CT: Frontalebene (links), 3D Formatierung (rechts) (Quelle: Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614)

#### Anmerkung:

In sämtlichen obigen Darstellungen virtuell geplanter PSI-Designs (Abbildung 1.3-38, Abbildung 1.3-39, Abbildung 1.3-41, Abbildung 1.3-42, Abbildung 1.3-43, Abbildung 1.3-44, Abbildung 1.3-44) sind die Löcher in den Repositionsplatten nicht mit Mikrobefestigungsschrauben versehen, sondern leer dargestellt. Das soll zum Ausdruck bringen, dass die einzelnen Plattenlöcher in Abhängigkeit von den intraoperativen

Verhältnissen (Frakturverlauf, Zugänglichkeit, Reponierbarkeit, usw.) mit Schrauben besetzt oder freigelassen werden können. Für alle (L)SFPSO wurde die Verwendung konfektionierter 1,8 mm Kortikalisschrauben aus Titan dargestellt (Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b).

Weiter fällt auf, dass in sämtlichen Abbildungen (Abbildung 1.3-38, Abbildung 1.3-39, Abbildung 1.3-42, Abbildung 1.3-43, Abbildung 1.3-44) das distale (Ramus) Fragment-ende weitestgehend erhalten ist und durchaus robust erscheint. Anders als dem propagierten Indikationsspektrum der PSI Variante 2 eigentlich entsprechend, werden also eher Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B anstelle von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C dargestellt.

Die Gesamtzahl klinischer Anwendungen der beschriebenen PSI Varianten in den Arbeiten von Pavlychuk ist nicht genau zu klären. Aus den in Ukrainischer Schrift (Variante des kyrillischen Alphabets) abgefassten Publikationen (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a) sind die Patientenzahlen wegen fehlender Sprachkenntnisse unsererseits nicht zu entnehmen. In den englischen Abstracts dieser Arbeiten werden die Zahlen nicht oder nur zum Teil genannt.

Nach den Angaben der beiden englischsprachigen Publikationen zu PSI bei Walzenfrakturen (Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b) ist von insgesamt mindestens 16 bis 18 Patientenfällen mit 18 bis 20 Walzenfrakturen („Condylar head fractures – CHFs“) auszugehen. Davon wurde wiederum eine Mehrzahl mit PSI zur Installation einer (L)SFPSO und eine kleinere Gruppe mit PSI für eine PSRPO behandelt. Eindeutig ist, dass in nur einem Fall ein PSI in Form eines 3D Gerüsts eingesetzt wurde. Dieser Fall (Abbildung 1.3-44) erscheint als Duplikat in beiden englischen Publikationen.

In einem ersten Fazit lassen sich aus den drei PSI-Design Vorschlägen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) wesentliche Grundmerkmale für ein allgemeingültiges PSI Plattform Design bzw. für „Fundamentale“-PSI Prototyp Komponenten zur Reposition, Präfixierung, Navigation des LSFPSO Eintrittsportals, und zum Reinforcement ableiten (siehe untenstehende Bullet Point Listen).

Die Grundlage für eine lasttragende Fixierung bzw. definitive Stabilisierung besteht in einer lateralen Kleinfragment Stell-/Positionierungsschraubenosteosynthese (LSFPSO), wozu mindestens 2 konfektionierte Schrauben mit Durchmessern von 1,7, 1,8 oder 2,0 mm verwendet werden können.

- Anforderungen an die PSI-Komponenten sind Funktionalitäten als/zur:
  - Repositionsplatte
  - Präfixierung des proximalen/kleinen Fragments
  - Navigation Guide zur korrekten Positionierung und Angulation der lateralen Schraubenosteosynthesen (Entry Portal Guidance für die LSFPSO)
  - Ggf. „patient specific reinforcement plate“ (Tandem-/Unterlegplatte) in Form einer Unterlegscheibe/„Washer“ zur zusätzlichen Stabilisierung (Reinforcement – PSRPO) der lateralen Stell-/Positionierungsschrauben
  - Im Ausnahmefall als Alternative, wenn LSFPSO nicht möglich ist: PSI als „Stand Alone“ Gerüst zugleich zur Reposition und Stabilisierung bei Multifragmentierung („Major Fragmentation“) der Gelenkwalze
  
- Realisierung dieser Funktionalitäten im PSI Mehrkomponenten Konzept:
  - Variante 1 – PSI im Zwei Komponenten Design:
    1. Repositions- bzw. Prä-fixierungsplatte und 2. Navigation Guide (Abbildung 1.3-38)
  - Variante 2 – PSI im Drei Komponenten Design:
    1. Repositions- bzw. Prä-fixierungsplatte, 2. Navigation Guide und 3. „patient specific reinforcement plate“ (Tandem-Platte/Unterlegscheibe/„Washer“) (Abbildung 1.3-39, Abbildung 1.3-41, Abbildung 1.3-42, Abbildung 1.3-43)
  - Variante 3 – Ausnahme – PSI besteht nur aus einer Komponente:
    1. „Stand Alone“ Platte/Gerüst (Abbildung 1.3-44)
  
- Differentialindikation der PSI für verschiedene Frakturtypen:
 

Unter Berücksichtigung der Stabilitätsanforderungen des jeweiligen Frakturtyps wird die geeignete PSI Variante ausgewählt:

  - Variante 1 zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/ Neff-Typ B
  - Variante 2 für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C
  - Variante 3 bei Multifragmentierung
  
- Strenge Indikationsbeschränkungen für ein „Stand Alone“ Gerüst:
 

Die Anwendung eines PSI als „Stand Alone“ Gerüst (Abbildung 1.3-44) beschränkt sich auf Einzelfälle, mit besonderen Frakturverläufen. Bei mehrfragmentären Frakturen kann eine exakte dreidimensionale Repositionierung und Fixierung der knöchernen Fragmente im Sinne einer funktionsstabilen Osteosynthese, zur Wiederherstellung der originären Gelenkkopfstrukturen („true to original“), sicher-

gestellt werden (Pavlychuk et al. 2019a). Geklärt werden muss, wie die Reposition und die Einordnung der Fragmente in das Gerüst erfolgen soll.

- Schutz/Schonung funktionell wichtiger, kritischer Strukturen –  
Dimensionierung des PSI:

Das Design der PSI-Komponenten muss Interferenzen mit den ligamentären Weichgeweben und Gelenkkapselstrukturen vermeiden, um eine dauerhafte funktionelle Restitution nicht zu gefährden (Neff 2003). Insbesondere das Ligamentum laterale, mit seinen Verbindungen zum lateralen Kondylenpol und Diskus sowie der Ansatz des M.pterygoideus lateralis müssen geschont werden (Pavlychuk et al. 2020c).

Die Anwendung von CAD/CAM Technologien und Verwendung von PSI-Komponenten, wie sie in den Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) demonstriert wird, bietet realistische Perspektiven zu Vereinfachungen bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen.

## 2 Fallsammlung

### 2.1 Fall 1: Kiefergelenkwalzenfraktur beidseits AO-Typ p/Neff-Typ B

- 38-jähriger Patient
- Trauma nach Rohheitsdelikt
- OP Zeitpunkt: Februar 2017

Es lag eine Unterkieferdreifachfraktur vor:

Kiefergelenkwalzenfrakturen beidseits des AO-Typs p/Neff-Typ B neben einer paramedianen Unterkieferfraktur links.

Klinisch bestanden eine Kieferklemme sowie eine Okklusionsstörung mit frontal offenem Biss.



Abbildung 2.1-1 Fall 1, Präoperative Computertomographie coronaler Schicht mit dislozierter Kiefergelenkwalzenfraktur beidseits vom AO-Typ p/Neff-Typ B

Die präoperative Bildgebung zeigte eine Walzenfraktur rechts mit einem großen und einem kleineren Fragment (Minor Fragmentation). Die Walzenfraktur links war multifragmentär („Major Fragmentation“) unter anderen mit einem größeren medialen Fragment (vgl. Abbildung 2.1-1). Bei beiden Gelenken waren die Fragmente in kaudo-antero-medialer Richtung disloziert.

In einem ersten Eingriff erfolgte zunächst nur die transorale Versorgung der paramedianen Unterkieferfraktur. Nach Reposition wurde zur Osteosynthese eine 4-Loch 1,25 mm Platte mit Steg (AO Matrix Mandible) supramental adaptiert und mit vier 2,0 mm Schrauben (Länge 6 mm) fixiert. Basal, oberhalb des Unterkieferrands wurde eine gekurvte 1,5 mm dicke 6-Loch Platte angebogen und mit 2,4 mm Schrauben (Längen 12 und 14 mm) bikortikal fixiert. Postoperativ erfolgte eine mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) mit straffen Gummizügen über bereits intraoperativ im Prämolarenbeziehungsweise Molarenbereich vestibulär, interradikulär eingebrachte MMF-Schrauben.

Bei Freigabe der MMF im postoperativen Verlauf bestand weiterhin eine Malokklusion mit weit nach dorsal reichendem frontal offenem Biss, Frühkontakt im Molarenbereich und eine schmerzhaft eingeschränkte Kieferöffnung.

In planmäßiger Vorbereitung auf einen Folgeeingriff zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfrakturen beidseits wurden patientenspezifische Implantate für beide Kiefergelenkwalzenfrakturen innerhalb von vier Wochen konzipiert und angefertigt (Fa. KLS Martin) (Abbildung 2.1-2, Abbildung 2.1-3).

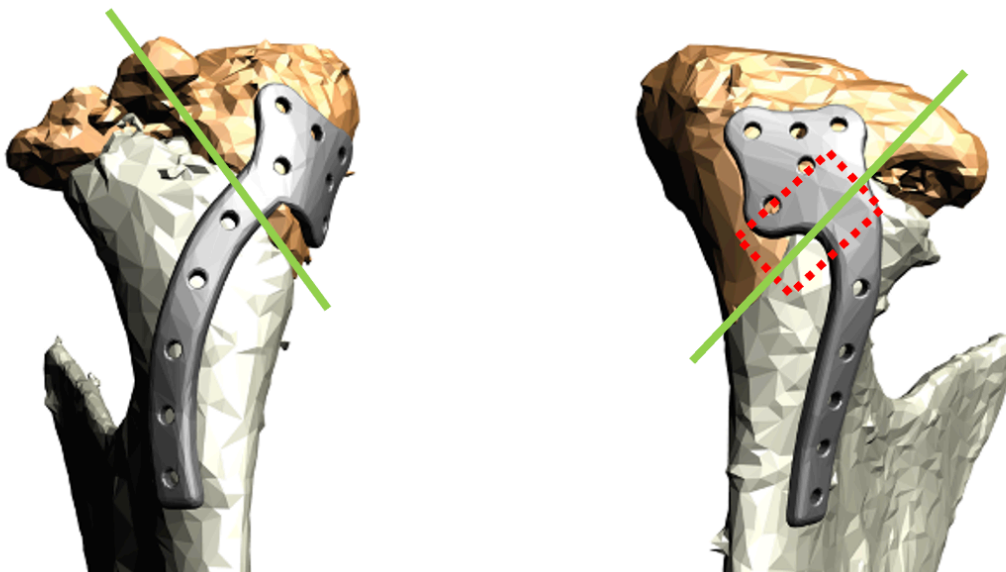


Abbildung 2.1-2 Fall 1, Auszug aus der virtuellen Planung patientenspezifischer Implantate zur Versorgung der bilateralen Kiefergelenkwalzenfrakturen, jeweils Ansicht von dorso-lateral auf die Kiefergelenkwalze links und rechts. Frakturlinien mit grünen Linien skizziert, nach Applikation des PSI rechts resultiert ein nicht-einsehbarer Bereich entlang der Frakturlinie dorsal im Kiefergelenk rechts (rot-gestricheltes Kästchen)



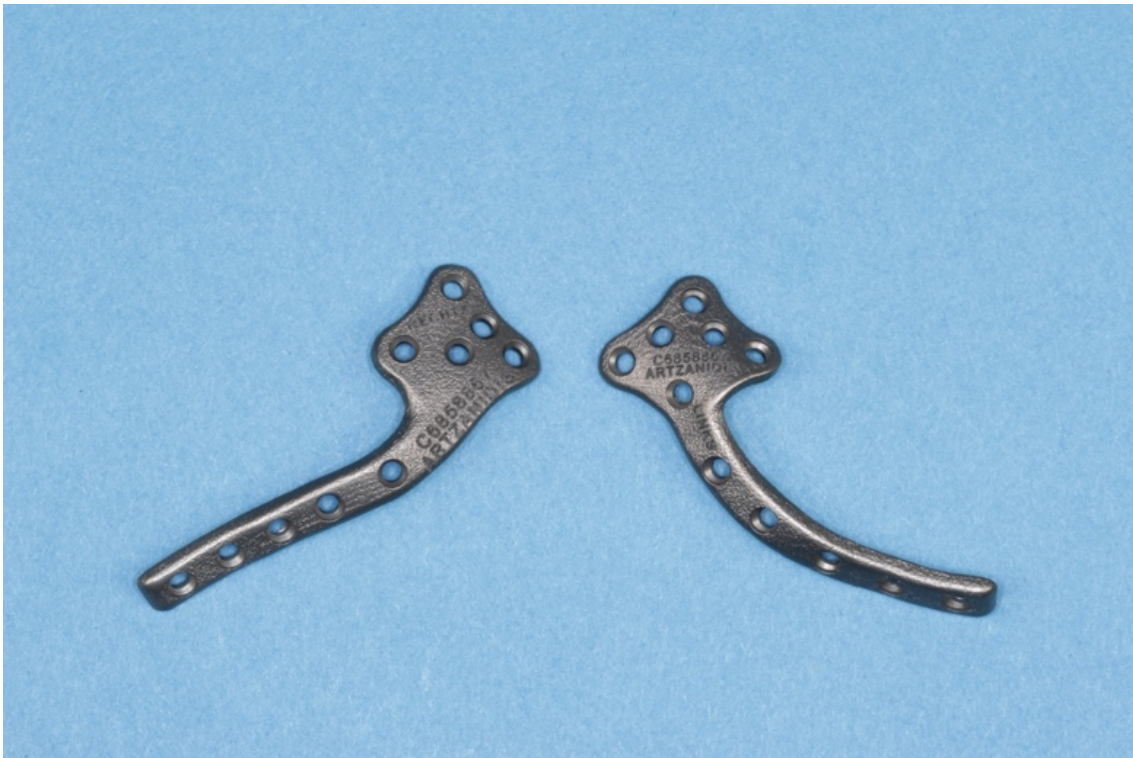


Abbildung 2.1-3 Fall 1, Patientenspezifische Implantate zur Versorgung (Reposition und Präfixierung, ggf. auch langdauernde Fixierung) der beidseitigen Kiefergelenkwalzenfrakturen AO-Typ p/Neff-Typ B rechts (Foto links) und links (Foto rechts) (vgl. Abbildung 2.1-2) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Die Platten für das rechte und linke Kiefergelenk hatten ein weitgehend gleiches, an ein gotisches Kreuzblumenornament erinnerndes spiegelbildliches Design. Die Basis des oberen Plattenanteils war parallel zur Frakturlinie ausgerichtet. Über einen langstreckigen schmalen Steg wurde die Verbindung in den dorso-lateralen Bereich des Kollums unter der Frakturlinie hergestellt.

Die Stegverbindung über dem lateralen Frakturspalt der Walzenfraktur links erlaubte, mit Einschränkungen, den Blick auf den Frakturspalt, während die Frakturzone der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts relativ großflächig durch die Plattenbasis bedeckt ist (Abbildung 2.1-2).

Das PSI hatte ein Überangebot an integrierten Plattenlöchern, um bei der Besetzung mit Schrauben je nach den intraoperativen Verhältnissen, dem Frakturverlauf, der Zugänglichkeit zum Frakturspalt und dem Repositionsergebnis, flexibel reagieren zu können.

Im zweiten Eingriff zur Reposition der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts wurde der Zugang über eine präaurikuläre transtragale Schnittführung mit Erweiterung in den Schläfenbereich gewählt.

Da der obere Anteil des patientenspezifischen Implantats den Frakturspalt zu großflächig verdeckte, um das Repositionsergebnis verlässlich kontrollieren zu können, wurde stattdessen nach Einstellen der Okklusion und mandibulo-maxillärer Fixation

(MMF), zunächst eine Medartis Grid-Platte mit 1,2 mm Schrauben (Fa. KLS Martin) adaptiert. Anschließend ließ sich das vorbereitete PSI darüber problemlos einpassen. Das Implantat wurde ebenfalls mit 1,2 mm Schrauben auf der Dorsalfläche des großen medialen Fragments befestigt.

Nach Verifikation einer gut eingestellten und reproduzierbaren Okklusion erfolgte, über eine zusätzliche Stichinzision auf Höhe des Ohrläppchens, die Fixierung des PSI im unteren Kollumbereich (Abbildung 2.1-4). Zur LSFPSO wurden von der Lateralseite des Ramusstumpfs zwei 1,8 mm Stellschrauben (Länge 16 mm und 17 mm) in das große mediale Fragment in Richtung auf den medialen Walzenpol eingebracht (Abbildung 2.1-5). Das PSI und die darunter befindliche Grid-Platte wurden belassen.

Von einer Versorgung der Gelenkwalzenfraktur links wurde, aufgrund der intraoperativ deutlich verbesserten und reproduzierbaren Okklusion und wegen zu erwartender größerer Schwierigkeiten infolge der „Major Fragmentation“, zunächst abgesehen und eine operative Versorgung in einer späteren OP Sitzung vom klinischen Ergebnis abhängig gemacht.

Postoperativ erfolgte eine mandibulo-maxilläre Fixation (MMF) über straffe Gummizüge. In den röntgenologischen Kontrollen (Orthopantomogramm und Computertomographie) (Abbildung 2.1-6, Abbildung 2.1-7) zeigte sich eine anatomiegerechte Fragmentstellung und regulär liegendes Osteosynthesematerial. Die Wundheilung gestaltete sich komplikationslos. Klinisch bestanden postoperativ akzeptable Okklusionsverhältnisse, ohne Indikation die Gelenkwalzenfraktur links noch operativ zu behandeln.

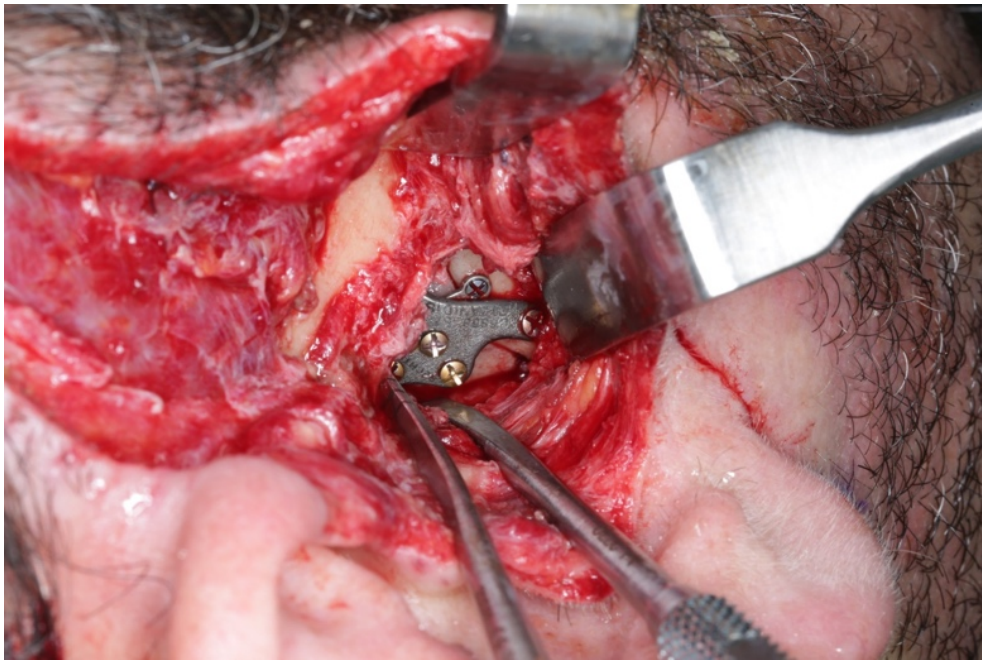


Abbildung 2.1-4 Fall 1, Fixierung des über der Medartis Grid-Platte eingepassten PSI im unteren Kollumbereich zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.1-5 Fall 1, Insertion von zwei Stellschrauben (Länge 16 mm und 17 mm) im Bereich des lateral gelegenen Kollumstumpfes (distales Fragmentende) in Richtung auf das große Walzenfragment zur Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

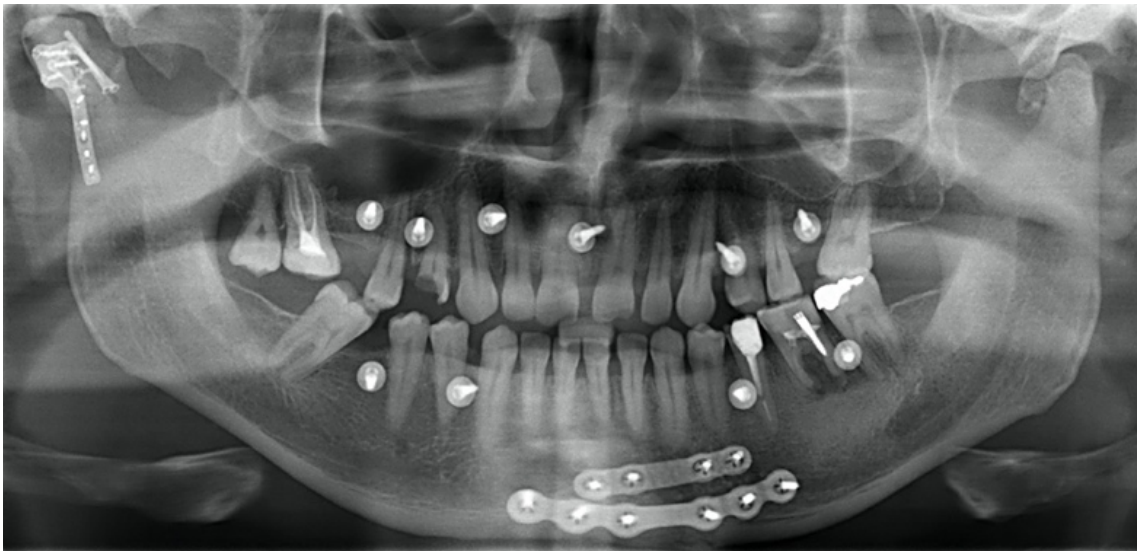


Abbildung 2.1-6 Fall 1, Postoperatives Orthopantomogramm nach Reposition und Osteosynthese der paramedianen UK Fraktur sowie der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts mit einem PSI und zwei Stellschrauben, interradikulär angebrachte MMF Schrauben

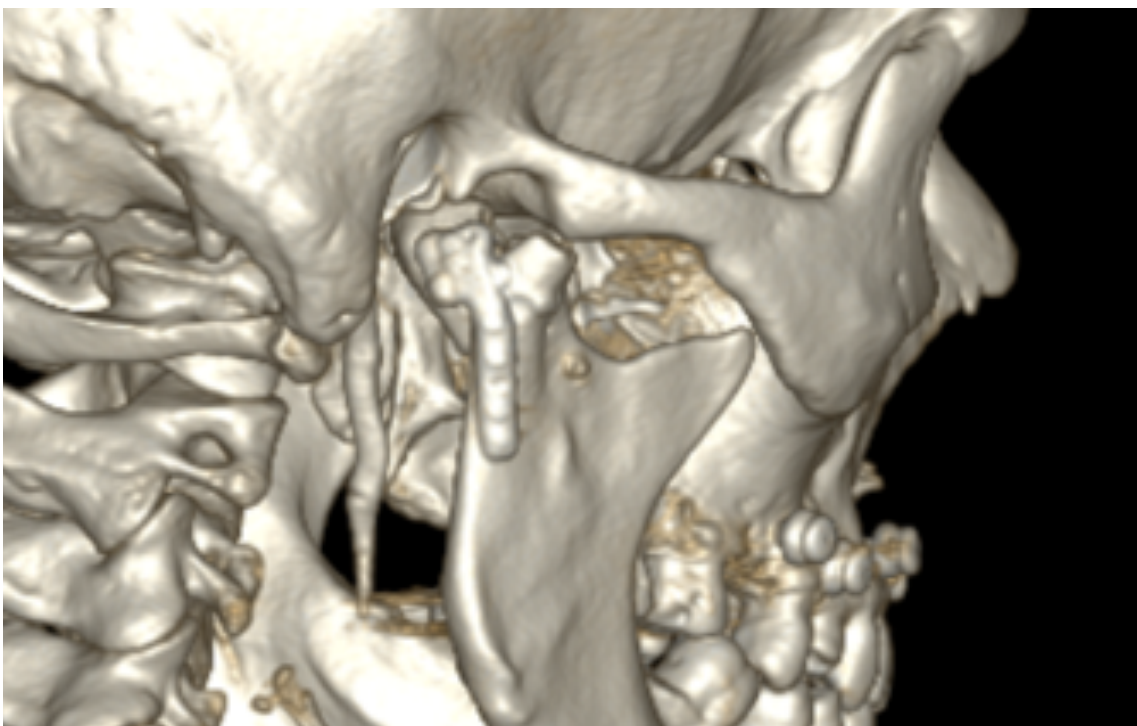


Abbildung 2.1-7 Fall 1, Postoperative dreidimensionale Computertomographie nach Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts mit einem PSI und Stellschrauben, Ansicht von dorso-lateral auf das Kiefergelenk rechts Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Kritische Würdigung:

Insbesondere die Dimensionierung des PSI zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur rechts war problematisch. Das obere Schild der Platte im Übergang zum Steg reichte zu weit über den Frakturspalt und erlaubte intraoperativ nicht genügend Einblick

und Kontrolle. Die korrekte anatomische Reposition der Fragmente war bei der Einprobe des PSI daher nicht sicher beurteilbar. Die sichere und passgenaue Adaptation des PSI war nur mit Hilfe einer graziilen Grid-Platte möglich, die nach anatomischer Fragmentreposition vorweg angebracht wurde.

## 2.2 Fall 2: Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts

- 13-jähriger Patient (Adulter Zahnstatus)
- Trauma nach Sturz
- OP Zeitpunkt: Mai 2018

Klinisch und radiologisch (OPT und CT) fanden sich Befunde einer rechtsseitigen Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C mit Dislokation der gesamten Walze nach antero-medial, zusätzlich Rotation des Fragments nach antero-kaudal. Das Walzenbruchstück war nicht keil- bzw. dreieckförmig, sondern rektangulär und zugleich in sagittaler Richtung sehr schmal (Abbildung 2.2-1, Abbildung 2.2-2). Klinisch bestand eine Kieferklemme sowie ein offener Biss im Seitenzahnbereich links.

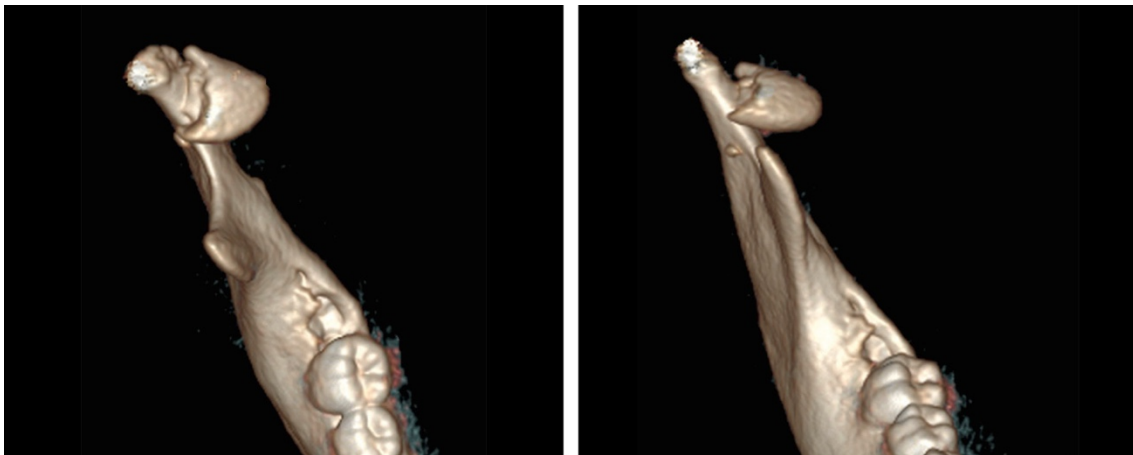


Abbildung 2.2-1 Fall 2, Präoperatives 3D Computertomogramm der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B rechts mit Dislokation des Fragments nach antero-medial in Ansicht von kranial (Bild links) und anterior (Bild rechts)

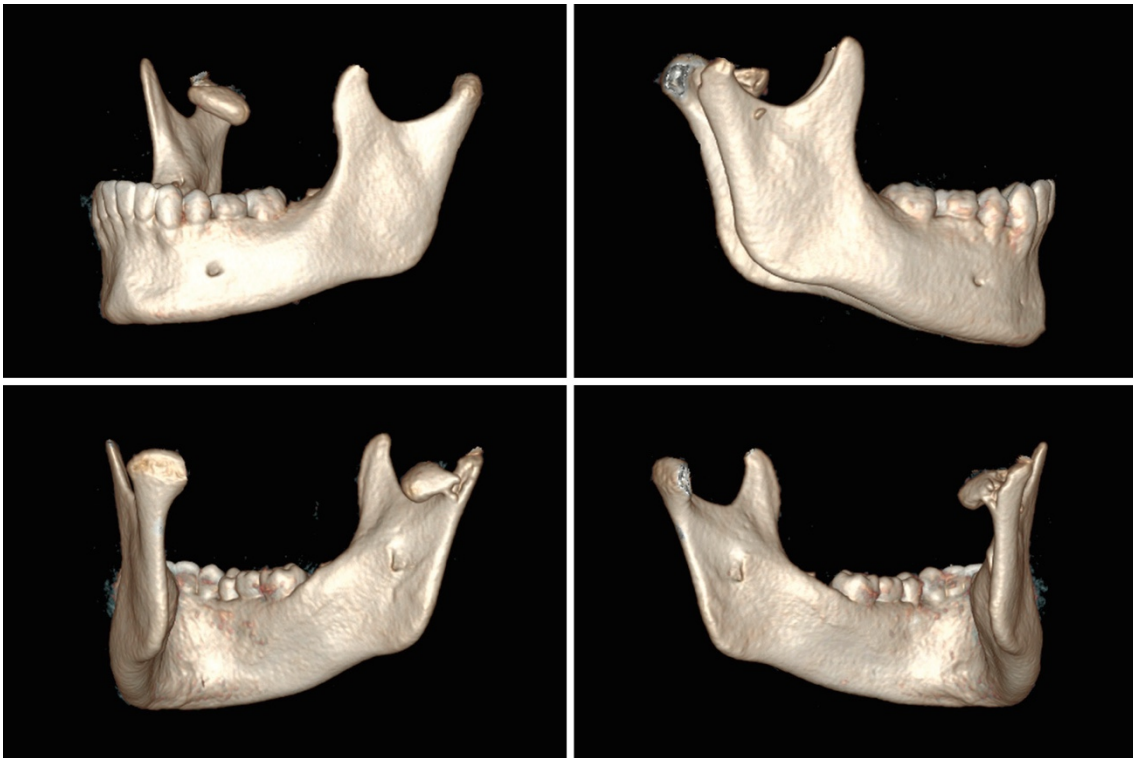


Abbildung 2.2-2 Fall 2, Präoperatives 3D Computertomogramm der Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit Dislokation des Fragments nach antero-medial in Ansicht von antero-lateral links (Bild links oben), medio-dorsal (Bild links unten), lateral (rechts oben) und dorso-lateral (Bild rechts unten)

Bei dem 13-jährigen Patienten bestand die Indikation zur operativen Versorgung. Als Vorbereitung zur Operation wurde nach virtueller Spiegelung von der intakten kontralateralen Seite – d.h. ohne Reposition unter Berücksichtigung des Frakturverlaufs und der tatsächlichen Dimensionen des Walzenfragments – eine patientenspezifische Platte (Fa. KLS Martin) zur Reposition und (Prä-) Fixation mittels CAD/CAM-Technik konzipiert und angefertigt.

Das PSI hatte ein vertikal gespiegeltes P als Grundform. Zur Fixation auf der Dorsalseite des medialen Walzenfragments enthielt der Bogen des P drei Schraubenlöcher. Entsprechend dem sagittalen Frakturverlauf war der Vertikalarm des P nach kaudal in den Bereich des seitlichen Ramusstumpfes extendiert. Zur Befestigung waren hier drei weitere Schraubenlöcher integriert. Die Frakturzone war durch schmale Verstrebungen der Platte über dem Frakturspalt gut einsehbar. Die Verwendung des PSI in Kombination mit einer LSFPSO über 2 Stellschrauben in latero-kaudo-kranialer Richtung aus dem Gelenkhalsbereich in das Walzenfragment wurde eingeplant (Abbildung 2.2-3, Abbildung 2.2-4).

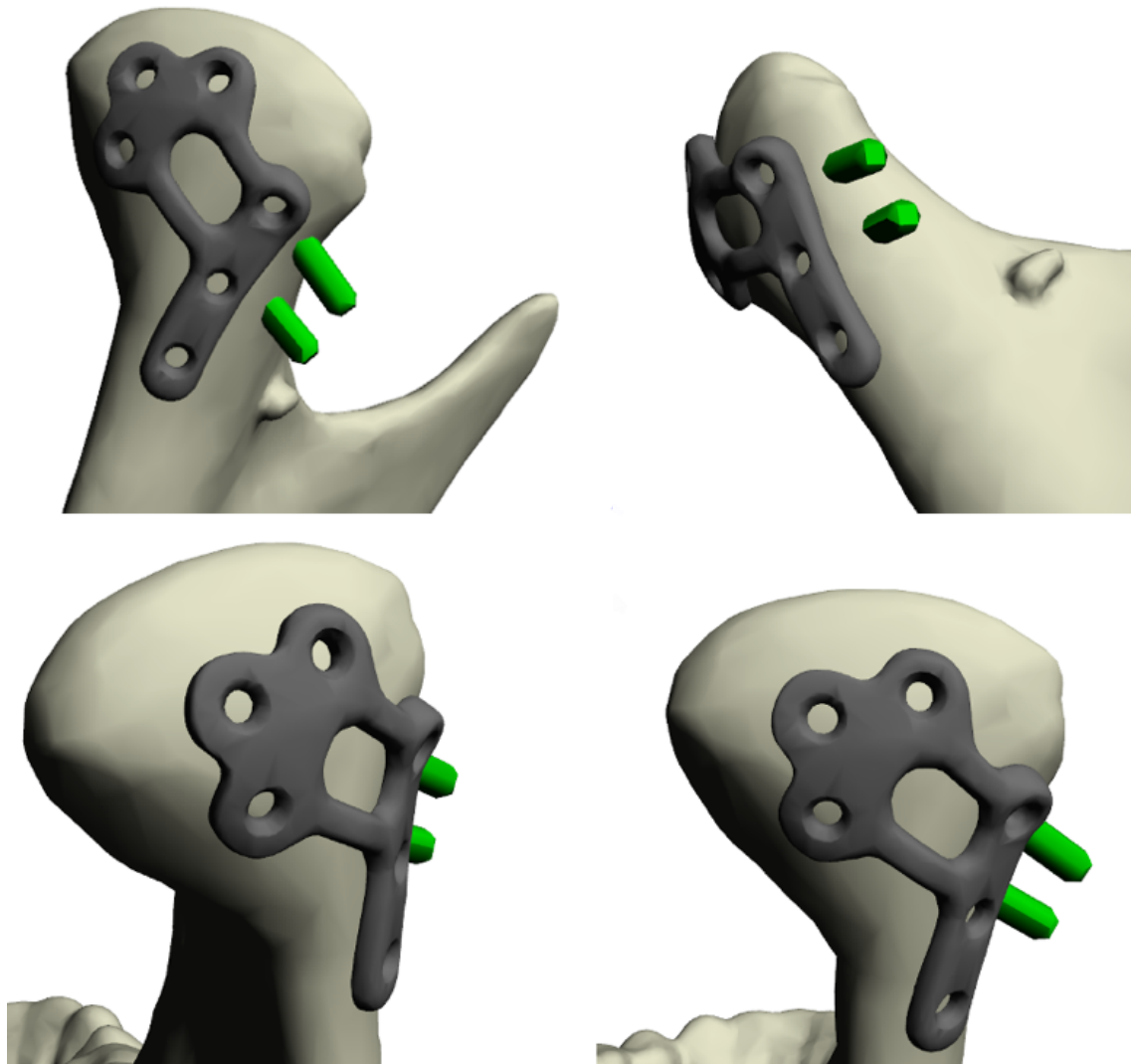


Abbildung 2.2-3 Fall 2, Virtuelle Planung eines patientenspezifischen Implantats (Fa. KLS Martin) zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts, Ansichten von dorso-lateral (oben links), kaudo-lateral (rechts oben), medio-dorsal (links unten) und dorsal (rechts unten) auf die nach Spiegelung von links rekonstruierte Kiefergelenkwalze, Schrauben zur LSFPSO (grün)



Abbildung 2.2-4 Fall 2, Patientenspezifisches Titan Implantat (Fa. KLS Martin) zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts am STL- Modell, Ansicht von dorso-lateral auf den Ramus und Processus condylaris rechts (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Der Zugang erfolgte über eine präaurikulär transtragal, nach temporal extendierte Schnittführung. Zur mandibulo-maxillären Fixation (MMF) wurde in der Prämolarenregion aller vier Quadranten jeweils eine Medartis MMF-Schraube im Bereich der mukogingivalen Grenze inseriert.

Nach Reposition und Derotation des Walzenfragments erfolgte die Fixation über das patientenspezifische Implantat auf der Dorsalseite des Gelenkkopfes (Abbildung 2.2-5, Abbildung 2.2-6).

Dann wurde mittels Troikar/Bohrerführung eine Kleinfragmentschraube (1,85 mm Medartis) in einer Länge von 15 mm vom Frakturende im lateralen Gelenkhalsbereich in kranio-medialer Richtung in das schmale und in der Vertikaldimension sehr flache Walzenfragment eingebracht (Abbildung 2.2-7).

Die Insertion einer weiteren Stellschraube erschien aufgrund der engen Geometrie im Walzenfragment problematisch, weshalb davon abgesehen wurde. Um eine Rotationsstabilität herzustellen und zugleich als Langzeit Fixateur zu fungieren, wurde das PSI belassen (Abbildung 2.2-8). Eine röntgenologische Bildgebung erfolgte in Form von



Orthopantomogramm und Computertomographie (Abbildung 2.2-9, Abbildung 2.2-10, Abbildung 2.2-11).

Postoperativ wurden lediglich lockere Gummizüge intervallweise eingesetzt, wozu die MMF-Schrauben bis zum zehnten postoperativen Tag in situ verblieben.

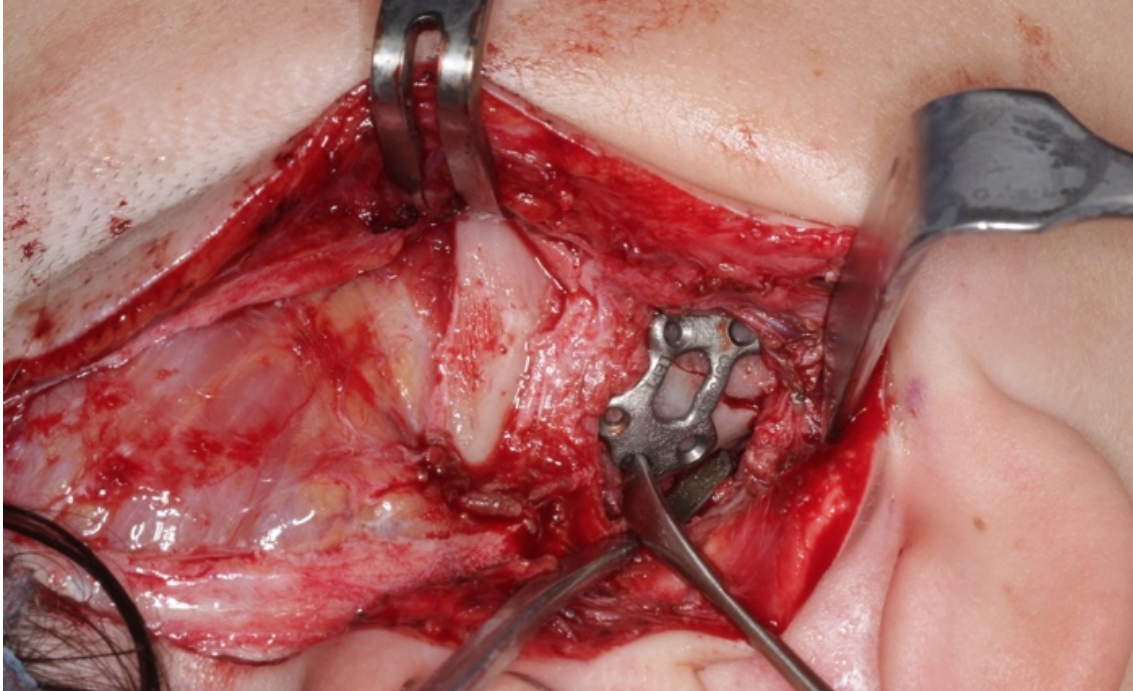


Abbildung 2.2-5 Fall 2, Adaption des PSI zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C auf der Dorsalseite des Kiefergelenkkopfs nach Reposition und Derotation des Walzenfragments (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

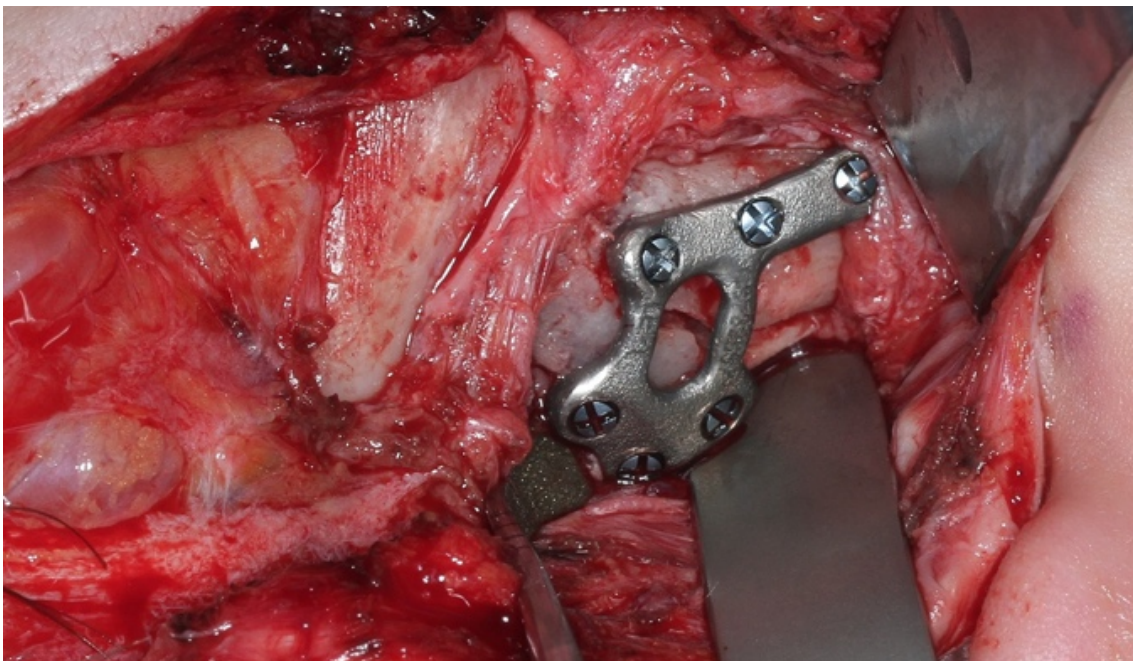


Abbildung 2.2-6 Fall 2, Fixation des PSI zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C mit 6 Osteosyntheseschrauben (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

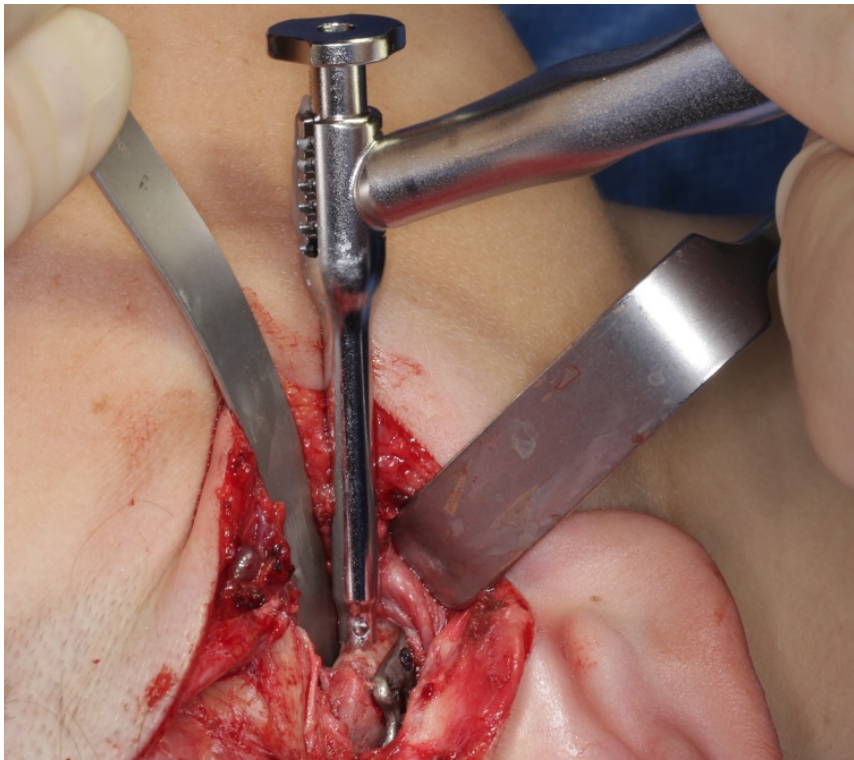


Abbildung 2.2-7 Fall 2, Insertion einer Kleinfragment Stellschraube (1,85 mm Medartis) in einer Länge von 15 mm aus dem Gelenkhalsbereich in das Walzenfragment mit Hilfe eines Troikars/Bohrerführung (Medartis) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

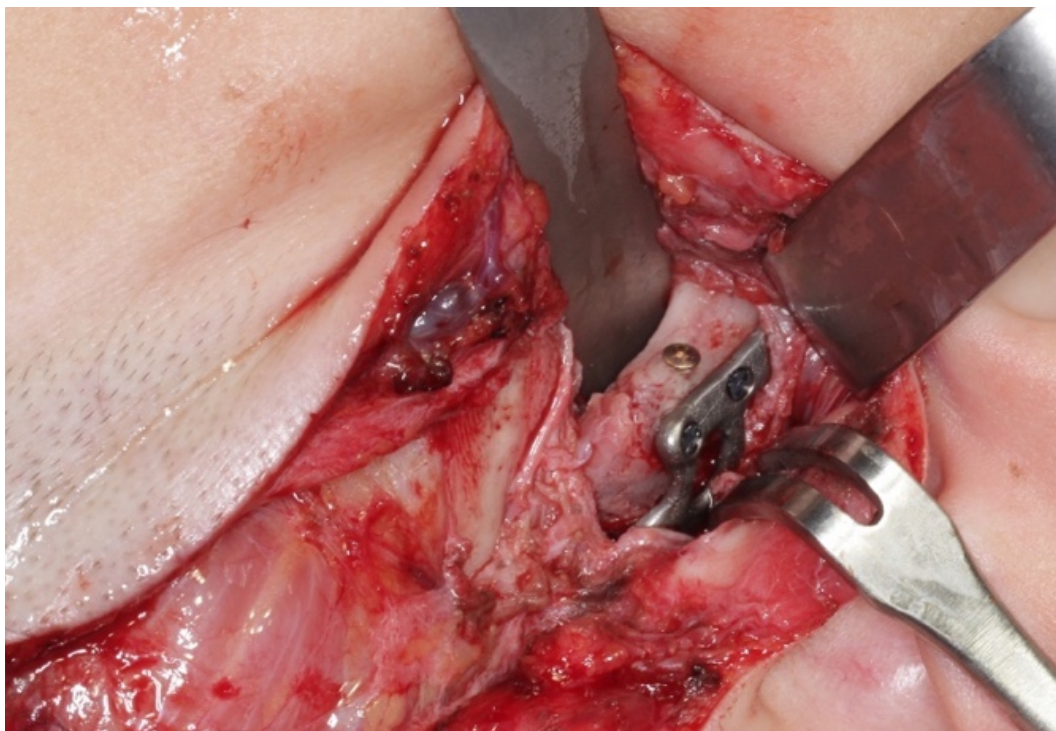


Abbildung 2.2-8 Fall 2, Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C mittels PSI und einer Stellschraube. Von der Insertion einer weiteren Stellschraube wurde wegen des geringen Raumangebots im Walzenfragment und der Winkelverhältnisse des Frakturverlaufs abgesehen (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.2-9 Fall 2, Postoperatives Orthopantomogramm nach Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts mit PSI und einer Kleinfragmentschraube zur LSFPSO



Abbildung 2.2-10 Fall 2, unmittelbar postoperative Computertomographie in axialer Ansicht nach Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts mit PSI und einer Kleinfragmentschraube zur LSFPSO

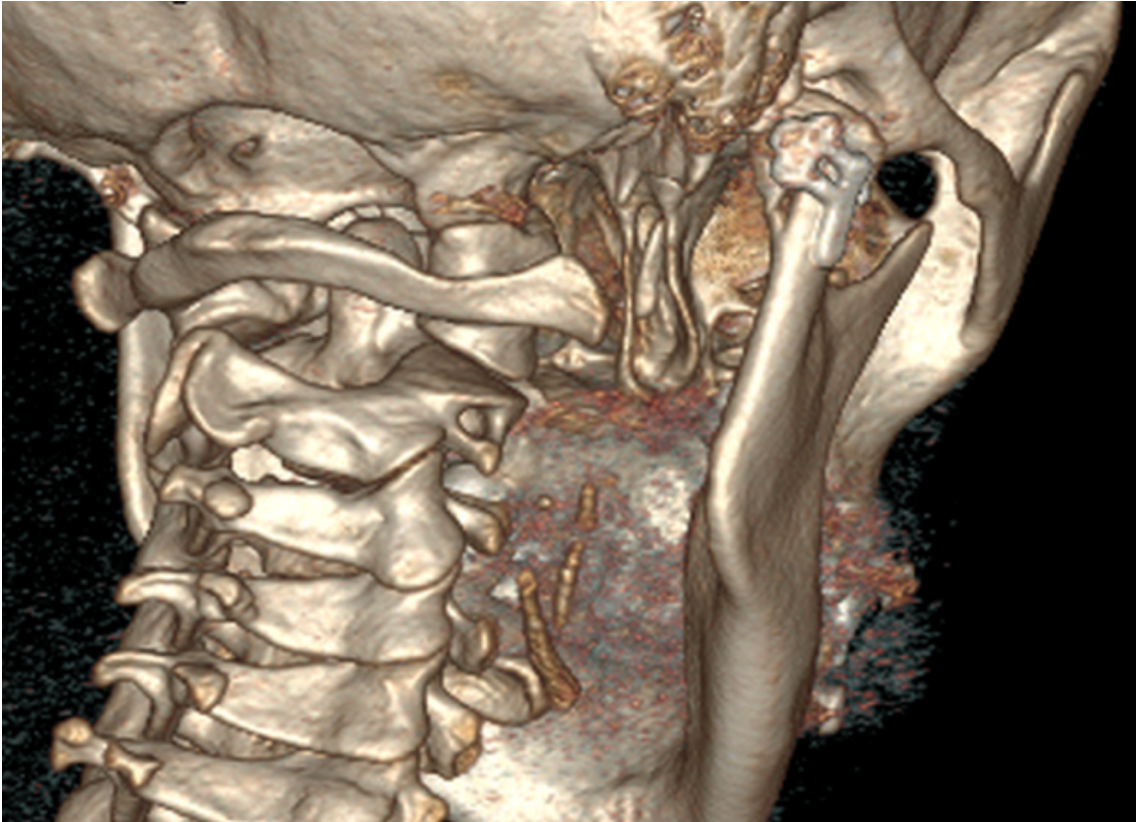


Abbildung 2.2-11 Fall 2, unmittelbar Postoperative dreidimensionale Computertomographie nach Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts mit PSI und einer Kleinfragmentschraube zur LSFPSO, Ansicht von dorso-lateral auf das Kiefergelenk rechts



Abbildung 2.2-12 Fall 2, Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts. Postoperative Computertomographie nach 7 Monaten in axialer Ansicht, Lockerung und Dislokation des Osteosynthesematerials

Bei Lockerung und Dislokation des Osteosynthesematerials begleitet von einer massiven extraartikulären Ossifikation im Bereich des Kollum rechts, wurde 8 Monate postoperativ eine Metallentfernung vorgenommen. Eine Dislokation der 1,8 mm Stellschraube war bereits in der einige Wochen zuvor angefertigten dreidimensionalen Computertomographie sichtbar (Abbildung 2.2-12). Klinisch stellten sich die Okklusion und die Kieferöffnung zu diesem Zeitpunkt weiterhin als regelrecht dar.

Intraoperativ war der Kopf der 1,8 mm Stellschraube über das Knochenniveau protrudiert. Durch Präparation des zwischenzeitlich gebildeten Narbengewebes wurde das PSI freigelegt und entfernt. Irreguläres Knochenmaterial oberhalb der Platte sowie im Bereich des Schraubenkopfs wurde abgetragen und die Knochenoberfläche geglättet. Die Kiefergelenkkapsel war intakt und es zeigte sich intraoperativ bei manuellen Bewegungen keine Einschränkung der Kieferöffnung.

Postoperativ wurde frühzeitige Physiotherapie mit Mobilisationstraining und Kieferöffnungsübungen über die Dauer eines halben Jahres verordnet. Auf eine abschließende Bildgebung wurde zur Reduktion der Strahlendosis bis auf Weiteres verzichtet.

Kritische Würdigung:

Das operative Vorgehen zur Applikation des P-förmigen PSI bei der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C war unproblematisch. Die LSFPSO bereitete dagegen Schwierigkeiten. Statt der üblichen zwei Stellschrauben ließen die Größe und das Raumangebot innerhalb des schmalen und in der Vertikalen sehr flachen Walzenfragments die risikolose Insertion nur einer Schraube zu.

Grund dafür war ein Defizit in der virtuellen Planung: der Einfachheit halber wurde der Processus condylaris von der intakten Gegenseite gespiegelt und die realen Fragmente nicht reponiert. Überdies wurde die mögliche intramedulläre Konfiguration der Stellschrauben (Zahl, Angulation, Länge, Bezug und Unterbringung im Fragment) nicht in einer Transparenzdarstellung überprüft, sondern nur die Stellung der äußeren Schraubenschäfte arbiträr vorgezeichnet.

7 Monate postoperativ wurde eine Lockerung und Dislokation des Osteosynthesematerials festgestellt. Als Ursache dafür kommt eine unzureichende Stabilität und/oder Irritationen der Weichgewebestrukturen durch das Osteosynthesematerial in Frage.

Abhilfe wäre möglicherweise durch eine LSFPSO mit mindestens zwei Stellschrauben und/oder ein profilstärkeres PSI mit Verankerung durch eine größere Anzahl von Schrauben erreichbar gewesen.

Als positive Weiterentwicklung gegenüber Fall 1 war der Frakturspalt durch die Verstrebungen der Platte über dem Frakturspalt gut einsehbar, sodass die korrekte anatomische Fragmentreposition intraoperativ verifiziert werden konnte.

### 2.3 Fall 3: In Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C

- 59-jährige Patientin
- CAD/CM Planung – Während des letzten Quartals 2019
- OP Zeitpunkt: Anfang Januar 2020

Es bestand eine in Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts (siehe Computertomographie) (Abbildung 2.3-2, Abbildung 2.3-3). 16 Monate vorher hatte alio loco eine konservative Therapie mit begleitender Physiotherapie stattgefunden.

Aus einem vertikalen Höhenverlust (siehe Orthopantomogramm) des Ramus ascendens resultierte eine Okklusionsstörung mit Frühkontakt im Molarenbereich ipsilateral und frontal offenem Biss. Eine Schmerzsymptomatik war damit einhergehend (Abbildung 2.3-1). Klinisch fand sich ein teilbezahnter Ober- und Unterkiefer ohne ausreichende Stützzonen bei ausgeprägtem Overbite.

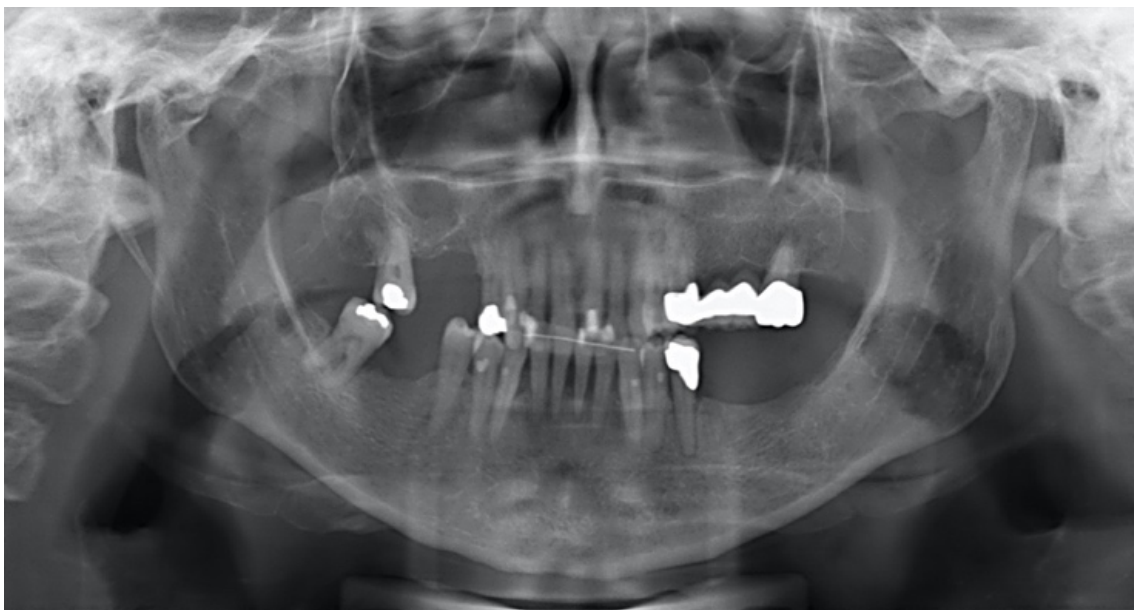


Abbildung 2.3-1 Fall 3, Präoperatives Orthopantomogramm (OPG) mit in Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts

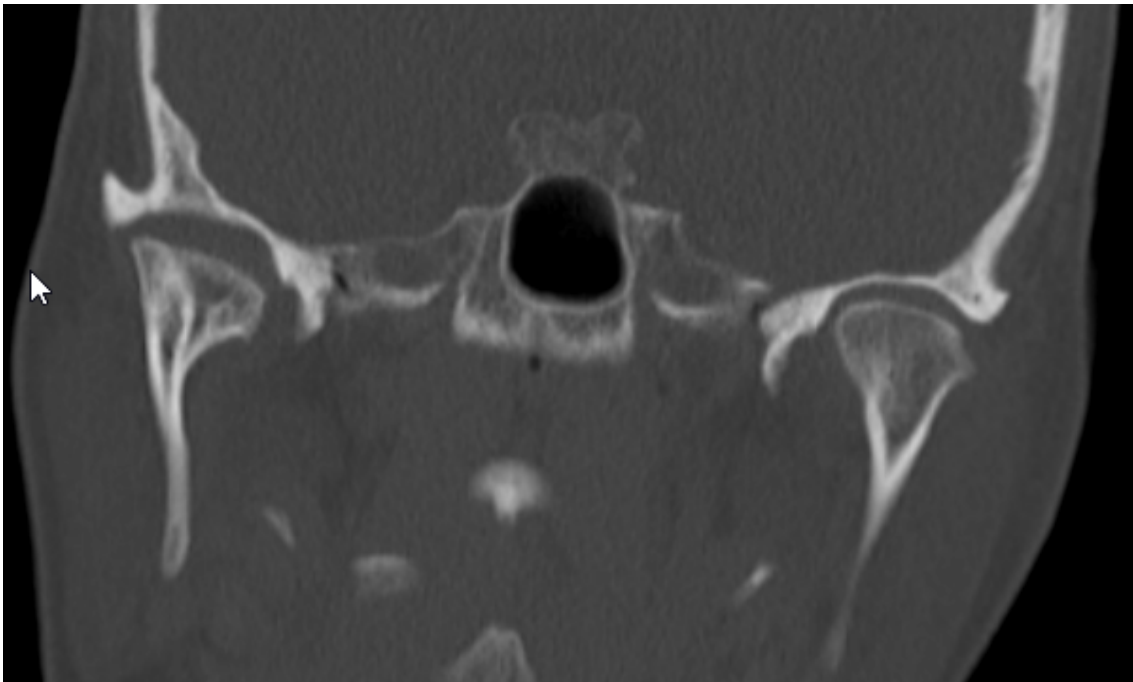


Abbildung 2.3-2 Fall 3, Präoperative Computertomographie in coronaler Ansicht bei in Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts und resultierender Reduktion der vertikalen Ramushöhe

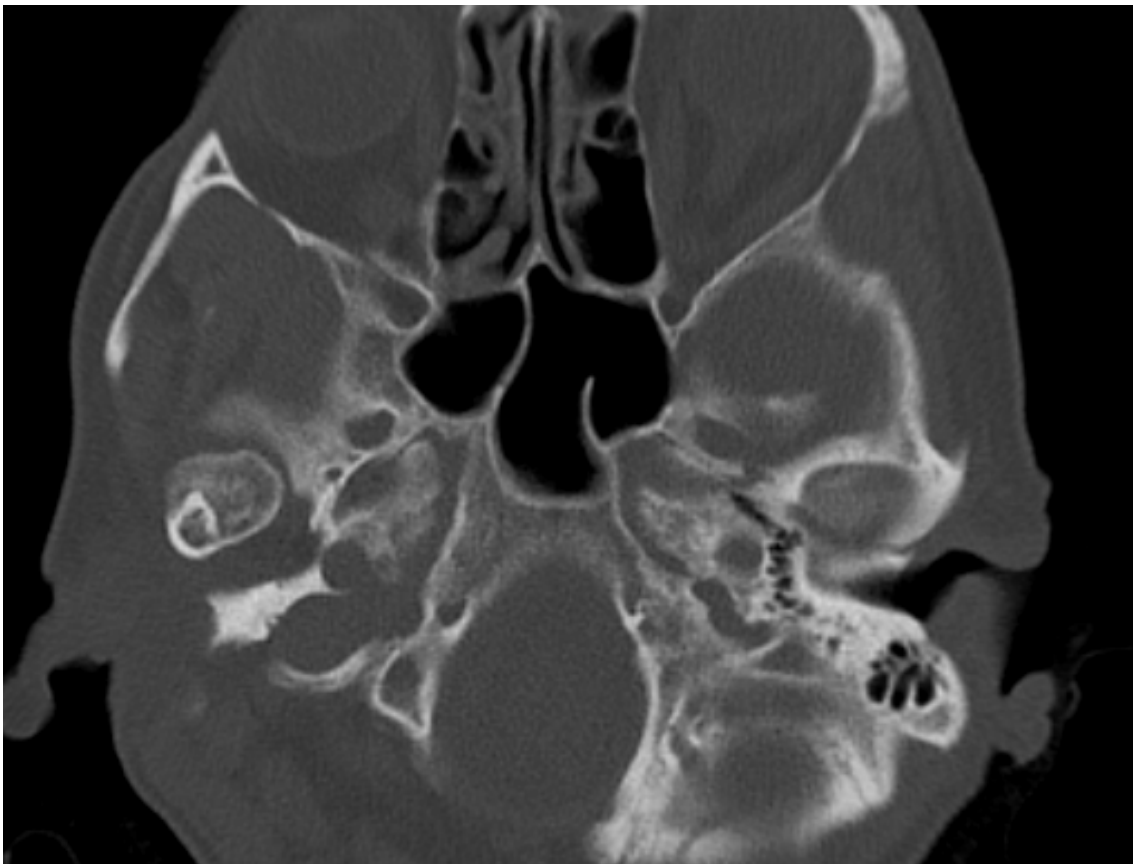


Abbildung 2.3-3 Fall 3, Präoperative Computertomographie bei in Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts

Die virtuelle Planung der Operation beinhaltete eine Reosteotomie im Bereich der Kiefergelenkwalze, eine Reposition und (Prä-) Fixierung durch ein PSI und eine LSFPSO mit 2 Schrauben (Abbildung 2.3-4, Abbildung 2.3-5, Abbildung 2.3-6, Abbildung 2.3-7, Abbildung 2.3-8).

Die CAD Planung (KLS Martin) war problematisch, weil sich infolge von Remodellationsvorgängen der räumliche Verlauf des Frakturspalts in den CT Schichten nicht mehr nachvollziehen ließ und damit eine originäre Route für die Reosteotomie nicht festzulegen war. Die Reosteotomie wurde daher arbiträr geplant und musste freihändig, ohne Guide, erfolgen. Zur Beilegung dieser Problematik waren insgesamt 5 Web Meeting Sitzungen mit langen Diskussionen zur präoperativen CAD Planung notwendig.

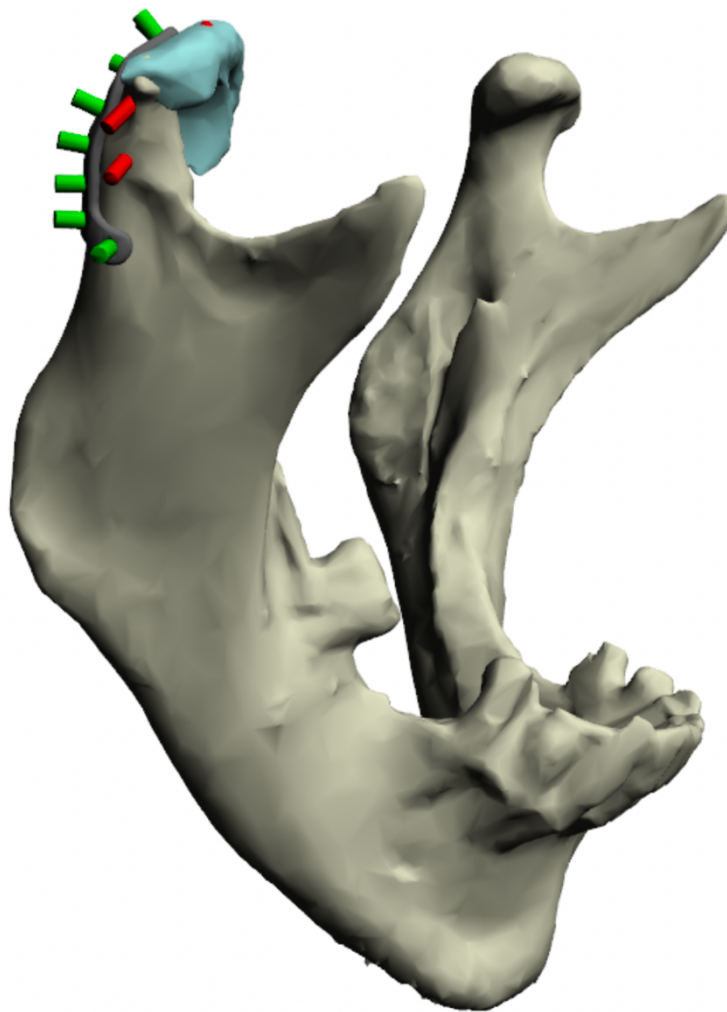


Abbildung 2.3-4 Fall 3, Virtuelle Planung (Reosteotomie, Reposition und (Prä-) Fixierung) eines patientenspezifischen Implantates (plus LSFPSO mit zwei Schrauben) zur Korrektur der in Fehlstellung verheilten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts (Fa KLS Martin), Ansicht von latero-kaudal rechts auf die Mandibula



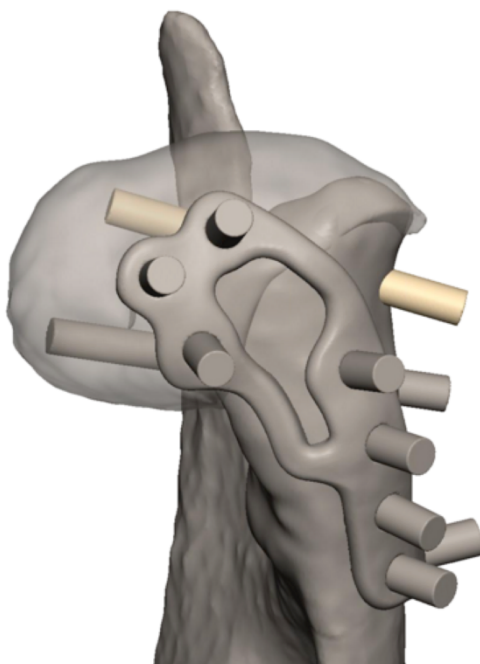


Abbildung 2.3-5 Fall 3, Virtuelle Planung (Reosteotomie, Reposition und (Prä-) Fixierung) eines patientenspezifischen Implantates (plus LSFPSO mit zwei Schrauben) zur Korrektur der in Fehlstellung verheilten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts (Fa KLS Martin), Transparenzdarstellung der Schrauben bei der LSFPSO, Ansicht von dorsal auf die Kiefergelenkwalze rechts

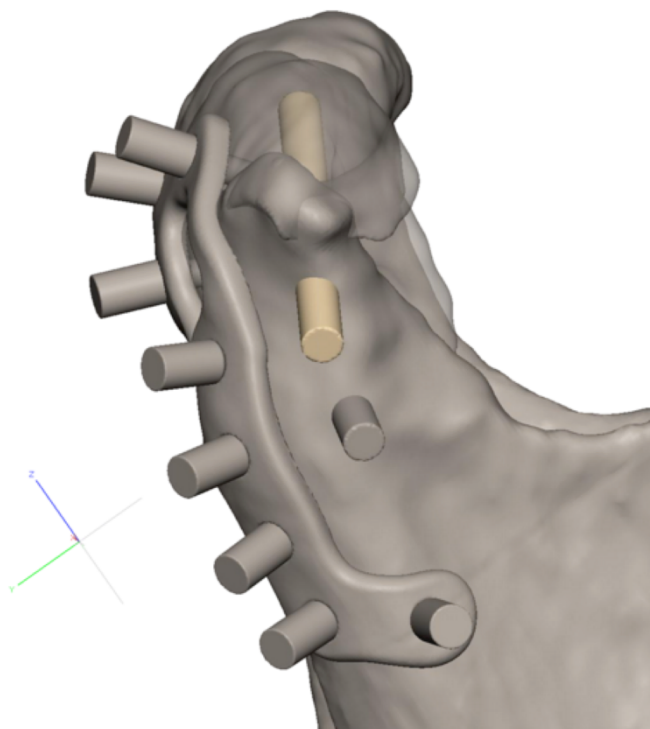


Abbildung 2.3-6 Fall 3, Virtuelle Planung (Reosteotomie, Reposition und (Prä-) Fixierung) eines patientenspezifischen Implantates (plus LSFPSO mit zwei Schrauben) zur Korrektur der in Fehlstellung verheilten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts (Fa KLS Martin), Transparenzdarstellung der Schrauben bei der LSFPSO, Ansicht von lateral auf die Kiefergelenkwalze rechts



Abbildung 2.3-7 Fall 3, Patientenspezifisches Implantat zur Korrektur der in Fehlstellung verheilten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts nach virtueller Reosteotomie und Reposition (Fa KLS Martin, Tuttlingen), Ansichten am STL-Modell von dorso-lateral (a), dorso-kranial (b), dorsal (c), medio-dorsal (d) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

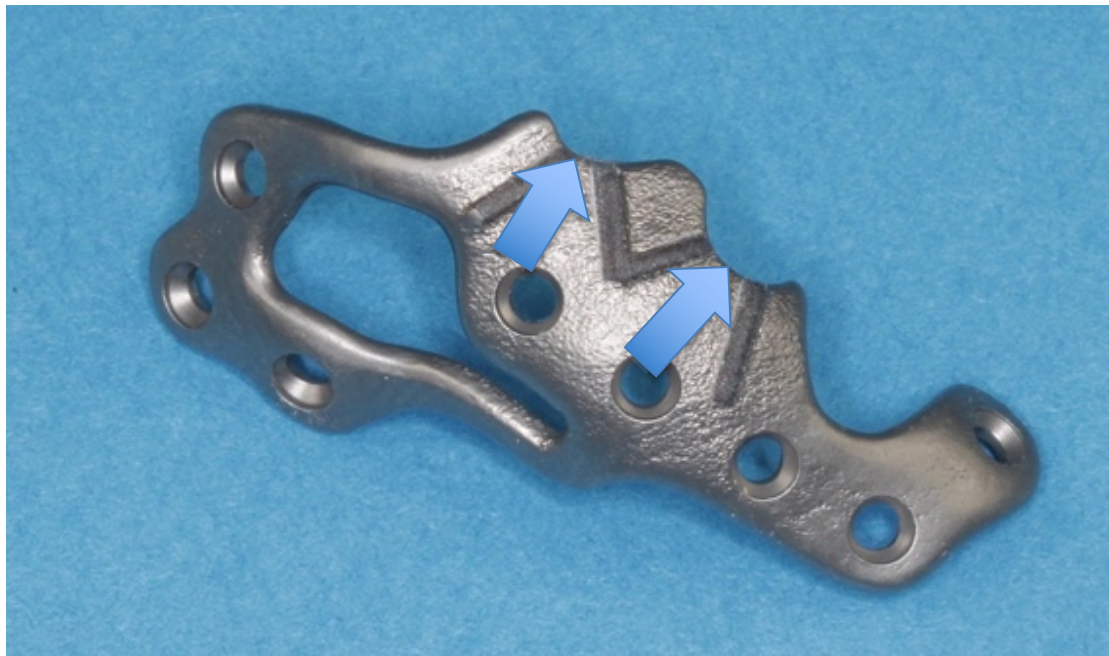


Abbildung 2.3-8 Fall 3, Detailaufnahme des patientenspezifischen Implantats zur Korrektur einer in Fehlstellung verheilten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts nach virtueller Reosteotomie und Reposition (Fa KLS Martin, Tuttlingen), Zwei Einbuchtungen und lasergravierte Strich-Indikatoren markieren die Insertionsposition für die Stellschrauben unterhalb des äußeren Walzenpols im lateralen Kollumbereich (Pfeil) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Dieser Planung entsprechend war das PSI von der Dorsalfläche des medialen Walzenfragments über das Kollum bis nach kaudal an die Kiefergelenkfortsatzbasis extendiert. An seinem Vertikalarm waren zur Befestigung im Bereich des Kollums 4 Schraubenlöcher integriert. Kaudal umfasste ein nach anterior gebogener Ausläufer der Platte einen Teil der Kiefergelenkfortsatzbasis und bot Platz für ein weiteres Schraubenloch.

Der P-Bogen mit 3 Schraubenlöchern reichte auf der Dorsalfläche der Kiefergelenkwalze nach medial, in einen intraoperativ weniger gut zugänglichen Bereich.

Durch die schmalen Verstreungen zwischen dem P-Bogen und dem Vertikalarm des PSI wurde die geplante Reosteotomielinie einseh- und überprüfbar. Als Hauptlastträger wurde eine LSFPSO mit zwei Schrauben vorgesehen. Deren Insertionsposition wurde mit zwei Einbuchtungen und lasergravierten Strichindikatoren auf der Platte markiert (Abbildung 2.3-7, Abbildung 2.3-8).

Zur temporären intraoperativen und ggf. postoperativen mandibulo-maxillären Fixation (MMF) und Applikation von Führungsgummizügen wurden Wave Plate-Elemente (MatrixWAVE™ MMF, DePuy Synthes) im Übergang Prämolaren-/Molarenbereich aller vier Quadranten interradiikulär, entlang der mukoginigivalen Grenzen angebracht.

Die Exposition und Übersichtsdarstellung der vormaligen dorsalen Frakturzone im Walzenbereich war aufgrund der eingeschränkten Unterkiefermobilität nach anterior und lateral rechts schwierig.

Unter Abgleich mit einem Stereolithografie (STL) Modell wurde die Reosteotomie im Kiefergelenkwalzenbereich im geplanten halbmondförmigen Verlauf freihändig vorgenommen (Abbildung 2.3-9). Das mediale Walzensegment konnte dabei in toto reosteotomiert und dann nach kranial und dorsal mobilisiert werden. Nach der Reposition und bestmöglicher Reapproximierung wurde das PSI eingebracht und auf den Knochenoberflächen adaptiert. Bei dessen Befestigung gelang es nicht das Walzensegment mit mehr als einer Schraube zu fassen und zu fixieren. Die beiden anderen vorgesehenen Schraubenlöcher über dem Segment waren nicht erreichbar. Erst nach Einstellen einer korrekten Okklusionsposition und mandibulo-maxillärer Fixation (MMF), wurde mit der Fixierung des PSI entlang der Kollum- bzw. Kiefergelenkfortsatzbasis fortgefahren. Zur LSFPSO ließ sich nur die obere der beiden 1,8 mm Kleinfragmentschrauben planmäßig nach Vorgabe durch die Markierung auf dem PSI inserieren. Da ein ca. 1,5 bis 2 mm breiter Öffnungsspalt im antero-superioren Bereich der Osteotomie (Materialabtrag) verblieb und insofern die Segmentposition nicht exakt mit der Planung übereinstimmte, wurde der Insertionspunkt und die Angulation für die zweite untere Kleinfragmentschraube auf die Verhältnisse angepasst (Abbildung 2.3-10).

Das PSI wurde nicht entfernt, um die Stabilität nach der Osteotomie mit resultierenden Inkongruenzen im knöchernen Interface insgesamt zu erhöhen.

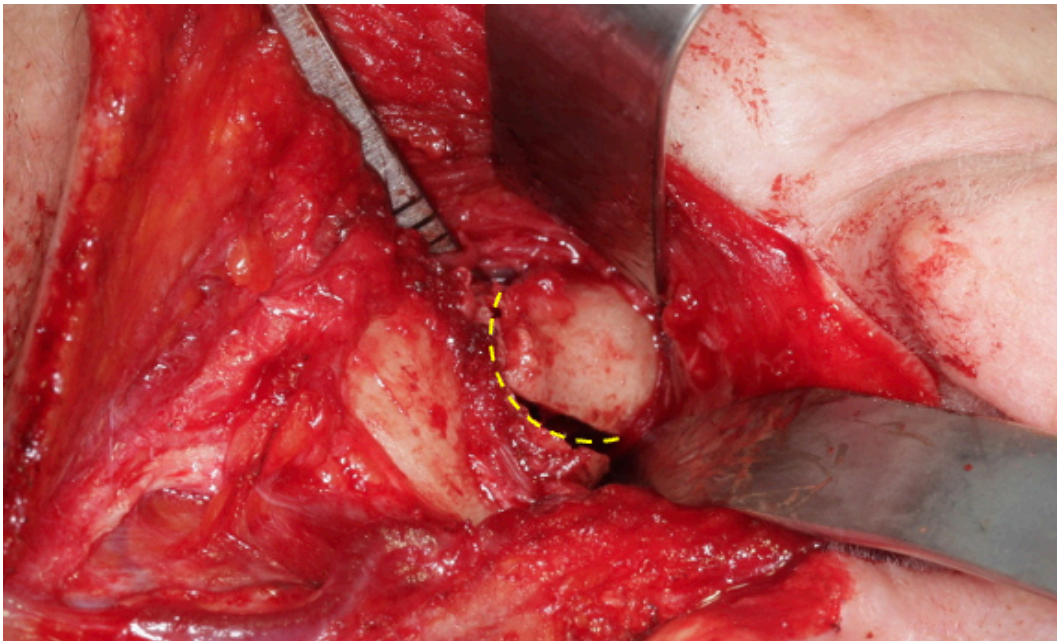


Abbildung 2.3-9 Fall 3, Reosteotomie der in Fehlstellung verheilten Fraktur im Kiefergelenkwalzenbereich in halbmondförmigem Verlauf (gelbgestrichelte Linie) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

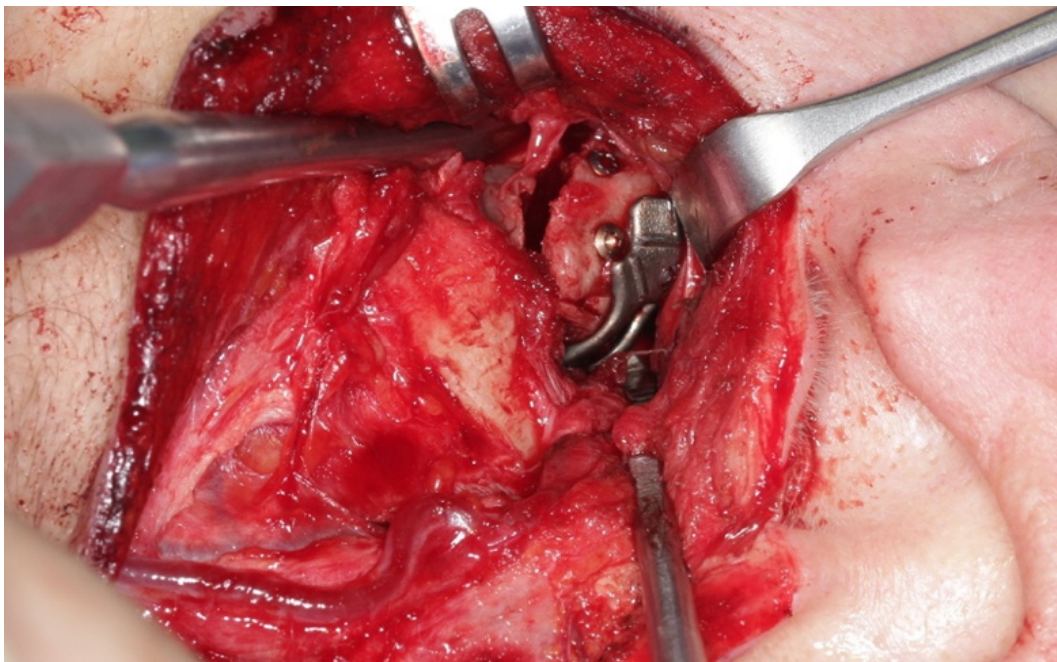


Abbildung 2.3-10 Fall 3, Entlang der Kollum- und Kiefergelenkfortsatzbasis adaptiertes PSI nach Reosteotomie und Reposition der Kiefergelenkwalze rechts, LSFPSO mit zwei 1,8 mm Kleinfragmentschrauben, ca. 1,5 bis 2 mm breiter persistierender Öffnungsspalt antero-superior infolge der Osteotomie (Materialabtrag und Inkongruenzen im Knocheninterface) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Postoperativ konnten in der CT und OPT Bildgebung achsengerechte Stellungsverhältnisse der Kiefergelenkwalze verifiziert werden (Abbildung 2.3-11, Abbildung 2.3-12). Als Intervall für weitere Verlaufskontrollen wurden sechs Monate festgelegt. Nach Ablauf dieser Zeit stellte sich die Patientin beschwerdefrei wieder vor. Die maximale Schneidekantendistanz betrug circa 30 mm und es war keine Deviation des Unterkiefers bei Mundöffnung festzustellen. Die Okklusion war insgesamt ohne pathologischen Befund, wobei vor allem kein offener Biss mehr bestand.

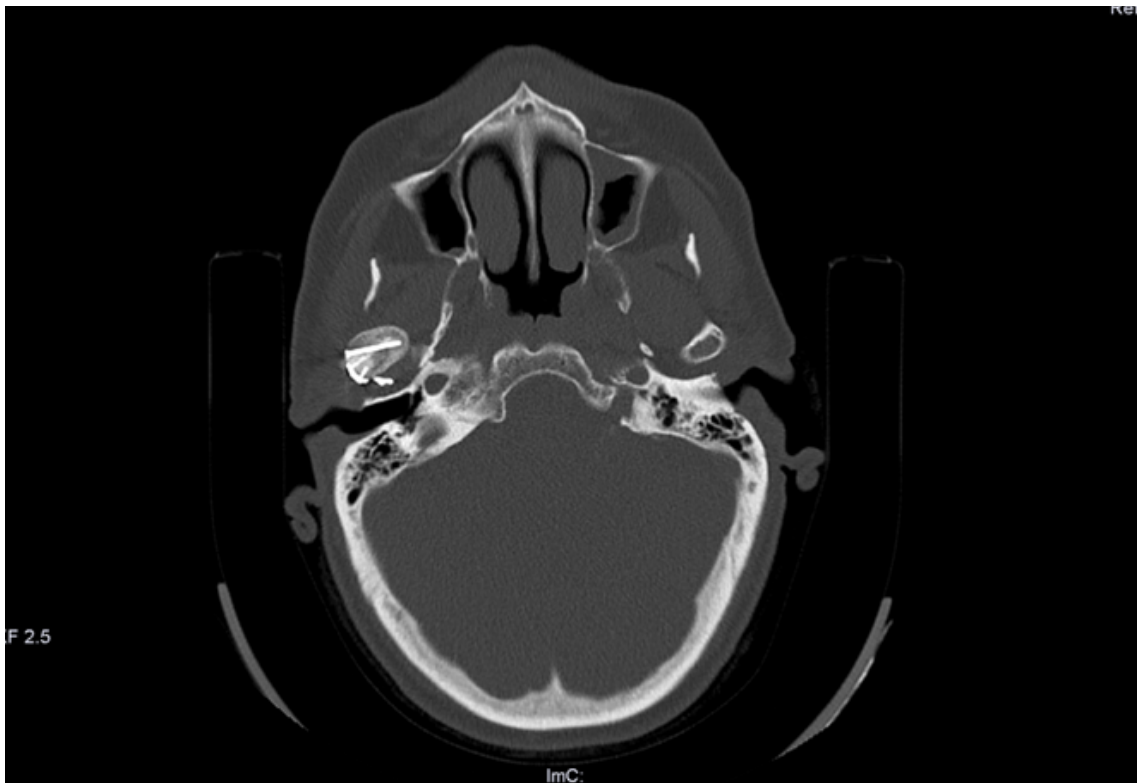


Abbildung 2.3-11 Fall 3, Postoperative Computertomographie in axialer Ansicht nach Reosteotomie, Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C rechts mit PSI und LSFPSO

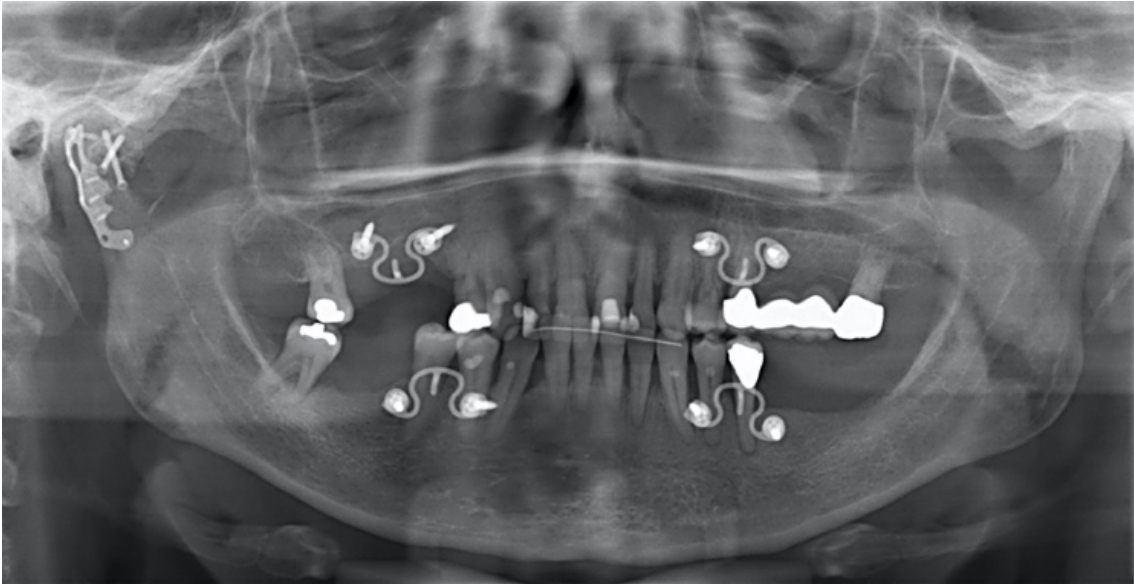


Abbildung 2.3-12 Fall 3, Postoperatives Orthopantomogramm nach Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C mit PSI rechts

Bei einer Kontrolle weitere 6 Monate später bestanden klinisch eine eingeschränkte Kieferöffnung und Schmerzen.

Im Orthopantomogramm erschien die Walze infolge von Knochenumbauerscheinungen disloziert, sodass von Irritationen durch das Osteosynthesematerial ausgegangen wurde. In der Computertomographie zeigte sich eine in den Gelenkspalt ragende Osteosyntheseschraube sowie ein direkter Kontakt der Osteosyntheseplatte mit der Gelenkpfanne des Kiefergelenks rechts.

Intraoperativ, bei der Entfernung des Osteosynthesematerials bestätigten sich die Bildgebungsbefunde nicht. Der Osteotomiespalt war fest konsolidiert und das reponierte Segment verblieb nach der Metallentfernung in seiner Stellung (Abbildung 2.3-13). Postoperativ bestand eine leicht eingeschränkte Kieferöffnung. Die Okklusion bei reduziertem Zahnbestand zeigte einen regelkonformen Befund und die Patientin war wieder beschwerdefrei.



Abbildung 2.3-13 Fall 3, Postoperatives Orthopantomogramm nach der Entfernung des Osteosynthesematerials im Bereich der Kiefergelenkwalze rechts

#### Kritische Würdigung:

Posttraumatische Sekundärkorrekturen mit Reosteotomien im Bereich der Kiefergelenkwalze und Reposition mit einem PSI als Schablone sind ein Novum mit besonderen Implikationen.

Die präoperative Planung ist problematisch und zeitaufwendig, wenn der ursprüngliche Frakturspalt in der Bildgebung und damit die Reosteotomie nicht festzulegen ist.

Die Wiederherstellung der Okklusionsverhältnisse ist Ziel und verdient besondere Beachtung. Bei größeren okklusalen Abweichungen müssen, wie bei orthognath-chirurgischen Eingriffen, interokklusale Waver (Splint) eingesetzt werden. CAD/CAM Planungsverfahren dazu sind verfügbar.

Bei Reosteotomien mit herkömmlichen Methoden wird immer Knochensubstanz abgetragen. Eine exakte Re-Approximierung der Segmente in originärer Position ist a priori nicht möglich, unvermeidlich entstehen Spaltöffnungen im knöchernen Interface der Segmente. Bei Kontakt und/oder Überbrückung derartiger Öffnungszonen mit Osteosynthesematerial ist mit Gewebeerirritationen und Resorptionen zu rechnen, die das Remodeling beeinträchtigen, Resorptionserscheinungen fördern und längerfristig zur Lockerung und Dislokation des Osteosynthesematerials führen.

Hinzu kommen Probleme bei der Insertion der Implantate – die Knochenoberflächen sind durch Vernarbung und mangelnde Geweberesilienz schlechter zu erreichen als bei einer Sofortversorgung, dies um so mehr, wenn das PSI weit nach medial auf die Dorsalfläche des kleinen Fragments ausgedehnt werden muss – wie im vorliegenden Fall. Eine

Fixation der Osteosyntheseplatte mit multiplen Osteosyntheseschrauben ist dann nicht immer umsetzbar.

#### 2.4 Fall 4: Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze links AO-Typ m/p/Neff-Typ C

- 62-jähriger Patient
- Trauma nach Fahrradsturz
- OP Zeitpunkt: Juni 2020

Vorstellung mit einer Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze links AO-Typ m/p/Neff-Typ C (Minor Fragmentation) (Abbildung 2.4-1): Insgesamt 3 Fragmente unterschiedlicher Größenordnung in antero-kaudo-medialer Dislokationsstellung bis auf Höhe der Incisura sigmoidea. Als Folge davon Höhenreduktion des Ramus mandibulae. Klinisch bestand eine massive Okklusionsstörung mit offenem Biss im Seitenzahnbereich rechts.



Abbildung 2.4-1 Fall 4, Präoperative Computertomographie in coronaler Ansicht bei vorliegender dislozierter multifragmentärer Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ m/p links

Wenige Monate vor der Planungsphase für diesen Patienten war die erste der Arbeiten von Pavlychuk et al. (2019a) mit dem Titel „The Use of CAD/CAM Technology in Surgical Treatment of Condylar Head Fracture“ in ukrainischer Sprache und mit einem Abstract in Englisch erschienen. Die Planungsbeispiele und Illustrationen in dieser Publikation lieferten den Impuls, das eigene bis dato verwendete Design Konzept zu erweitern und zu optimieren.



So wurde für den operativen Eingriff eine patientenspezifische Repositions-/Präfixierungsplatte, eine Navigations-/Bohrhilfe für die LSFPSO sowie eine 2-Loch (plus Hilfsloch) Tandem-Platte als Unterlegscheibe bzw. zur Verbindung von zwei Kleinfragmenterschrauben für die LSFPSO geplant und hergestellt (Fa. KLS Martin). Für die Fixierung eines posterioren kleinen Fragments wurde zusätzlich eine T-förmige Platte angefertigt (Abbildung 2.4-2, Abbildung 2.4-3, Abbildung 2.4-4, Abbildung 2.4-5, Abbildung 2.4-6, Abbildung 2.4-7, Abbildung 2.4-8, Abbildung 2.4-9, Abbildung 2.4-10).



Abbildung 2.4-2 Fall 4, Virtuelle Planung patientenspezifischer Implantat Komponenten zur Versorgung der Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze AO-Typ m/p links nach virtueller Reposition. Design eines Sets aus patientenspezifischer Repositions-/Präfixierungsplatte (hellgrau), Tandem-Platte (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“) zur Verstärkung der LSFPSO (pink), Bohrhilfe zur Insertion der lateralen Stellschrauben (beige) in korrekter Angulation, T-förmige Platte zur Refixierung eines kleinen posterioren Fragments (dunkelgrau), Osteosyntheseschrauben sind hier nicht abgebildet (Ansicht von dorso-lateral auf die Kiefergelenkwalze links)

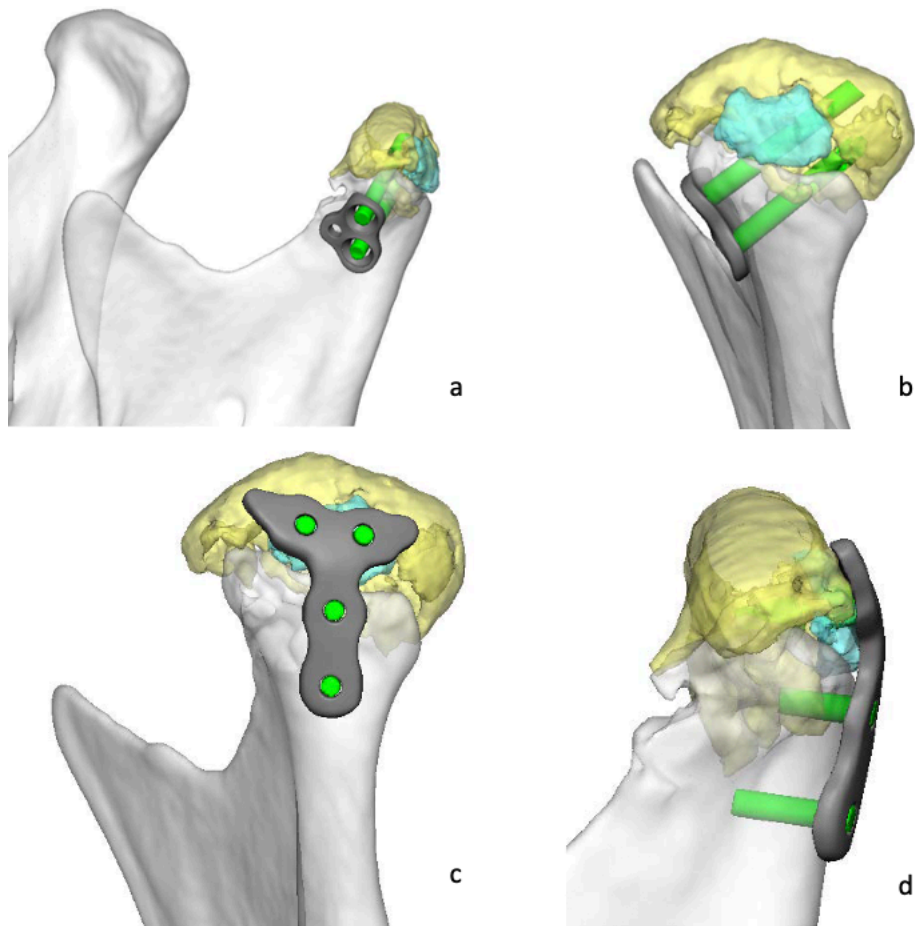


Abbildung 2.4-3 Fall 4, Virtuelle Planung patientenspezifischer Implantat Komponenten zur Versorgung der Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze AO-Typ m/p links nach virtueller Reposition, (a, b) Tandem-Platte (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“) (grau) zur Verstärkung der LSFPSO mit zwei Stellschrauben (grün, Transparenzdarstellung der intramedullären Lokalisation), (c, d) T-förmige Platte zur Refixierung des posterioren kleinen Fragments (grau)

Die Platte zur Reposition und Präfixierung des proximalen Hauptfragments reichte weit nach medial und vor allem nach kranial über das Gelenkköpfchen hinaus. Den vier nach kranial über das Caput reichenden Extensionen, deren Enden je ein Schraubenloch enthielten, war eine Art Greif- bzw. Fangarmfunktion zugeordnet. An seiner Basis wies das Repositions-PSI Schraubenlöcher zur Präfixierung im Bereich des Kollums, unterhalb der Frakturlinie auf. Schmale Verstreben der Repositionsplatte auf der Dorsalfläche der Gelenkwalze sollten eine Beurteilung der korrekten Fragmentstellung nach Reposition erlauben.

Das zur Repositionsplatte, im Bereich ihrer Kontaktzone geometrisch passgenaue Gegenstück in Form eines Tandem PSI (2-Loch Platte) enthielt zusätzlich ein Hilfsloch (plus 1) zur Vorfixierung mit einer Mikroschraube, das zwischen den zwei Plattenlöchern für die LSFPSO Schrauben lokalisiert war.

Eine über der Tandem-Platte eingebrachte Bohrhilfe war dazu vorgesehen neben der korrekten Positionierung, die Angulation der LSFPSO Schrauben anzugeben. Nach der Fixation über die LSFPSO Schrauben sollte die weit extendierte Repositions- bzw. Präfixierungsplatte entfernt werden und nur das Tandem PSI in situ verbleiben. Die T-förmige Platte zur Fixation des posterior gelegenen kleinen proximalen Fragments wies vier Schraubenlöcher zur Befestigung mit Mikroschrauben auf.



Abbildung 2.4-4 Fall 4, STL Modell der Kiefergelenkwalze links nach nach virtueller Reposition der Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze links AO-Typ m/p/Neff-Typ C und alle Set Komponenten – Bohrlehre mit und ohne Haltegriff, Tandem-Platte (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“), patientenspezifischer Repositions-/ (Prä-) Fixierungsplatte, T-förmige Platte zur Re-fixierung des kleinen posterioren Fragments (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.4-5 Fall 4, STL UK/Processus Condylaris Modell mit reponierter Kiefergelenkwalze links in Ansicht von dorso-lateral auf die Kiefergelenkwalze links, patientenspezifische Repositions-/(Prä-) Fixierungsplatte (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.4-6 Fall 4, STL UK/Processus Condylaris Modell mit reponierter Kiefergelenkwalze links in Ansicht von kranial auf die Kiefergelenkwalze links, patientenspezifische Repositions-/ (Prä-) Fixierungsplatte mit vier crestal über den Dom reichenden Extensionen (Fangarmen), drei Extensionen weisen Schraubenlöcher auf – eine Absicht zur Insertion von Schrauben bestand dort nicht) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.4-7 Fall 4, STL UK/Processus Condylaris Modell mit reponierter Kiefergelenkwalze links in Ansicht von lateral auf die Kiefergelenkwalze links mit patientenspezifischer Repositions-/(Prä-) Fixierungsplatte (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.4-8 Fall 4, STL UK/Processus Condylaris Modell mit reponierter Kiefergelenkwalze links in gleicher Ansicht wie zuvor mit geometrisch passgenauem Tandem PSI (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“) (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)



Abbildung 2.4-9 Fall 4, STL UK/Processus Condylaris Modell mit reponierter Kiefergelenkwalze links in gleicher Ansicht wie zuvor, Tandem PSI (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“) sowie T-förmige Platte zur Fixation des posterior kleinen Fragments (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)





Abbildung 2.4-10 Fall 4, STL UK/Processus Condylaris Modell mit reponierter Kiefergelenkwalze links in Ansicht von dorsal auf die Kiefergelenkwalze links, Tandem PSI (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“) und T-förmige Platte zur Fixation des posterior gelegenen kleinen proximalen Fragments mit vier Schraubenlöcher zur Befestigung mit Mikroschrauben (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

Zur temporären intraoperativen und ggf. postoperativen mandibulo-maxillären Fixation (MMF) und Applikation von Führungsgummizügen wurden im Übergang Prämolaren-/ Molarenbereich aller vier Quadranten interradiikulär, entlang der mukoginigivalen Grenze, Wave Plate-Elemente (MatrixWAVE™ MMF, DePuy Synthes) angebracht.

Der operative Situs bestätigte das Vorliegen von drei proximalen Fragmenten unterschiedlicher Größe: eines Butterfly-Fragments oberhalb des lateralen Walzenpols, eines monokortikalen posterioren Fragments in Rechteckform, das von der sagittal verlaufenden Frakturlinie bis knapp an den crestalen Bereich der Gelenkwalze reichte und eines Hauptfragments, das die übrige Walze komplett miteinbezog und sich schräg abwärts

bis in die mediale Kollumregion erstreckte. Wegen Interferenzen mit dem ausgesprengten monokortikalen Fragment konnte das Hauptfragment zunächst nicht exakt und stabil auf der distalen Frakturfläche am Ramus mandibulae positioniert werden. Daher wurde das monokortikale posteriore Fragment zusammen mit dem Butterfly Fragment entfernt. Die Repositionsplatte ließ sich dann zwar trotz seiner sperrigen Dimensionen einbringen, aber ein genaues Fassen und Adaptieren zur Befestigung des Hauptfragments scheiterte. Ursächlich dafür waren ständige Kollisionen zwischen den kranialen Greifarmen der Platte, die sich nicht über den Dom des Gelenks führen ließen und der Knochenoberfläche. Das Hauptfragment wurde infolgedessen immer wieder nach anterior disloziert.

Nach intraoperativer Einstellung eines maximalen Vielpunktkontakts und Fixierung der Okklusion über straffe Gummizüge an den Wave-Plate-Elementen, konnte das Hauptfragment durch die PSI Repositionshilfe in annehmbarer Position eingestellt werden. Zur Fixierung wurde dann eine konfektionierte 0,9 mm rechteckige Grid-Platte (vgl. auch Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel) verwendet (Abbildung 2.4-11). Der Defekt nach der Entfernung des monokortikalen posterioren Fragments wurde dabei von der Platte überbrückt.

Zur LSFPSO bzw. PSRPO wurde anschließend die 2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“ angebracht, um die Eintrittspunkte für die Schrauben festlegen zu können. Die Bohrlehre bzw. der PSI Drill Guide wurde auf der Tandem-Platte aufgesetzt und die Schraubenlöcher gesetzt. Vor Eindrehen der Schrauben wurde die – damit nunmehr nur zur Navigation verwendete – 2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“ Platte entfernt (Abbildung 2.4-11, Abbildung 2.4-12).

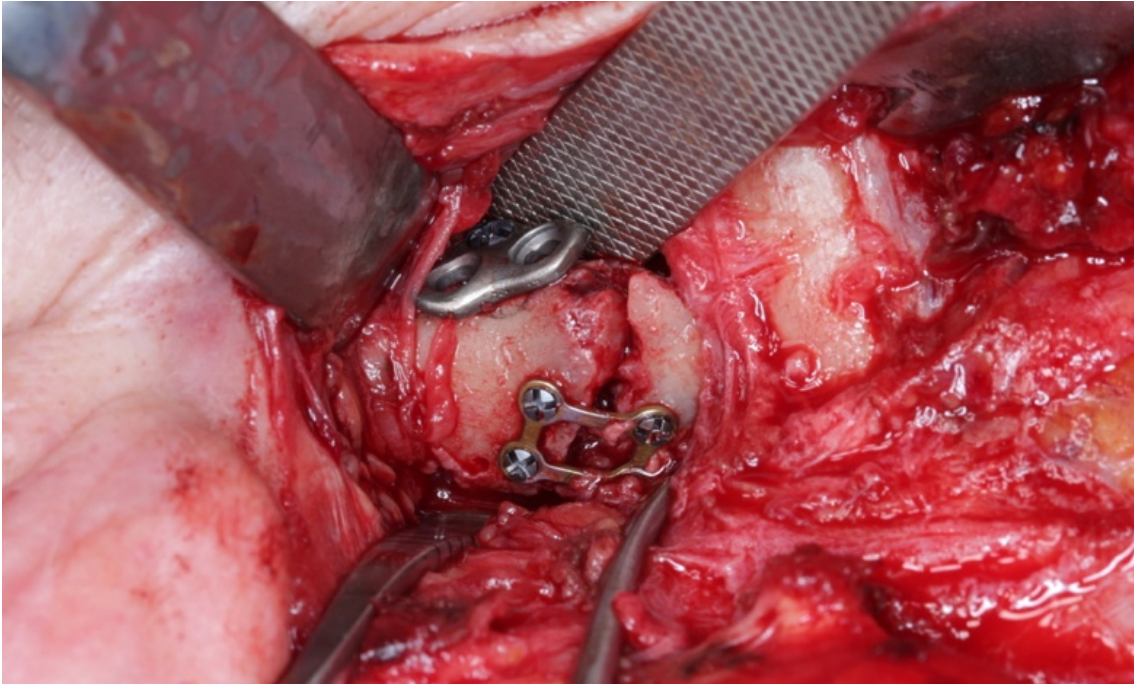


Abbildung 2.4-11 Fall 4, Anstelle der patientenspezifischen Repositionsplatte eingesetzte 1,2 mm rechteckförmige Grid-Platte und über das Zusatzloch angeschraubte Tandem-Platte (2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“), zur Festlegung/der Eintrittspunkte für die LSFPSO (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

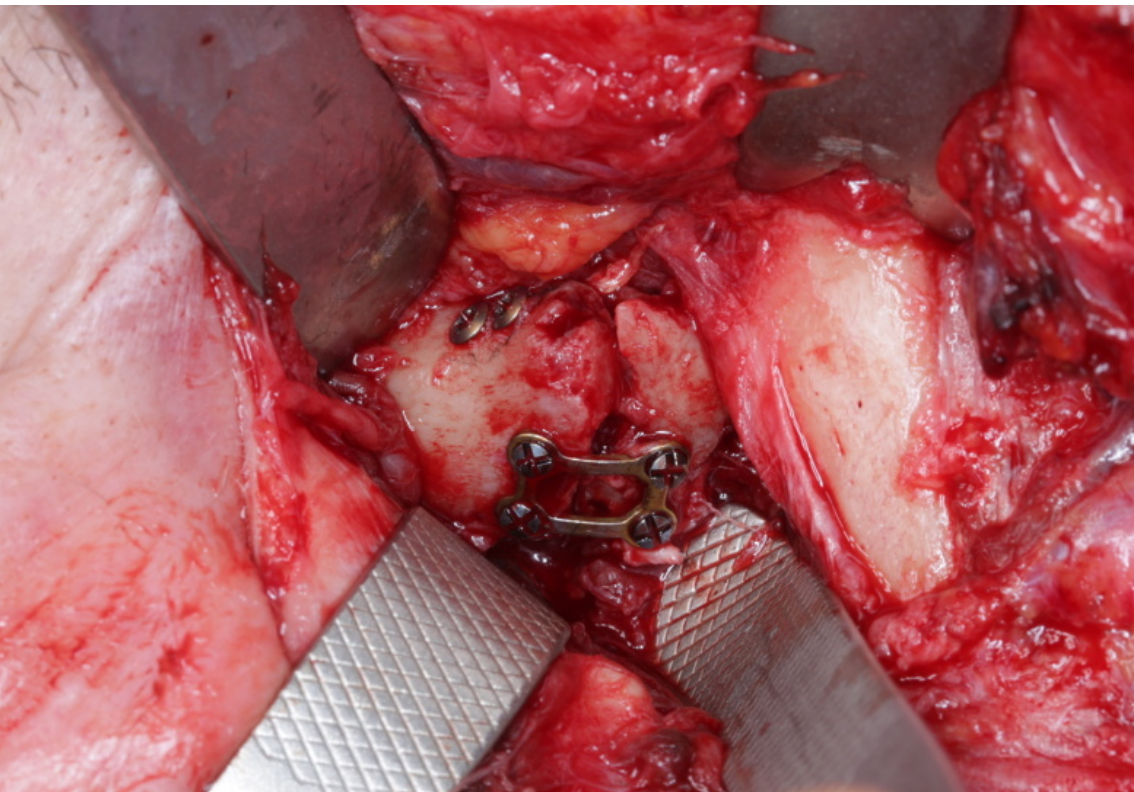


Abbildung 2.4-12 Fall 4, Eingesetzte 1,2 mm rechteckförmige Grid-Platte und Schraubenköpfe im Kollumbereich nach LSFPSO mit zwei in Parallelstellung eingebrachten Schrauben (Quelle: Foto-Sammlung Prof. Cornelius)

In der Absicht, das monokortikale posteriore Fragment zu repositionieren und mit dem T-förmigen PSI zu fixieren, wurde auch die Grid-Platte entfernt.

Das Walzenfragment war jedoch nach dorsal rotiert, wodurch der ursprüngliche Defekt geschlossen bzw. in seiner Größe reduziert war. Da die LSFPSO ausreichend stabil erschien, wurde von einer Einpassung des Fragments als auch von dessen Fixierung mit der T-Platte abgesehen.

Die eingestellten Okklusionskontakte blieben auch nach Entfernung der elastischen Gummizüge bestehen.

Die postoperative Kontrolluntersuchung (CT, OPT) ergab eine anatomisch korrekte Stellung der Fragmente, wobei die Spitzen der Stellschrauben geringfügig in den unteren Gelenkspalt eingedrungen waren (Abbildung 2.4-13, Abbildung 2.4-14). Klinisch bestand Beschwerdefreiheit bei uneingeschränkter Funktion.

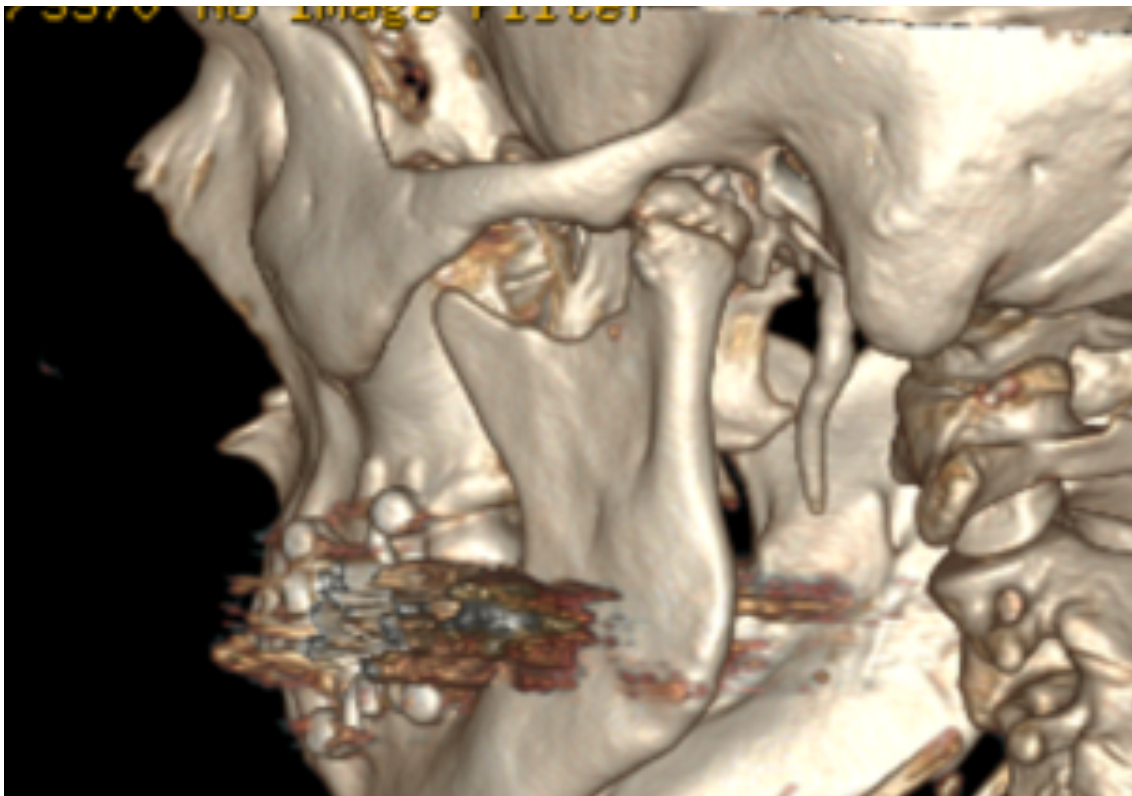


Abbildung 2.4-13 Fall 4, Postoperative dreidimensionale Computertomographie nach Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ m/p/Neff-Typ C links mit 2 Stellschrauben, Ansicht von dorso-lateral auf das Kiefergelenk links

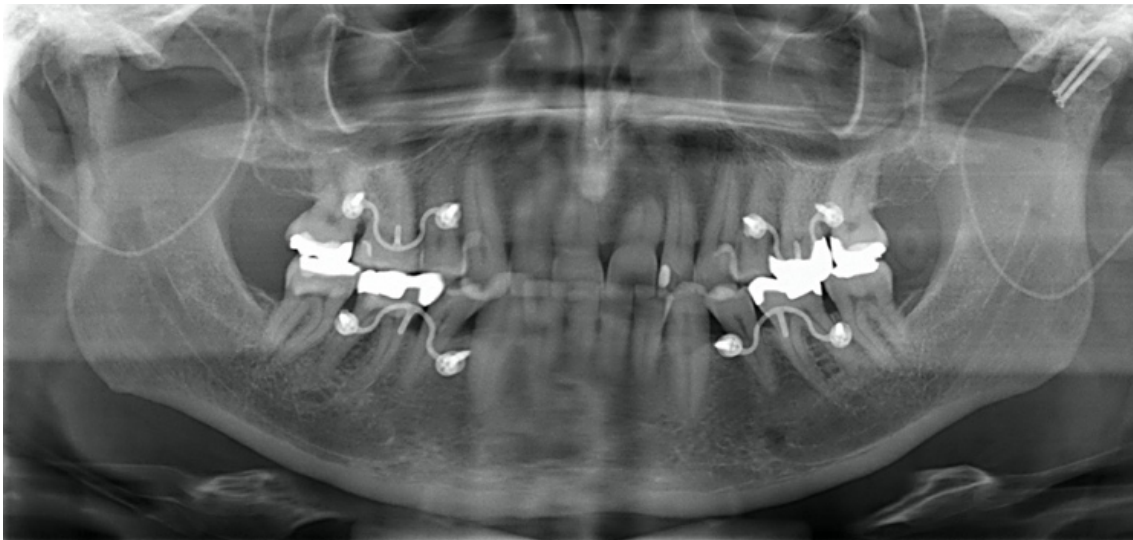


Abbildung 2.4-14 Fall 4, Postoperatives Orthopantomogramm nach erfolgter Reposition und Osteosynthese der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ m/p/Neff-Typ C links mit 2 annähernd parallelen Stellschrauben; Wave Plate-Elemente im Übergang Prämolaren-/Molarenbereich aller vier Quadranten zur temporären intraoperativen und ggf. postoperativen mandibulo-maxillären Fixation (MMF) und Applikation von Führungsgummizügen

Aufgrund der in den Gelenkspalt penetrierten Schrauben erfolgte die Entfernung des Osteosynthesematerials circa vier Monate postoperativ.

Kritische Würdigung:

Der Grundgedanke zur Verwendung von PSI ist die Versorgung komplexer Frakturen. Wie eingangs erwähnt, wurde das hier verwendete Set aus PSI mit Komponenten zur Reposition bzw. Präfixierung, Bohrhilfen zur Navigation und der lastverteilenden Unterlegplatte für die LSFPSO/PSRPO analog dem dreiteiligen PSI-Design nach Pavlychuk et al. (2019a) konzipiert.

Das für den weiteren Ablauf entscheidende Problem beim operativen Eingriff, wurde von der Repositionsplatte verursacht.

Zum einen war diese Platte grenzwertig groß dimensioniert, zum anderen wurden ihre gekrümmten kranialen Greifarme bei der Fragmentreposition zum Hindernis statt zur Hilfe. Die Greifarme ließen sich nicht über die crestale Konvexität (Dom) der Gelenkwalze in den Gelenkspalt nach vorne führen, weshalb das Fragment immer wieder disloziert wurde und nicht gefasst werden konnte. Das PSI zur Reposition und Präfixierung, von dessen exakter Adaptation und Fixation die Anwendungssequenz aller weiteren PSI-Komponenten abhängt, war damit ungeeignet.

Als Problemlösung musste zur Reposition und Präfixierung auf eine konfektionierte Grid-Platte zurückgegriffen werden.

Obwohl die Repositionsplatte als Grundlage für eine Navigations- bzw. Tandem-Unterlegplatte fehlte, ließ sich die 2-Loch plus 1-Loch Platte – „Washer“ im seitlichen

Kollumbereich passgenau adaptieren. Die Bohrungen für die LSFPSO bzw. PSRPO waren infolgedessen nach Plan durchführbar. Sowohl die Tandem-Platte als auch die Grid-Platte wurden entfernt. Ungenauigkeiten bei der Reposition mit Änderung der Defektgröße gestatteten die geplante Replantation und Fixation mit einer patientenspezifischen T-Platte des ausgesprengten posterioren monokortikalen Fragments infolgedessen nicht.

Die Grenzen für das Design von PSI-Komponenten werden sich aus zunehmenden Erfahrungswerten ergeben. Ein gewichtiger Nachteil im Konzept von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) ist, dass die Anwendungssequenz aller weiteren PSI von einer exakten Reposition und Präfixation der proximalen Fragmente abhängig ist, die – auch wenn ein gut geeignetes PSI dazu verwendet wird – nicht immer optimal umsetzbar ist. Vorläufig bleibt festzuhalten, dass nicht nur die Dimensionierung von PSI, sondern auch die 3D Gestaltung zu Schwierigkeiten führen kann.

In die virtuelle Planung sind nicht nur isoliert der Processus condylaris, sondern auch die Beziehungen des Implantats zu den knöchernen Nachbarstrukturen einzubeziehen. So zeigt ein retrospektiver Blick in die Planungsunterlagen die räumliche Enge zur Fossa articularis (Abbildung 2.4-15) bzw. innerhalb des Kiefergelenkspalts.

Dennoch ist eine virtuelle Planung für den Erfolg der Operation allein nicht ausreichend, um Schwierigkeiten zu vermeiden. Erfahrungswerte des Operateurs bezüglich der operativen Zugangsmöglichkeiten und bei Einschätzung der Weichgewebeverhältnisse sind unverzichtbar.

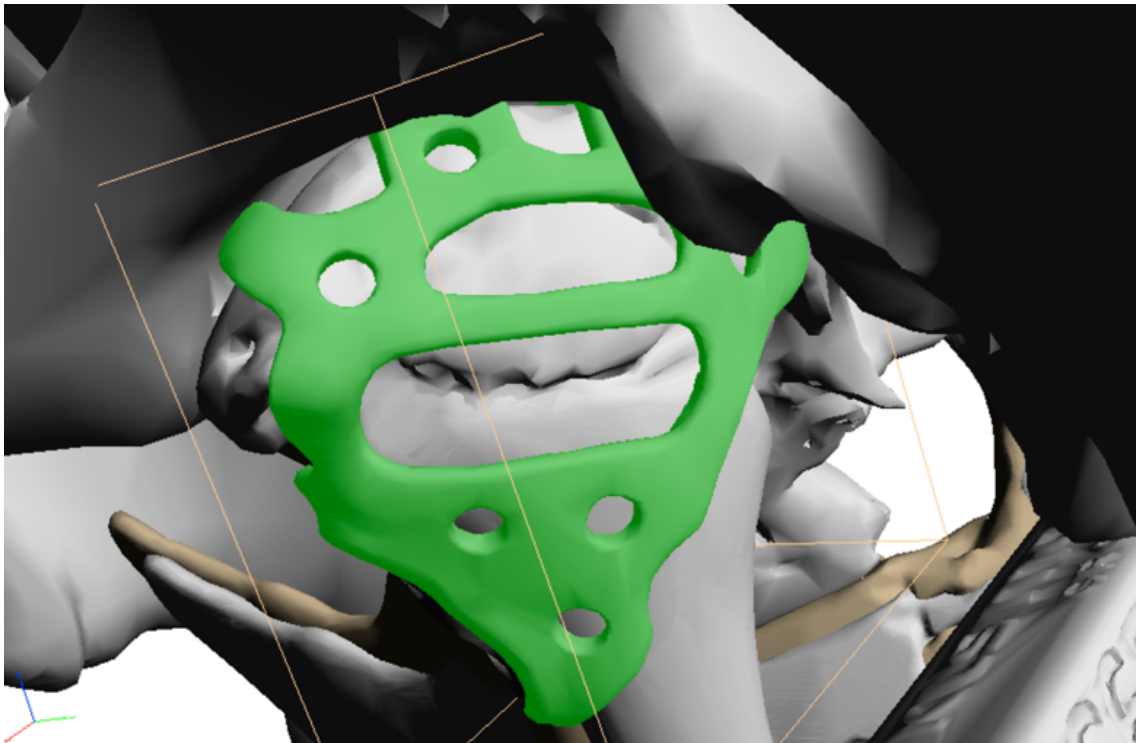


Abbildung 2.4-15 Fall 4, Auszug aus der virtuellen Planung patientenspezifischer Implantat Komponenten zur Versorgung der Mehrfachfraktur der Kiefergelenkwalze AO-Typ m/p links. Ansicht von dorsal auf die Kiefergelenkwalze links, Besonders zu beachten: Räumliche Enge der patientenspezifischen Repositions-/ (Prä-) Fixierungsplatte (grün) zur Fossa articularis

Die nach postoperativer CT Darstellung vermeintlich über das Knochenniveau in den unteren Gelenkraum penetrierte LSFPSO Schraubenspitze zeigt, dass es von Vorteil wäre, eine PSI Bohrhilfe mit einem Tiefenanschlag, ähnlich der Troikar/Bohrerführung aus dem Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System (Medartis, Basel), auszustatten oder aber die Möglichkeiten einer intraoperativen Bildkontrolle zu nutzen.

## 2.5 Fragebogenaktion und Problemstellung

Erste Erfahrungen zur Anwendbarkeit patientenspezifischer Implantate bei der operativen Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze wurden an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der LMU München bei den zuvor beschriebenen Patientenfällen gesammelt.

Im Anschluss an den 68. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie vom 06.-09. Juni 2018 in Dresden, mit dem Hauptthema 2 – Traumatologie des Kiefergelenks – entstand die Idee zu einer Fragebogenaktion zum Thema Kiefergelenkkopf bzw. -walzenfrakturen.

Darin abgeklärt werden sollte die aktuelle Versorgungslandschaft in deutschsprachigen Ländern (Österreich, Schweiz, BRD) und mögliche Vorstellungen zum Anforderungsprofil und Design von Patientenspezifischen Implantaten (PSI) bei diesem Frakturmuster.

Hintergrund war – angesichts der eigenen, teilweise noch unbefriedigenden Erfahrungen – letztendlich ein Anforderungsprofil als Grundlage einer PSI-Design Optimierung zu entwickeln sowie eine Definition allgemeingültiger Grundelemente im Sinne von Prototypen oder Archetypen zur Design Optimierung der PSI für die operative Versorgung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B sowie Neff-Typ C zu schaffen.



### 3 Umfrageaktion – Material und Methoden

#### 3.1 Konzeption des Fragebogens/Katalogs „Kiefergelenkwalzenfrakturen – Behandlungsverfahren und Perspektiven“

Das AO CMF Klassifikationsschema zur Einteilung von Frakturen des Kiefergelenkfortsatzes ermöglicht eine präzise Beschreibung der Fraktur Lokalisation und Morphologie. Sie wurde mit Bestimmtheit an den Anfang des Fragebogens gestellt, um die Teilnehmer bei ihren Antworten verbindlich auf dieses System festzulegen.

Unterschiedliche Therapieansätze und deren Ergebnisse werden bekanntlich erst auf der Grundlage einer einheitlichen Frakturklassifikation verlässlich vergleichbar (Audigé et al 2004, 2005, 2014).

Der Fragenkatalog umfasste insgesamt 71 Punkte (siehe Anhang S. 354). Die einzelnen Fragestellungen beinhalteten Aspekte zur Bildgebung, Einteilung und Klassifikation von Frakturen im Bereich der Kiefergelenkwalze, des weiteren Angaben zu verschiedenen Behandlungsalternativen, operativen Zugangswegen, Repositions- und Osteosyntheseverfahren inklusive Begleitmaßnahmen zur Wiederherstellung der disko-ligamentären Integrität bis hin zur Nachbetreuung und Metallentfernung postoperativ.

Der Fragenkatalog gliederte sich dabei in zwei Teile.

Teil I diente einer Datenerfassung, der an deutschsprachigen MKG-Kliniken/Abteilungen derzeit etablierten Vorgehensweisen in der Diagnostik, Klassifikation und Therapie von Kiefergelenkfortsatzfrakturen, insbesondere Kopf- bzw. Walzenfrakturen.

Teil II bezog sich speziell auf die Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen sowie auf die Design Merkmale/Features von PSI zur Reposition, Präfixierung und/oder Fixation bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen.

In einer Präambel wurde aus den obengenannten Gründen die AO CMF Klassifikation für Kiefergelenkfortsatzfrakturen beziehungsweise die Einteilung nach Neff/Rasse (Loukota et al. 2010, Neff et al. 2014b, Neff et al. 2017) beschrieben und Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und des AO-Typ p/Neff-Typ C differenziert, weil die anschließenden Fragen auf dieser Einteilung basierten.

Außerdem enthielt der Fragebogen je eine Fotoserie eines Kunststoffmodells, auf dem die repräsentative Verlaufslinie einer Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. AO-Typ p/Neff-Typ C markiert war, zur Skizzierung eigener Vorstellungen und Ideen zum Design patientenspezifischer Tools und Implantate wie Repositionshilfen, Osteosyntheseplatten und/oder Bohrerführungen, sogenannter Drill Guides. Das Modell dieser Bilderserie war aus einer Perspektive von kaudal fotografiert worden. Die Abfolge der acht Einzelbilder entsprach dabei sukzessiven Rotationsstellungen von dorsal nach

lateral. Aus der Bilderserie sollten die bestgeeigneten Ansichten zur Skizzierung ausgewählt werden (Abbildung 3.1-1, Abbildung 3.1-2).

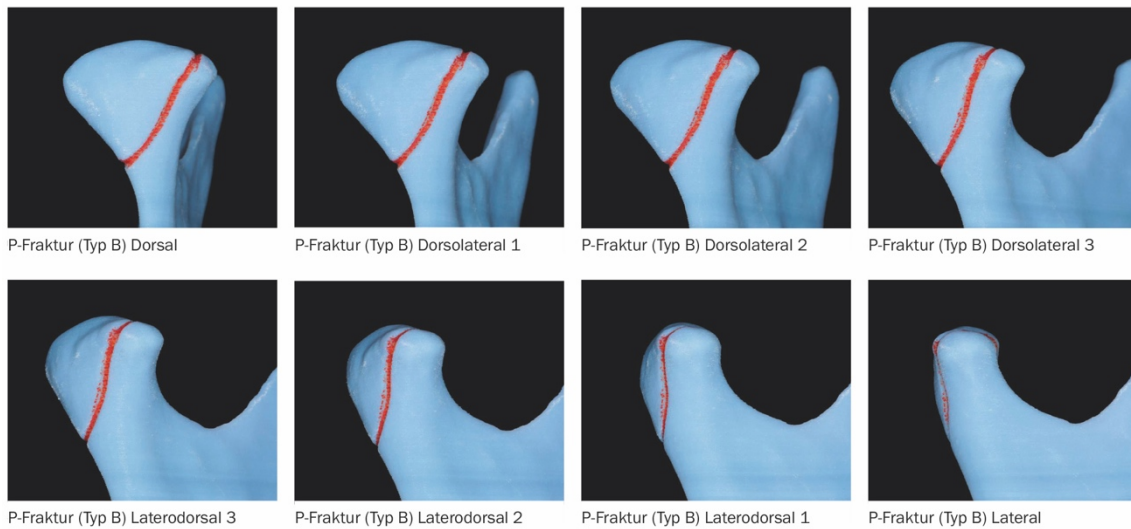


Abbildung 3.1-1 Abbildungsserie der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B, Rotation von dorsal nach lateral um die Längsachse der Kiefergelenkwalze zur Skizzierung eines PSI Prototypen

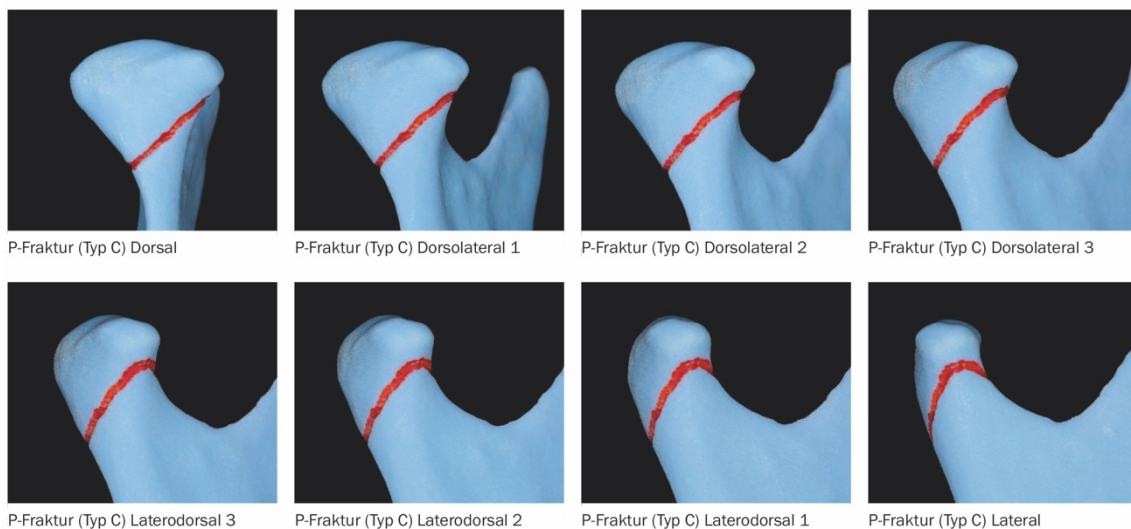


Abbildung 3.1-2 Abbildungsserie der Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C, Rotation von dorsal nach lateral um die Längsachse der Kiefergelenkwalze zur Skizzierung eines PSI Prototypen

Im Teil II des Fragebogens wurden die Fragen separat für die beiden Frakturtypen vorgegeben.

Frakturen des AO-Typ m/Neff-Typ A wurden nicht mit Fragen berücksichtigt, da sie nur ausnahmsweise eine Indikation zur operativen Versorgung darstellen (Neff et al. 2017).

### 3.2 Befragungsmodus

Der Fragenkatalog wurde an alle Lehrstuhlinhaber und leitenden OÄ der Universitätskliniken und an die Fachabteilungen der nicht-universitären Krankenhäuser, die durch die deutsche Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie e.V. vertreten werden, per E-Mail adressiert. Zusätzlich erhielten MKG-Kliniken in Österreich und der deutschsprachigen Schweiz den Fragenkatalog.

Insgesamt wurde der Fragenkatalog an 92 MKG-Kliniken versandt.

Eine Versendung per E-Mail mit Bitte um Beantwortung erfolgte erstmals im November 2018. Das Zeitfenster zur Bearbeitung und Rücksendung sollte einen Monat betragen. Aufgrund einer nur sehr geringen Rücklaufquote wurden die Kliniken im März 2019 erneut angeschrieben und teilweise telefonisch oder über zusätzliche E-Mails kontaktiert.

Persönliche Angaben zu Alter, Geschlecht, Berufserfahrung sowie die Nennung der eigenen Klinik waren optional. Die Rücksender wurden innerhalb der Auswertung in jedem Fall anonymisiert.

### 3.3 Statistische Auswertung/Umfrage-Analyse

Der Fragebogen beinhaltete 11 offene Fragen, 18 Entscheidungsfragen, 30 Einfachwahlfragen mit Einfachauswahlmöglichkeit, 9 Multiple-Choice- bzw. Mehrfachauswahlfragen sowie 3 Rating-Skalen, die eine subjektive Gewichtung eines Sachverhalts erkennen ließen. Zur Auswertung der Häufigkeitsverteilung wurde eine deskriptive Statistik erstellt. Die Auswertung erfolgte mit „Microsoft-Excel 2020“ (Microsoft Corporation). Zur Visualisierung der Ergebnisse aus den Einfach- und Mehrfachauswahlfragen wurden Balkendiagramme verwendet. Die absoluten Zahlen geben an, wie oft eine Antwort ausgewählt wurde. Die Prozentwerte und die Summe daraus beziehen sich auf die Zahl der tatsächlich Antwortenden (= Responder) auf die jeweilige Fragestellung und nicht auf die Gesamtzahl der Teilnehmer des Rücksenderkollektivs. Nach Mehrfachantworten kann die Summe der Prozentangaben also mehr als 100 % ergeben. Bei Einfachwahlfragen ergibt die Summe der Prozentangaben idealerweise 100 %. Sofern bei Einfachwahlfragen mehrere Antwortoptionen ausgewählt wurden, kann auch bei diesem Frage Typ die Summe der Prozentwerte 100 % überschreiten.

Die in den Legenden verwendete Nomenklatur ist wie folgt definiert:

- Rücksenderkollektiv: Grundgesamtheit der Fragebogenrücksender  
( $n = 29$  für Teil I,  $n = 26$  für Teil II)
- Responder(-kollektiv): Gesamtheit der tatsächlich Antwortenden bei einer Fragestellung (= Teilnehmerkollektiv,  $n = x/29$  bzw.  $n = x/26$ )
- Antwortzahl: Anzahl der abgegebenen Antworten  $z$  (bei Mehrfachantworten  $\Sigma > 29$  bzw.  $\Sigma > 26$  möglich, bei Einfachantworten entspricht die Antwortzahl der Zahl der Responder ( $z = n$ ))
- Anzahl der abgegebenen Mehrfachantworten  $a$

Metrische Angaben aus Fragen mit Einfachauswahlmöglichkeit sowie Angaben aus Entscheidungsfragen wurden, unter Angabe des prozentualen Anteils der Responder, tabellarisch wiedergegeben.

Die Verteilung der Angaben aus visuellen Analogskalen wurden grafisch in *Python 3.8.0* unter Verwendung der Packages *pandas* und *seaborn* dargestellt (Van Rossum und Drake 2019).

## 4 Umfrage-Ergebnisse

Insgesamt beteiligten sich 29 Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgen aus den Universitätskliniken und nicht universitären Krankenhausabteilungen der BRD sowie aus weiteren MKG-Institutionen in Österreich und der Schweiz an der Umfrageaktion mit dem Thema „Kiefergelenkwalzenfrakturen – Behandlungsverfahren und Perspektiven“.

Die 29 Rücksender stammten aus 26 der insgesamt 92 kontaktierten Institutionen. Von der Option, zusätzlich einen zeichnerischen Entwurf zum PSI-Design anzufertigen, machten insgesamt 14 Responder Gebrauch. Diese Skizzen stammten sowohl von Respondern, die zuvor einen Nutzen von PSI angegeben hatten (n = 2), als auch von Respondern, die ein PSI nicht oder nur bedingt (n = 12) in Erwägung zogen. Diese Skizzen werden später ausführlich erläutert (vgl. 4.2.1.1, 4.2.2.1).

Von 3 deutschen Klinikdirektoren wurde eine Teilnahme an der Befragung *expressis verbis* abgelehnt. Als Grund hierfür wurde die Wahrung intellektuellen Eigentums und eigene Projekte zur Thematik genannt.

Wenn man davon ausgeht, dass aus jeder Klinik ein leitender Arzt/Oberarzt stellvertretend für seine Klinikeinrichtung geantwortet hat, entspricht dies einer geringen Rücklaufquote von etwa 28 % der angeschriebenen MKG-Kliniken. Bezogen auf circa 2000 in der DGMKG registrierte Fachärzte für MKG – die *de facto* jedoch nicht adressiert wurden – läge die Rücklaufquote mit 1,5 % deutlich niedriger. Die Personengruppe, die den Fragenkatalog zurückgesandt und – mehr oder weniger vollständig – bearbeitet hat, wird im Folgenden als Rücksenderkollektiv (siehe oben) bezeichnet. Die Anzahl der tatsächlich Antwortenden (Responder) variierte je nach Frage. Im Fragebogen Teil I wurden nur 3 der insgesamt 20 Fragen (15 %) von allen Rücksendern dieses Fragebogens beantwortet (n = 29). Im Fragebogen Teil II wurden nur 8 der insgesamt 51 Fragen (16 %) von allen Rücksendern des Fragebogens Teil II (n = 26) beantwortet.

Zur Versorgung des Frakturtyps AO-Typ p/Neff-Typ B wurden 13, zur Versorgung des Frakturtyps AO-Typ p/Neff-Typ C 10 verwertbare Skizzen angefertigt (Tabelle 4.2-1, Tabelle 4.2-1.1, Tabelle 4.2-3, Tabelle 4.2-3.1).

Persönliche Angaben zu Alter, Geschlecht, Berufserfahrung sowie die Nennung der eigenen Klinik waren optional anzugeben und wurden grundsätzlich anonymisiert. Entsprechende Angaben machten insgesamt 21 aller Fragebogenrücksender\*innen. Der Geschlechter-Aspekt wird im Sprachgebrauch dieser Arbeit nicht in Form von Beidnennungen berücksichtigt. Die Verwendung männlicher Personenbezeichnungen ist geschlechtsneutral zu verstehen (z.B. Responder, MKG-Chirurgen).

## 4.1 Zur allgemeinen Versorgungssituation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen und Kiefergelenkwalzenfrakturen

### 4.1.1 Klassifikation des Frakturtyps und Bildgebungsdiagnostik

83 % der Responder (n = 24) gaben an, in ihrer Institution ein System zur Klassifikation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen verbindlich zu verwenden, während 17 % der Responder (n = 5) dies verneinten.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 29/29 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil I, 1.1)]

Auf die Frage, welches der gängigen Klassifikationssysteme für Kiefergelenkfortsatzfrakturen in ihren Institutionen/Klinikeinrichtungen verwendet wird, gaben jeweils 50 % der Responder das Klassifikationssystem der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO CMF) oder/und die Einteilung nach Spiessl & Schroll an. Die Klassifikation nach der Loukota/Strasbourg Osteosynthesis Research Group (SORG) wurde von 21 % der Responder genannt. Die Einteilungen nach Lindahl beziehungsweise nach Rowe & Killey wurden nicht verwendet (Abbildung 4.1-1). Obwohl die Frage zur Einfachauswahl konzipiert war, wurden von einigen Respondern (n = 7) mehrere Klassifikationssysteme ausgewählt. Das lässt darauf schließen, dass der Gebrauch verschiedener Klassifikationssysteme nicht nur allgemein, sondern sogar in einigen Kliniken nebeneinander herläuft und doch nicht verbindlich geregelt zu sein scheint.

Fragebogen Teil I, 1.2  
**System zur Klassifikation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen**

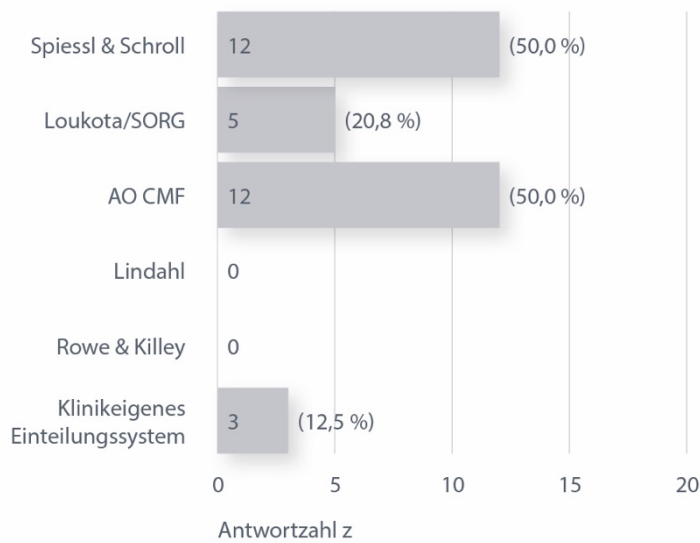


Abbildung 4.1-1 Antworten zu Fragebogen Teil I, 1.2 „Welches System zur Klassifikation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen findet in Ihrer Institution/Klinik/Abteilung Anwendung?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 24/29, Anzahl der Antworten z = 32, Einfachauswahl, dessen ungeachtet a = 7 Mehrfachantworten (6 Responder haben zwei, 1 Responder hat 3 Antworten abgegeben) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 133,3 %) bezogen auf n = 24 Responder

59 % der Responder (n = 17) gaben eine feste Einteilung für Kiefergelenkwalzenfrakturen in ihren Abteilungen an, während das von 41 % der Responder (n = 12) bzw. ein Klassifikationssystem verneint wurde.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 29/29 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil I, 1.3)]

Die Frage welches Klassifikationssystem speziell für Kiefergelenkwalzenfrakturen in ihren Einrichtungen Anwendung findet, wurde von deutlich weniger Respondern (n = 17) beantwortet. An erster Stelle dabei standen die originäre Einteilung nach Neff (71 %) gefolgt von der AO CMF Klassifikation (35 %) und mit sinkenden Häufigkeiten die Einteilungen nach Spiessl & Schroll (18 %) sowie nach Rasse (12 %) (Abbildung 4.1-2). Auch hier wählten wieder ungeachtet der Vorgabe einer Einfachauswahl – einige Responder (n = 5) spontan mehrere Antworten.

Fragebogen Teil I, 1.4  
System zur Klassifikation von Kiefergelenkwalzenfrakturen

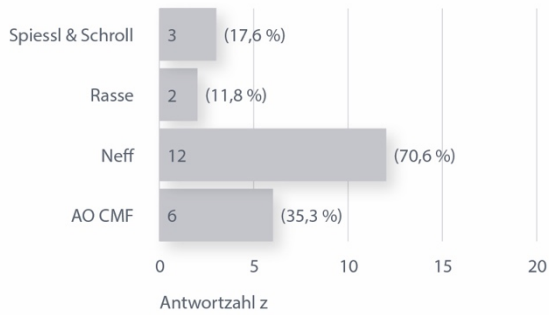


Abbildung 4.1-2 Antworten zu Fragebogen Teil I, 1.4 „Welches System zur Klassifikation von Kiefergelenkwalzenfrakturen findet in Ihrer Institution/Klinik/Abteilung Anwendung?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 17/29$ , Anzahl der Antworten  $z = 23$ , Einfachauswahl, dessen ungeachtet insgesamt  $a = 5$  Mehrfachantworten (4 Responder haben zwei, 1 Responder hat 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. =  $135,3\%$ ) bezogen auf  $n = 17$  Responder

Zur präoperativen Bildgebungsdiagnostik nannten die Responder meistens die Computertomographie (93 %) und/oder digitale Volumentomographie (93 %). Die Verwendung eines Orthopantomogramms wurde deutlich seltener (69 %) angegeben. Das konventionelle Schädel-Röntgen kam nur noch vergleichsweise wenig (17 %) zur Anwendung (Abbildung 4.1-3).

Fragebogen Teil I, 2.1  
Bildgebung zur präoperativen Diagnostik von Kiefergelenkfortsatzfrakturen

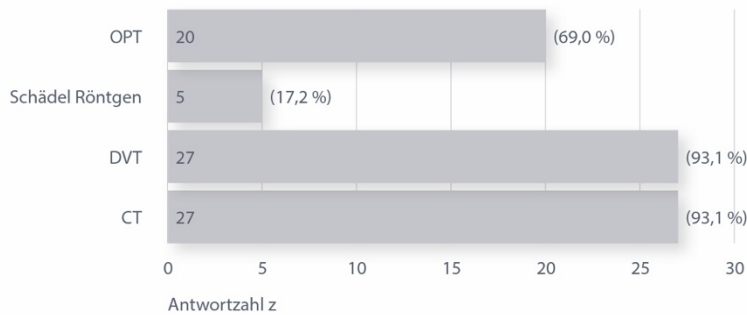


Abbildung 4.1-3 Antworten zu Fragebogen Teil I, 2.1 „Welche Bildgebungsverfahren benutzen Sie in der präoperativen Diagnostik von Kiefergelenkfortsatzfrakturen?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 29/29$ , Anzahl der Antworten  $z = 79$ , Mehrfachauswahlfrage mit  $a = 28$  Mehrfachantworten (11 Responder haben zwei, 12 Responder haben 3, 5 Responder haben 4 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. =  $272,4\%$ ) bezogen auf  $n = 29$  Responder



#### 4.1.2 Indikationsstellung und Häufigkeit konservativer oder operativer Behandlungsverfahren

Kiefergelenkfortsatzfrakturen wurden von den Respondern im Durchschnitt deutlich häufiger operativ ( $69,5 \pm 21,2$  %) als konservativ ( $30,5 \pm 21,2$  %) behandelt (Abbildung 4.1-4).

Fragebogen Teil I 3.1  
Prozentsatz nicht operativ/konservativ versus operativ versorgter Kiefergelenkfortsatzfrakturen

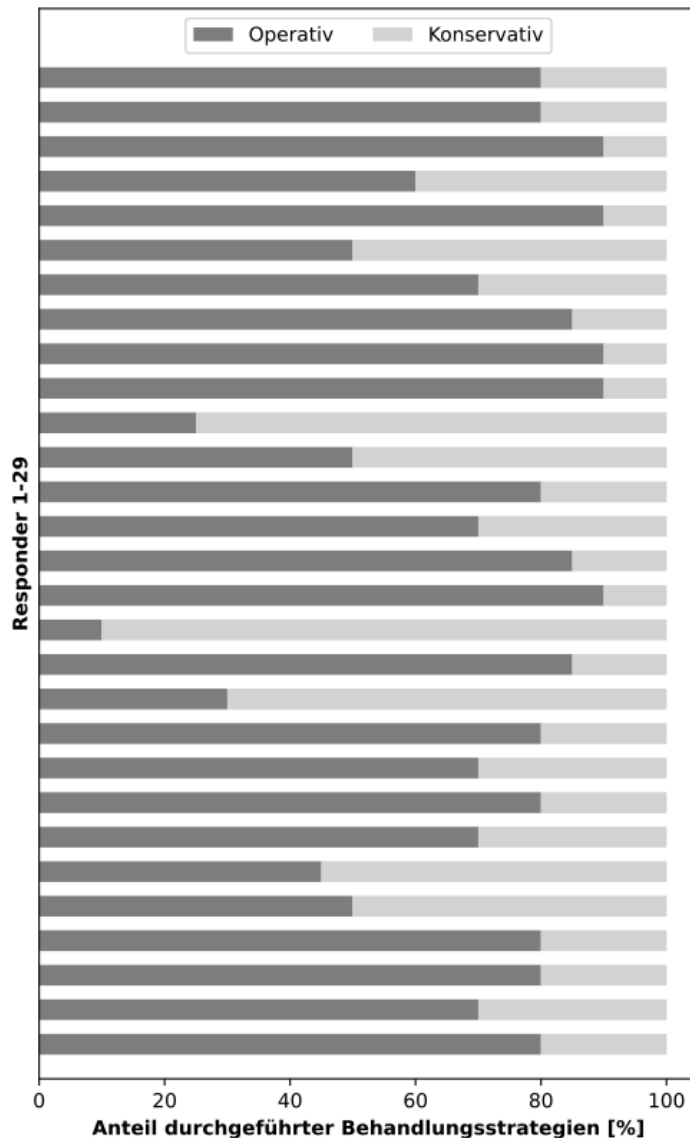


Abbildung 4.1-4 Angaben im Responderkollektiv (n = 29/29): Fragebogen Teil I, 3.1 „Wie verhält sich der Prozentsatz nicht-operativ/konservativ therapierter (z.B. geschlossene Behandlung, Physiotherapie, Schienung, mandibulo-maxilläre Fixation (MMF)) versus operativ (offene Reduktion/ Fixierung) versorgter Kiefergelenkfortsatzfrakturen bei Ihnen?“ Balkendiagramme der korrespondierenden Werte für die anteilmäßig durchgeführten Behandlungsstrategien (operative/konservative Therapie) für jeden einzelnen Responder (Darstellung der Balkenlänge in Prozent)

#### 4.1.3 Erfolgsaussichten konservativer oder operativer Behandlungsverfahren – Prognose

Die Erfolgswahrscheinlichkeit beider Therapieoptionen bei Kiefergelenkwalzenfrakturen – konservative versus operative Therapie – wurde als vergleichbar erfolgsversprechend eingestuft. Die Mittelwerte lagen bei  $64,0 \pm 21,5$  % für ein konservatives Vorgehen, mit  $70,0 \pm 21,5$  % leicht darüber für ein operatives Prozedere (Abbildung 4.1-5).

Fragebogen Teil I, 4.1/4.2  
Erfolgswahrscheinlichkeit nach nicht-operativ/konservativer und nach operativer Versorgung von Walzenfrakturen

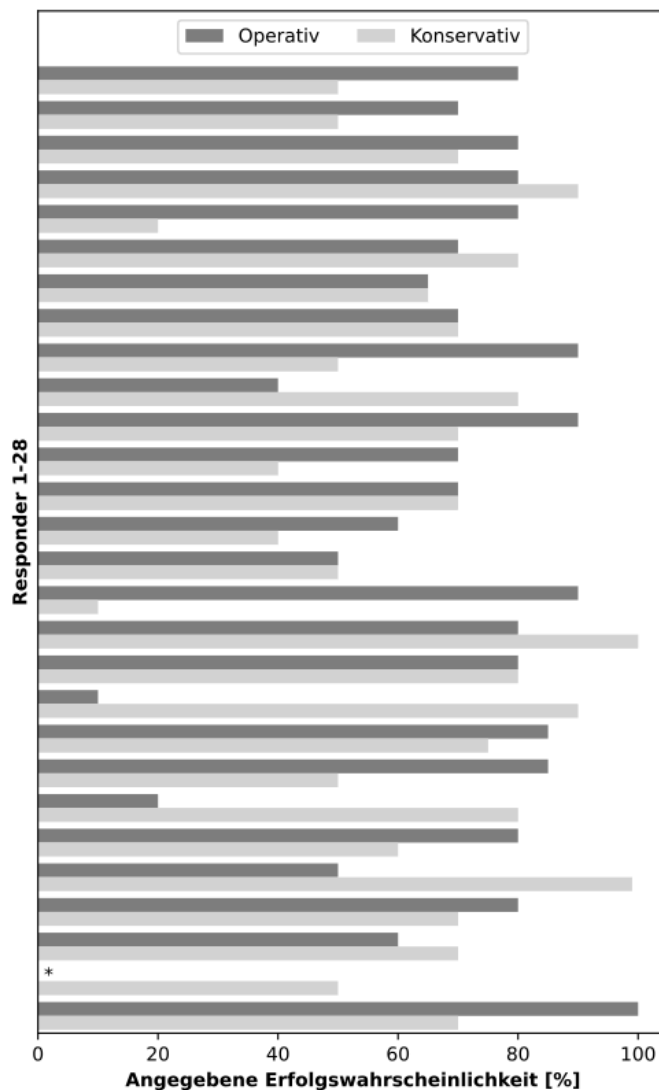


Abbildung 4.1-5 Angaben der Responder (n = 28/29) zum Fragebogen Teil I, 4.1/4.2 „Wie beurteilen Sie grundsätzlich die Erfolgswahrscheinlichkeit nach nicht-operativ/konservativer sowie nach operativer Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen?“ (Angabe in Prozent), Balkendiagramme der angenommenen Erfolgswahrscheinlichkeit bei konservativer und operativer Therapie für jeden einzelnen Responder, (\*) ein Responder nahm nur zur Erfolgswahrscheinlichkeit nach operativer Therapie Stellung

#### 4.1.4 Eigene Vorgehensweise bei Kiefergelenkwalzenfrakturen

Von den 29 MKG-Chirurgen des Rücksenderkollektivs gaben 22 an, Kiefergelenkwalzenfrakturen gegenwärtig operativ zu versorgen (Tabelle 4.1-1).

Ihren Angaben zufolge wurden von diesen 22 MKG-Chirurgen pro Jahr im Durchschnitt 12,5 Walzenfrakturen, seit einem Zeitraum von 10 Jahren, operativ versorgt. In der Hochrechnung lassen sich diese Angaben ( $22 \times 10 \times 12,5$ ) auf 2750 Fälle extrapolieren, sodass ein entsprechend hoher Erfahrungshorizont im Rücksenderkollektiv anzunehmen ist.

Fragebogen Teil I, 5.1

##### Operative Versorgung von Walzenfrakturen

	Zahl der Responder	Prozent
Ja	22	78,6
Nein	6	21,4
<b>Gesamt</b>	<b>28</b>	<b>100,0</b>

Tabelle 4.1-1 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.1 „Werden Walzenfrakturen gegenwärtig von Ihnen operativ versorgt?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 28/29

Die Einschätzung der eigenen, individuellen Erfahrung im Rahmen der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde in Form einer Ordinalskala, von „1“ (sehr gut) bis „4“ (gering) abgefragt. 62,5 % der Responder (n = 15) bewerteten ihre Erfahrung als „sehr gut“ oder „gut“, während 37,5 % der Responder (n = 9) ihre Erfahrung als nur „ausreichend“ oder „gering“ einstufen (Tabelle 4.1-2). n = 5 Personen aus dem Rücksenderkollektivs (17 %) machten keine Angaben.

Fragebogen Teil I, 5.4

##### Selbsteinschätzung der eigenen Erfahrung bei operativer Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen

	Zahl der Responder	Prozent
Bewertung/Note 1	6	25,0
Bewertung/Note 2	9	37,5
Bewertung/Note 3	4	16,7
Bewertung/Note 4	5	20,8
<b>Gesamt</b>	<b>24</b>	<b>100,0</b>

Tabelle 4.1-2 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.4 „Wie beurteilen Sie Ihre eigene Erfahrung beziehungsweise Routine bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 24/29

#### 4.1.5 Patientenspezifische Implantate (PSI) in der operativen Behandlungsstrategie – Ja? oder Nein? – Alternative Behandlungsverfahren

3 Responder (10 %) zogen die Verwendung von PSI vorbehaltlos mit ja in Erwägung, während die Mehrheit von 17 Respondern (59 %) das verneinte oder sich nur bedingt (31 %) vorstellen konnte (Tabelle 4.1-3).

Fragebogen Teil I, 5.5

##### Vorraussichtlicher Nutzen von PSIs bei der operativen Versorgung von Walzenfrakturen

	Zahl der Responder	Prozent
Bedingt	9	31,0
Ja	3	10,3
Nein	17	58,6
<b>Gesamt</b>	<b>29</b>	<b>100,0</b>

Tabelle 4.1-3 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.5 „Ziehen Sie die operative Versorgung von Walzenfrakturen unter Zuhilfenahme eines patientenspezifischen Implantates generell in Erwägung?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 29/29

Drei der Responder, die eine PSI Verwendung im Rahmen der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen verneinten, beteiligten sich nicht an der Beantwortung von Teil II des Fragebogens. Die Grundgesamtheit des Rücksenderkollektivs für den Teil II sinkt demnach auf n = 26 im Gegensatz zu Teil I mit n = 29.

Die folgende Frage zu alternativen ORIF Vorgehensweisen ohne den Einsatz von PSI (Teil I, Frage 5.6) sollte nur beantwortet werden, wenn PSI zuvor nicht als nützlich in Erwägung gezogen worden waren. Dementsprechend wurden ausschließlich die Antworten derjenigen 17 Responder berücksichtigt, die eine PSI Verwendung im Voraus verneint hatten.

Anstelle einer PSI Anwendung fiel die Wahl auf eine Stabilisierung der Fragmentenden nach manueller Reposition durch eine Verschraubung von lateral (LSFSO)<sup>3</sup> von 53 % der Responder (n = 9). Vorrangige Häufigkeit hatte die Präfixierung (59 %) mit einer auf der dorso-lateralen Fläche der Walze angebrachten Mikro/Miniplatte im Voraus zur LSFSO. Die Reposition und Präfixierung mittels Kirschner Draht oder resorbierbaren

---

<sup>3</sup> Nochmaliger Hinweis: Im gesamten Manuskript wird, überall dort, wo die Verwendung der Schrauben als Positionierungs- oder Stellschrauben nicht klar zu ersehen ist, P/L im Akronym LSF(P/L)SO in Klammern gesetzt. Alternativ wird zur Kennzeichnung dieser Situation auch das Akronym LSFSO verwendet (vgl. Abkürzungsverzeichnis)

Pins und anschließender Verschraubung von lateral fand jeweils nur einmal Berücksichtigung. Die Stabilisierung im Anschluss an die Vorfixierung mit Kirschner Draht oder Pins mit einer konfektionierten Osteosyntheseplatte fand keinen Zuspruch.

Für eine manuelle Reposition und Stabilisierung mit einer konfektionierten Osteosyntheseplatte stimmten 24 % der Responder.

Sehr häufig wurde die nicht-operative/konservative Behandlung in Betracht gezogen – 41 % bzw. n = 7 Responder (Abbildung 4.1-6).

Fragebogen Teil I, 5.6

Alternative Vorgehensweise anstelle eines PSI

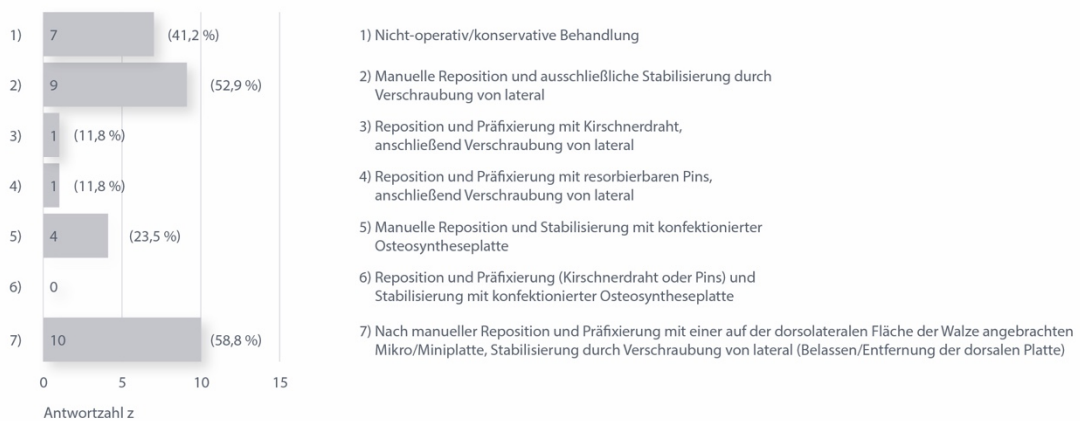


Abbildung 4.1-6 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.6 „Welche alternative Vorgehensweise(n) zur Versorgung von Walzenfrakturen unter Zuhilfenahme eines patientenspezifischen Implantates würden Sie bevorzugen?“, Anzahl der Antworten z = 32 von den Respondern aus dem Subkollektiv (n = 17/17), Mehrfachauswahlfrage mit a = 10 Mehrfachantworten (5 Responder haben zwei, 5 Responder haben 3 Antworten abgegeben) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % ( i.e. = 200 %) bezogen auf n = 17 Responder

Da die LSFSo in 4 der 6 alternativen ORIF Varianten vertreten war und höchste Präferenzen erhielt, werden die Ergebnisse für das zugehörige Schraubendesign bzw. die (Applikations-) Funktionsweise als Stellschrauben (P = Positional Screws) oder Zugschrauben (L = Lag Screw) und die Schraubendurchmesser – abweichend von der Nummerierungsreihenfolge im Fragebogen – schon hier folgend besprochen.

#### 4.1.5.1 Schraubendurchmesser bei LSF(SO)

Die Antworten in der Mehrfachauswahlfrage zu geeigneten Schraubendurchmessern bei der LSF(P/L)SO der Kiefergelenkwalzenfrakturen von 27 Respondern verteilten sich wie folgt: 21 Antworten (78 %) entfielen auf einen Schraubendurchmesser von 1,5 mm, 13 Antworten (48 %) richteten sich auf 1,8 mm, 7 Antworten (26 %) auf den größten Durchmesser von 2 mm ganz unten in der Liste und nur 5 Antworten (19 %) auf den kleinsten Durchmesser von 1,3 mm (Abbildung 4.1-7).

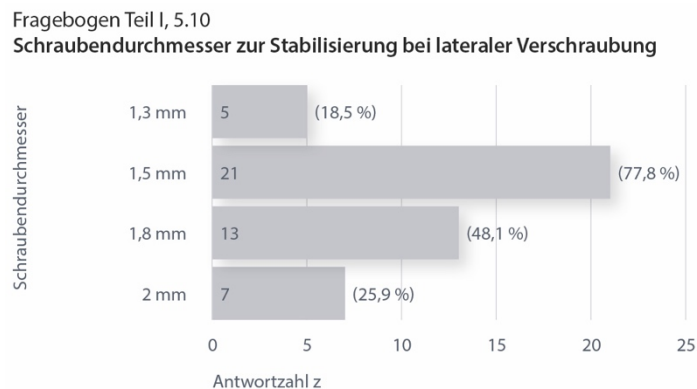


Abbildung 4.1-7 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.10 „Welcher Schraubendurchmesser eignet sich zur Stabilisierung durch eine laterale Verschraubung?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 27/29$ , Anzahl der Antworten  $z = 46$ , Mehrfachauswahlfrage mit  $a = 16$  Mehrfachantworten (13 Responder haben zwei, 3 Responder haben 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 170,3 %) bezogen auf  $n = 27$  Responder

#### 4.1.5.2 Schraubendesign und (Applikations-) Funktionsweise (P versus L) bei LSF(SO)

Bei der Frage nach dem geeigneten Design bzw. der Funktionalität der bei der lateralen Fixation (LSF(P/L)SO) von Kiefergelenkwalzenfrakturen verwendeten Schrauben entschieden sich 6 der 27 Responder trotz Einfachauswahl für mehrere Antworten. Von den insgesamt 45 Antworten waren 52 % der Anwendung konventioneller Schrauben als Zugschrauben zugeordnet. 44 % der Responder entschieden sich für konventionelle Schrauben in der Funktionalität von Stellschrauben. Mit 8 Antworten (30 %) wurden Stellschrauben mit Selbstschneide-Eigenschaft gewählt. Auf spezielle Zugschrauben („Herbert“ Schraube bzw. „headless bone screw“) entfielen 9 Antworten (33 %). Nur 2 Stimmabgaben votierten für selbstbohrende Stellschrauben (Abbildung 4.1-8).

Fragebogen Teil I, 5.11

Schraubenfunktion bei lateraler Schraubenbefestigung

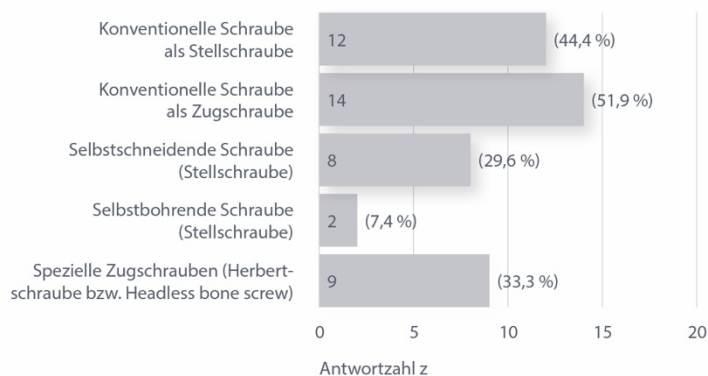


Abbildung 4.1-8 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.11 „Welche(s) Design/Funktion eignet sich für die laterale Schraubenfixierung?“, Zahl der Responder n = 27/29, Anzahl der Antworten z = 45, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 12 Mehrfachantworten (6 Responder haben zwei, 6 Responder haben 3 Antworten abgegeben) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 159,6 %) bezogen auf n = 27 Responder

#### 4.1.5.3 Funktionalitäten einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatten (PSI)

Das Anforderungsprofil bzw. der Zweck eines patientenspezifischen Implantats wurde von 50 % der Responder (n = 13) in der Funktion einer Repositionshilfe gesehen. 27 % bzw. 7 Responder sprachen sich für eine Präfixierung der Fragmente mit dem PSI aus. Die Mehrzahl – 62 % bzw. 16 Responder favorisierten im Anforderungsprofil eine dauerhafte Stabilisierung der Fraktur mit dem in situ verbleibenden PSI in Kombination oder mit anderen Worten im „Stand By“ von Zug- oder Stellschrauben.

Dagegen zogen 54 % der 14 Responder eine dauerhafte Frakturstabilisierung mit dem PSI allein – „Stand Alone“, d.h. unter Verzicht auf eine zusätzliche Schraubenosteosynthese in Betracht (Abbildung 4.1-9).

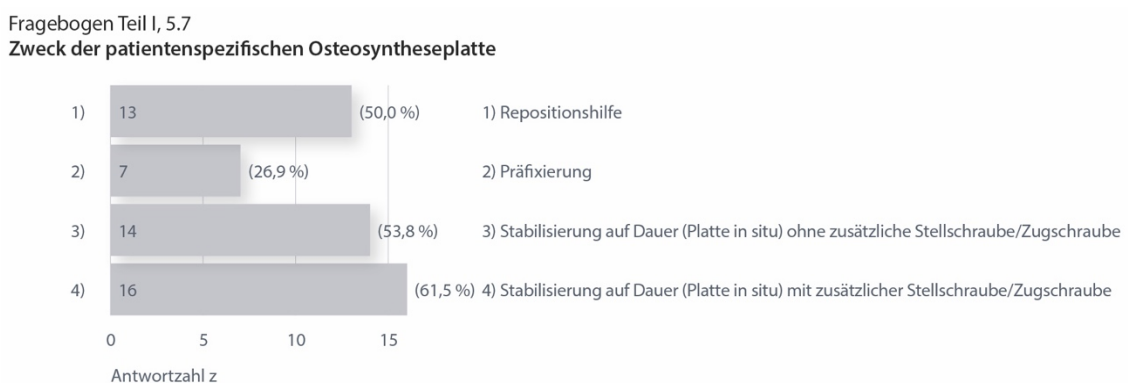


Abbildung 4.1-9 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.7 „Welchen Zweck würden Sie einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatte (PSI) zuordnen?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 26/29, Anzahl der Antworten z = 50, Mehrfachauswahlfrage mit a = 15 Mehrfachantworten (9 Responder haben zwei, 3 Responder haben 3, 3 Responder haben 4 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 192,2 %) bezogen auf n = 26 Responder



#### 4.1.5.4 Material zur Herstellung eines PSI

Als bevorzugt geeignetes Material wurde Titan am häufigsten mit 89 % bzw. mit den meisten Antworten (n = 23) ausgewählt. In zweiter Linie folgte Magnesium – als resorbierbare Alternative – mit 31 % bzw. 8 Antworten. Polymerbasierte resorbierbare Materialien wurden hingegen nur mit 4 % bzw. einmal berücksichtigt (Abbildung 4.1-10).

Fragebogen Teil I, 5.8

Material zur Herstellung patientenspezifischer Implantate

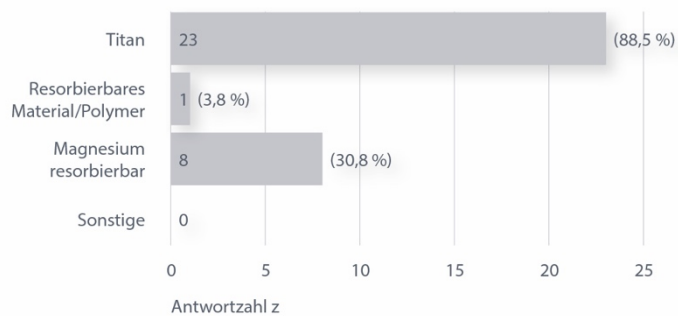


Abbildung 4.1-10 Antworten zu Fragebogen Teil I, 5.8 „Welches Material eignet sich Ihrer Meinung nach zur Herstellung eines derartigen patientenspezifischen Implantats?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 26/29, Anzahl der Antworten z = 32, Einfachauswahl, dessen ungeachtet a = 6 Mehrfachantworten (Zweifachantworten)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 123,1 %) bezogen auf n = 26 Responder

#### 4.1.5.5 Spezialinstrumentarium – „Toolkit Components“ – PSI-Komponenten mit besonderen Funktionalitäten

##### 4.1.5.5.1 Nutzen einer speziell entwickelten Repositionshilfe/Insertionshilfe – Ja? oder Nein?

Die Reposition der Fragmente bei einer Walzenfraktur – oder auch die Insertion der Schrauben für die LSFSSO (siehe 4.1.5.2, 4.1.5.1) – kann mit großer Wahrscheinlichkeit durch ein Spezialinstrumentarium z.B. in Gestalt von Toolkit- bzw. PSI-Komponenten oder einem „Joy Stick“- Griff technisch vereinfacht werden. Während 95 % der Responder diese Vermutung bejahten, wurden Vereinfachungen durch speziell entwickelte Repositionshilfen mit einer Stimme (5 %) verneint.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 19/29 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil I, 5.9)]

##### 4.1.6 Nutzen eines „Drilling Guides“ – Ja? oder Nein?

Ein sogenannter „Drilling Guide“ zur Festlegung der Insertionsrichtung und Anordnung der Schrauben bei der lateralen Osteosynthese wurde von allen Respondern (n = 27) für sinnvoll gehalten.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 27/29 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil I, 5.12)]

#### 4.2 Patientenspezifisches Design von Osteosyntheseplatten zur Anwendung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen

In Teil II des Fragebogens sollte von den Teilnehmern in fotografischen Darstellungen ihre Vorstellungen zum Design einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatte beziehungsweise eines PSI für eine Fraktur AO-Typ p/Neff-Typ B (d.h. mit einem Frakturlinienverlauf innerhalb des lateralen Walzen-/Kondyluspols) sowie separat davon für eine Fraktur AO-Typ p/Neff-Typ C (d.h. mit einem Frakturverlauf latero-kaudal des lateralen Walzen-/Kondyluspols und in toto Trennung der Gelenkwalze) mit einem Zeichenstift frei skizziert und näher gekennzeichnet werden.

Anschließend war für jeden der beiden genannten Frakturtypen nochmal ein Fragenkatalog zu beantworten.

Dieser zweite Teil des Fragenkatalogs wurde von insgesamt 26 Personen beantwortet: Die Grundgesamtheit des Rücksenderkollektivs für den Teil II betrug demnach  $n = 26$  im Unterschied zu Teil I mit  $n = 29$ .

Nicht beteiligt an der Beantwortung des Fragebogens – Teil II hatten sich die drei Responder, von denen eine PSI Verwendung im Rahmen der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen zuvor verneint worden war (vgl. Teil I, Frage 5.5).

#### 4.2.1 Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B

##### 4.2.1.1 Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

Für Walzenfrakturen AO-Typ p/Neff-Typ B war eine Fotoserie mit einer repräsentativen Frakturlinie vorgegeben (siehe Abbildung 3.1-1, Abbildung 3.1-2 Material und Methoden).

Aufgabe war, in geeignete Ansichten aus dieser Fotoserie, Skizzen eines PSI nach eigenen Vorstellungen einzuzeichnen (Abbildung 3.1-1, Abbildung 3.1-2). Die Skizzen wurden mit einem Identifikationscode (Nummer und Buchstabe B) für jeden Responder gekennzeichnet, der sich an dieser Aufgabenstellung beteiligt hatte.

Insgesamt 13 Responder (50 %, n = 13/26) fertigten eine verwertbare Skizze für ein PSI-Design an (Tabelle 4.2-1, Tabelle 4.2-1.1)

9 dieser PSI-Designentwürfe stammten von Respondern, die zuvor angegeben hatten Walzenfrakturen operativ zu versorgen (1B, 2B, 3B, 4B, 8B, 9B, 10B, 11B, 13B) (Tabelle 4.2-2a, Tabelle 4.2-2.1a)

Die Tabellen 4.2-1 und 4.2-1.1 fassen die Skizzen der Responder zu ihren Vorstellungen eines PSI Prototypen zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B zusammen. Die Einzelbilder jeder Serie eines Responders sind in Spalten angeordnet. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert den jeweiligen Responder. Einzelbilder mit nicht verwendeten/nicht vorhandenen Skizzen sind durch graue Felder mit zentraler Strichmarkierung kenntlich gemacht. Die Spalten 1B-13B zeigen Designentwürfe eines PSI für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B. Die Spalte 14B ist frei, da vom entsprechenden Responder lediglich eine Skizze für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. Tabelle 4.2-3.1), nicht aber für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B angefertigt wurde.

Skizzen eines PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur  
des AO-Typ p/Neff-Typ B



Tabelle 4.2-1 Skizzen der Teilnehmer (Code 1B-7B) zu ihren Vorstellungen eines PSI Prototypen zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B. Die erste Spalte zeigt für Walzenfrakturen AO-Typ p/Neff-Typ B die vorgegebene Fotoserie mit der repräsentativen Frakturlinie. Die Einzelbilder jeder Serie sind in Spalten angeordnet. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert den jeweiligen Responder. Die repräsentative Frakturlinie ist in den Fotos der ersten Spalte immer rot markiert. Einzelbilder ohne Skizzierungen sind durch graue Felder mit zentraler Strichmarkierung ersetzt

Skizzen eines PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur des AO-Typ p/Neff-Typ B

	8B	9B	10B	11B	12B	13B	14B
Dorsal			-		-	-	-
Dorsolateral 1			-		-	-	-
Dorsolateral 2			-	-	-	-	-
Dorsolateral 3				-			-
Laterodorsal 3			-		-	-	-
Laterodorsal 2		-		-	-		-
Laterodorsal 1				-	-	-	-
Lateral					-	-	-

Tabelle 4.2-1.1 Fortsetzung der Tabelle 4.2-1 für die Teilnehmer mit den Codes (8B-13B). Die freie Spalte 14B soll darauf hinweisen, dass von diesem Responder keine Skizzen für die Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B vorliegen, sondern nur für die Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C

Die folgenden Tabellen 4.2-2 und 4.2-2.1 fassen die PSI-Designelemente aus den vorliegenden Skizzen in Textform zusammen.

Skizze <b>Frakturtyp P (Neff B)</b>		1 B	2 B	3 B	4 B	5 B	6 B	7 B
Feste Kombination von PSI und LSF(P/L)SO		ja	nein	ja	nein	ja	nein	nein
Funktionen des PSI	Reposition	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
	Präfixierung	ja	ja	ja	nein	ja	nein	nein
	Indikator/Navigationsfunktion zur Insertion der lateralen Schrauben	ja	ja	ja	nein	ja	nein	nein
	Stabilitätserhöhung der LSF(P/L)SO („washer“ Funktion)	ja	nein	ja	nein	ja	nein	nein
	Alleinige Fixation und Stabilisierung (Stand Alone)	nein	nein	nein	ja	nein	ja	ja
	Multifunktionalität	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Grundsätzliche Entfernbarkeit des PSI intraoperativ		nein	ja	nein	nein	nein	nein	nein
Schraubeninsertionspunkt bei Verschraubung von lateral		in latero-kaudo-kranialer Richtung aus dem Kollumbereich in das Walzenfragment	von lateral in das Walzenfragment	in latero-kaudo-kranialer Richtung aus dem Kollumbereich in das Walzenfragment	-	in latero-kaudo-kranialer Richtung aus dem Kollumbereich in das Walzenfragment	-	-
Grundform des PSI		A-Form	P-Form	L-Form	L-Form	T-Form	L-Form modifiziert durch Querverstrebungen	Gitterform
Auflagefläche des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments		lateral/medial	mittig	mittig	lateral/medial	mittig	lateral nahe Frakturspalt	mittig
Auflagefläche des PSI auf der Kollum-/Ramusseite		lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt
Extension nach kaudal und Fixierung im Bereich des Kollums		nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Konfiguration über dem Frakturspalt		schmale Verstrebung der Platte	schmale Verstrebung der Platte	schmaler Steg	flächige Plattenbasis	schmaler Steg	schmale Verstrebung der Platte	flächige Plattenbasis
Sichere Beurteilbarkeit des Frakturspalts nach Applikation des PSI		ja	ja	ja	nein	ja	ja	nein
Anzahl der Plattenlöcher am medialen Fragment		3 (3 Schrauben)	4	2	2	4	2	3 (3 Schrauben)
Anzahl der Plattenlöcher am lateralen Frakturende		2 (2 Schrauben)	4	4	4	4	2	2 (2 Schrauben)

Tabelle 4.2-2 Zusammenfassung der PSI-Designelemente aus den Skizzen (1B-7B) in den Abbildungsserien in Tabelle 4.2-1. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert hier wie dort den jeweiligen Responder

Skizze <b>Frakturtyp P (Neff B)</b>	1 B	2 B	3 B	4 B	5 B	6 B	7 B
Operative Tätigkeit	ja	ja	ja	ja	nein	nein	nein
Skizze für den Frakturtyp P (Neff C)	ja	nein	nein	ja	ja	nein	ja
Analoges Design beim Frakturtyp P (Neff C)	ja	nicht zu ersehen	ja	nein	ja	ja	nein

Tabelle 4.2-2a Zusatzinformationen zu den Respondern (1B-7B), die Skizzen eines PSI Prototypen zur Versorgung des Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B angefertigt haben. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert – identisch wie in der Tabelle 4.2-2 – den jeweiligen Responder. Die Tabelle gibt an, inwieweit der jeweilige Responder Kiefergelenkwalzenfrakturen operativ versorgt und ob vom selben Responder auch Skizzen für den Frakturtyp p (Neff C) vorliegen, die – falls ja – dem PSI-Design hier gleichen oder nicht.



Skizze <b>Frakturtyp P (Neff B)</b>		8 B	9 B	10 B	11 B	12 B	13 B	14 B
Feste Kombination von PSI und LSF(P/L)SO		nicht zu ersehen	ja	ja	nein	nein	nein	-
Funktionen des PSI	Reposition	ja	ja	nein	ja	ja	ja	-
	Präfixierung	ja	ja	nein	nein	nein	nein	-
	Indikator/Navigationsfunktion zur Insertion der lateralen Schrauben	ja	ja	nicht zu ersehen	nein	nein	nein	-
	Stabilitätserhöhung der LSF(P/L)SO („washer“ Funktion)	nicht zu ersehen	ja	ja	nein	nein	nein	-
	Alleinige Fixation und Stabilisierung (Stand Alone)	nein	nein	nein	ja	ja	ja	-
	Multifunktionalität	ja	ja	nein	ja	ja	ja	-
Grundsätzliche Entfernbarkeit des PSI intraoperativ		nicht zu ersehen	nein	nein	nein	nein	nein	-
Schraubeninsertionspunkt bei Verschraubung von lateral		von lateral in das Walzenfragment	von lateral in das Walzenfragment	-	-	-	-	-
Grundform des PSI		Kreuzform/Kleeblattform	Gitterform	gerade	Y-Form	Gitterform	L-Form	-
Auflagefläche des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments		lateral/medial	lateral/medial	-	lateral nahe Frakturspalt	lateral nahe Frakturspalt	lateral nahe Frakturspalt	-
Auflagefläche des PSI auf der Kollum-/Ramusseite		dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	lateral oberhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	-
Extension nach kaudal und Fixierung im Bereich des Kollums		nein	nein	nein	nein	ja	nein	-
Konfiguration über dem Frakturspalt		schmaler Steg	schmale Verstrebung der Platte	-	flächige Plattenbasis	schmale Verstrebung der Platte	schmaler Steg	-
Sichere Beurteilbarkeit des Frakturspalts nach Applikation des PSI		ja	ja	ja	eingeschränkt	ja	ja	-
Anzahl der Plattenlöcher am medialen Fragment		2	2 (2 Schrauben)	-	2	3	2	-
Anzahl der Plattenlöcher am lateralen Frakturende		5	3 (3 Schrauben)	3 (3 Schrauben)	2	4	2	-

Tabelle 4.2-2.1 Zusammenfassung der PSI-Designelemente aus den Skizzen (8B-14B). Die Nummerierung über jeder Spalte codiert den jeweiligen Responder. Die freie Spalte 14B bedeutet, dass vom entsprechenden Responder keine Skizze für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B vorliegt, sondern nur für die Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. Tabelle 4.2-3, Tabelle 4.2-3.1)

Skizze <b>Frakturtyp P (Neff B)</b>	8 B	9 B	10 B	11 B	12 B	13 B	14 B
Operative Tätigkeit	ja	ja	ja	ja	keine Angabe	ja	-
Skizze für den Frakturtyp P (Neff C)	ja	ja	ja	nein	ja	ja	-
Analoges Design beim Frakturtyp P (Neff C)	ja	ja	ja	nicht zu ersehen	nein	nein	-

Tabelle 4.2-2.1a Zusatzinformationen zu den Respondern (8B-14B), die Skizzen eines PSI Prototypen zur Versorgung des Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B angefertigt haben. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert – identisch wie in der Tabelle 4.2-2.1 – den jeweiligen Responder. Die Tabelle gibt an inwieweit der jeweilige Responder Kiefergelenkwalzenfrakturen operativ versorgt und ob von demselben Responder auch Skizzen für den Frakturtyp p (Neff C) vorliegen, die – falls ja – dem hier skizzierten PSI-Design gleichen oder nicht

Als Auswertungskriterien der PSI Skizzen wurden mögliche Funktionen und gestalterische Elemente wie die Grundform, die Lokalisierung im Bereich von Gelenkkopf und Kollum, Plattenlöcher sowie die Konfiguration über dem Frakturspalt berücksichtigt.

Weitere bedeutsame Design Merkmale waren die Ausstattung mit einem Indikator zur Definition der Insertionspunkte für die LSF(P/L)SO und deren Stabilisierung mit einem „Washer“.

Auf eine Funktion zur Reposition und/oder zur Präfixierung kann aus vielen Skizzen geschlossen werden: n = 12/13 der skizzierten PSI sind zur Reposition ausgelegt, n = 6/13 der PSI Skizzen zur Präfixierung benutzbar.

Die PSI Skizzen mit den Codes 1B, 2B, 3B, 5B, 8B, 9B deuten auf Indikator-/ Navigationsfunktion für die LSF(P/L)SO hin. Die Richtung für die Schraubeninsertion innerhalb des Walzenfragments wird dabei entweder in kaudo-latero-kranieller Position aus dem Kollumbereich kommend (n = 3/6) oder in einer Horizontalen von lateral des Ramusstumpfes (n = 3/6) dargestellt.

Als Besonderheit werden die Insertionspunkte für die lateralen Schrauben in der Skizze 2B nicht durch Löcher wie in den Platten- bzw. Gerüstförmigen PSI 1B, 3B, 5B, 8B und 9B, sondern mit zwei Einbuchtungen am Lateralrand der Platte markiert. Inwieweit neben der Position auch die Angulation der LSF(P/L)SO vorgegeben werden soll, ist aus den Skizzen nicht zu ersehen. Es liegt in der Natur der Sache, dass die Skizzen keine Auskunft zur Verwendung von Positional (P) oder Lag (L) Screws bei der LSF(P/L)SO beinhalten.

Ein PSI mit „Washer“ Funktion oder als alleiniger „Washer“ zur Verbindung von 2 („Tandem“) oder auch von 3 (10B) lateralen Schrauben untereinander, um deren Stabilität im Sinne einer PSRPO zu erhöhen, geht aus den Skizzen mit den Codes 1B, 3B, 5B, 9B und 10B hervor. In der Skizze 10B dient das PSI alleinig als „Washer“ der LSF(P/L)SO.

Eine Verwendung der PSI ohne die Kombination mit einer LSF(P/L)SO oder mit anderen Worten zur alleinigen Fixation und Stabilisierung („Stand Alone“) der Kiefergelenkwalzenfraktur (AO-Typ p/Neff-Typ B) findet sich in den Skizzen mit den Codierungen 4B, 6B, 7B, 11B, 12B, 13B (n = 6/13).

Zusammenfassend haben – mit Ausnahme der Skizze 10B – alle in den Skizzen zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B dargestellten PSI Multifunktionseigenschaften (n = 12/13).

Die Grundform in den PSI Skizzen variiert: die Entwürfe zeigen L-Formen, Gitter bzw. Gerüste, eine A-, P-, T- oder Y-Form, ein Kreuz-/Kleeblatt sowie ein gerades (lineares) PSI.

Zur Versorgung von Walzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B enthalten die Entwürfe Lokalisationen der PSI auf der Rückseite des medialen Fragments latero-medial (n = 4/12), in dessen Mitte (n = 4/12) oder weiter lateral in Nähe zum Frakturspalt (n = 4/12).

Die Auflageflächen auf der Kollum-/Ramusseite der Fraktur wurden dorso-lateral unterhalb des Frakturspalts (n = 8/13), lateral unterhalb (n = 4/13) oder oberhalb (n = 1/13) der Insertionszone für die laterale Verschraubung eingezeichnet.

In 7 PSI Entwürfen ist die laterale Auflagefläche der PSI nach kaudal, zur Schraubenfixierung im Bereich des Kollums, extendiert. Bemerkenswert ist die Skizze 3B, die lateral eine Art „Buttressing“ Platte zeigt. Ähnlich wie bei per-/subtrochantären Femurfrakturen (die Konfiguration der Platten sieht weitgehend genauso aus, allerdings ohne Extension zum medialen Gelenkkopffragment) wird diese Platte mit zwei zusätzlichen langen Schrauben weiter kaudal stabilisiert.

Zu erwähnen ist auch das PSI aus Skizze 2B, in der die eingezeichnete Platte zur Reposition und Präfixierung ebenfalls vergleichsweise weit nach kaudal in den Kollumbereich reicht. Über zwei Einbuchtungen am Lateralrand der Platte besitzt es einen Indikator zur Insertion der lateralen Schrauben. So kann das PSI nach der LSFSSO entfernt werden. Bei Belassen des PSI resultiert eine Stabilitätserhöhung der Osteosynthese insgesamt.

Die skizzierten PSI unterscheiden sich in ihrer Konfiguration zur Überbrückung des Frakturspalts. Ein schmaler Steg bzw. schmale Verstrebungen bei der Mehrheit der PSI sprechen für eine sichere Beurteilungsmöglichkeit des Frakturspalts (n = 9/12). In den Skizzen 4B, 7B, 11B sind im Kontrast dazu PSI mit einer flächigen Plattenbasis eingezeichnet (n = 3/12), welche die Sicht auf den Frakturspalt höchstwahrscheinlich versperren dürfte. Das PSI in der Skizze 10B ist ausschließlich auf dem lateralen Fragmentende lokalisiert und überbrückt den Frakturspalt daher nicht.

In Entsprechung zu ihren Grundformen, ihrer Größe, Ausdehnung und Funktionalitäten weisen die Skizzen der PSI unterschiedliche Zahlen von Plattenlöchern zur Verschraubung auf. Über dem medialen Fragment sind in 7 Skizzen 2 Löcher (n = 7/12), in 3 Skizzen 3 Löcher (n = 3/12) und in 2 Skizzen 4 Löcher (n = 2/12) eingezeichnet. Zur

Befestigung der PSI am lateralen Frakturende sind in den Skizzen 2 Löcher ( $n = 5/13$ ), 3 Löcher ( $n = 2/13$ ), 4 Löcher ( $n = 5/13$ ), oder 5 Löcher ( $n = 1/13$ ) dargestellt.

Eine Korrelation zwischen der Anzahl der PSI Befestigungslöcher medial und lateral besteht nicht.

Aus den Skizzen 1B, 7B, 9B und 10B sind in den Schraubenlöchern befindliche Schrauben durch ein X für den Kreuzschlitz im Schraubenkopf gekennzeichnet. Alle anderen Entwürfe zeigen lediglich leere Plattenlöcher, die je nach Erfordernis optional zur Besetzung mit Mini oder Mikroschrauben zur Verfügung stehen.

#### 4.2.1.2 Gesichtspunkte beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

Für das PSI-Design zur Versorgung einer AO-Typ p/Neff-Typ B Fraktur der Kiefergelenkwalze ergaben sich, entsprechend der Häufigkeitsverteilung der Antworten 3 Hauptkriterien: die operative Zugänglichkeit der Fraktur bzw. der Überblick über den Frakturspalt (88 %), die Fragmentation (84 %) und die Konfiguration in Bezug auf den Verlauf und die Reichweite des Frakturspalts nach kaudal (68 %). Die Konfiguration in Bezug auf die Vertikalhöhe und -breite des Frakturendes im seitlichen Kollum-/Ramusbereich sowie der Dislokations- bzw. der Luxationsgrad des medialen Walzenfragments wurden von den 25 Respondern mit 48 % und 52 % weniger oft als relevante Aspekte für das PSI-Design angegeben (Abbildung 4.2-1).

Fragebogen Teil II, 3.1.1

Relevante Aspekte für das Design einer patientenspezifischen Platte bei einer P (Neff Typ B) Fraktursituation

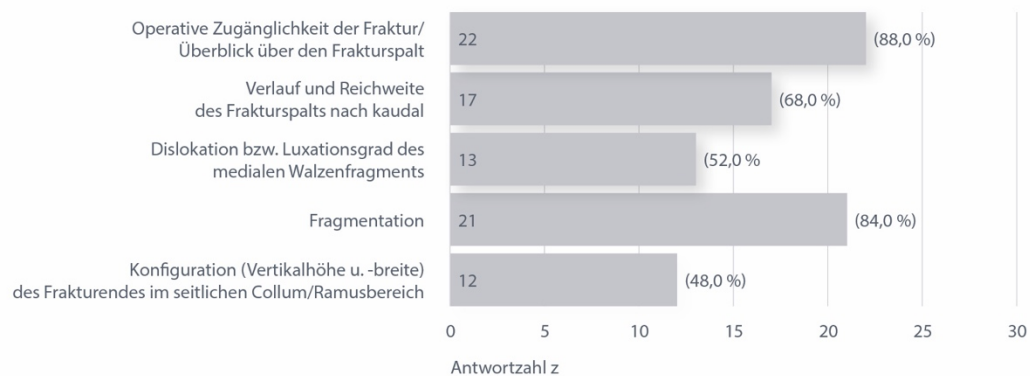


Abbildung 4.2-1 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.1 „Welche Gesichtspunkte spielen dabei für das Design einer patientenspezifischen Platte (PSI) bei einer AO-Typ p/Neff-Typ B Fraktursituation innerhalb der Lateralen Polzone eine Rolle?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 25/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 85$ , Mehrfachauswahlfrage mit  $a = 24$  Mehrfachantworten (7 Responder haben zwei, 7 Responder haben 3, 1 Responder hat 4, 9 Responder haben 5 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 340 %) bezogen auf  $n = 25$  Responder

#### 4.2.1.3 Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

##### 4.2.1.3.1 AO-Typ p/Neff-Typ B – Dimensionierung von PSI

Für die Dimensionierung eines PSI wurden von 16 Respondern (64 %) als Größenordnung Mikroplatten und von 12 Respondern (48 %) Miniplatten angegeben. 4 Responder (16 %) hatten andere Vorstellungen. Diese „Anderen“ Dimensionierungen wurden nicht weiter spezifiziert.

[Zahl der Responder auf diese Frage aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv (n = 25/26), Anzahl der Antworten z = 28, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 3 Zweifachfachantworten  $\Rightarrow \Sigma$  der Antworten >100 % (i.e. = 128 %) bezogen auf n = 25 Responder (vgl. Teil II, Frage 3.1.2)]

##### 4.2.1.3.2 AO-Typ p/Neff-Typ B – Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral

Wie die Skizzen bereits gezeigt haben, kann ein PSI zur Reposition, Präfixierung und Fixation in unterschiedlichen Lokalisationen auf der Rückseite des medialen Fragments sowie andererseits am Frakturende entlang der Lateralfäche des Kollums bzw. im Bereich des Ramusstumpfes aufliegen.

Die Entscheidung von 21 Respondern für eine PSI Lokalisation am medialen Fragment fielen mit 10 Antworten (48 %) auf eine laterale, frakturspaltnahe Lage, und mit 7 Antworten (33 %) auf eine sowohl laterale und mediale Anordnung bzw. Lokalisation. Eine in der Mitte des medialen Fragments gelegene Lokalisation des PSI wurde vergleichsweise selten (4 Antworten – 19 %) in Betracht gezogen. Für eine mediale Auflage des PSI wurde nur mit einer 1 Antwort (5 %) gestimmt (Abbildung 4.2-2).

Fragebogen Teil II, 3.1.3  
KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B  
Lokalisation des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments

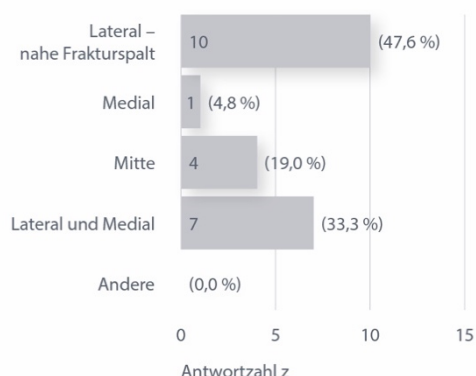


Abbildung 4.2-2 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.3 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Wo soll das PSI auf der Rückseite des medialen Fragments aufliegen?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 21/26, Anzahl der Antworten z = 22, Einfachauswahl, dessen ungeachtet a = 1 Zweifachantwort  $\Rightarrow \Sigma$  der Antworten >100 % (i.e. = 104,7 %) bezogen auf n = 21 Responder

Hinsichtlich der Lokalisation des PSI im Bereich des lateralen Frakturendes auf der Kollum-/Ramusseite votierten 67 % der Responder (n = 14) für eine Anordnung dorso-lateral unterhalb des Frakturspalts. Alle übrigen Antwortoptionen – dorso-laterale, frakturspaltnahe Applikation, laterale Auflage oberhalb sowie unterhalb der Insertionszone – wurden jeweils 4 mal (19%) ausgewählt (Abbildung 4.2-3).

Fragebogen Teil II, 3.1.4  
 KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B  
 Lokalisation des PSI im Bereich des Frakturendes auf der Collum/Ramusseite

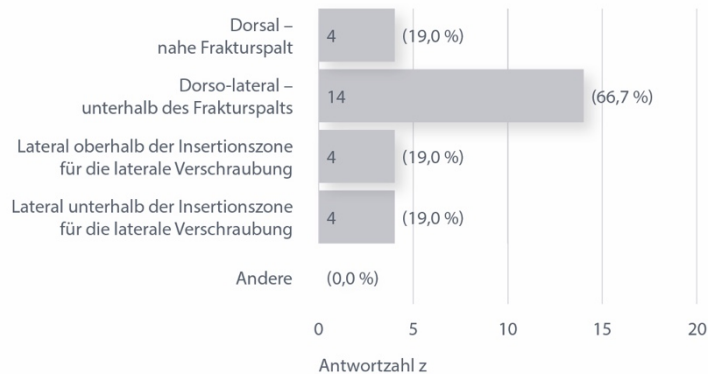


Abbildung 4.2-3 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.4 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Wo soll das PSI im Bereich des Frakturendes auf der Kollum-/Ramusseite aufliegen?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 21/26, Anzahl der Antworten z = 26, Einfachauswahl, dessen ungeachtet a = 5 Zweifachantworten  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 123,7 %) bezogen auf n = 21 Responder



#### 4.2.1.3.3 AO-Typ p/Neff-Typ B – Ausgangs-/Grundform der PSI

Aus der Liste der vorgegebenen Optionen wurde die Gitterform in Gestalt eines Rechtecks, Quadrats oder Dreiecks von 24 Respondern mit einer überwiegenden Häufigkeit von 50 % der Responder als Grundform für ein PSI ausgesucht. An zweiter Stelle folgte mit 33 % die L-Form. Ein H-förmiges Design mit asymmetrischen Plattenschenkeln erhielt mit 8 % nur wenige Antworten. Weder ein H-förmiges Design mit symmetrischen Plattenschenkeln noch eine S-Form fanden Berücksichtigung (Abbildung 4.2-4).

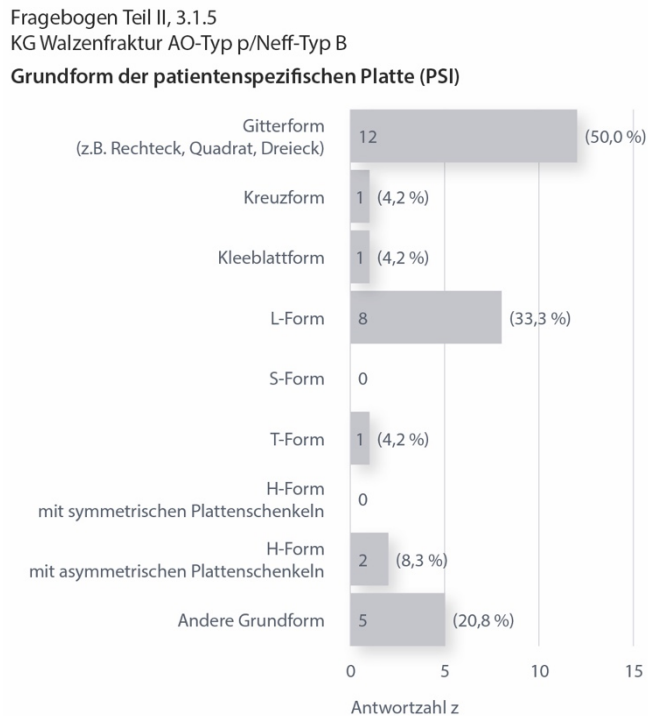


Abbildung 4.2-4 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.5 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Welche Ausgangs-/Grundform der patientenspezifischen Platte (PSI) halten Sie für angebracht?“, Zahl der Responder aus dem Rücksenderkollektiv  $n = 24/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 30$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 6$  Zweifachantworten  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 125 %) bezogen auf  $n = 24$  Responder

#### 4.2.1.3.4 AO-Typ p/Neff-Typ B – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – medial und lateral

Für die Ausstattung des PSI mit Plattenlöchern über der medialen Fragmentseite fielen die Entscheidungen von 24 Respondern in absteigender Häufigkeit mit Prozentsätzen von 67 % auf 2 Löcher, von 29 % auf 3 Löcher und mit 13 % auf 4 Löcher (Abbildung 4.2-5).

Fragebogen Teil II, 3.1.6a  
 KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B  
 Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf der medialen Fragmentseite

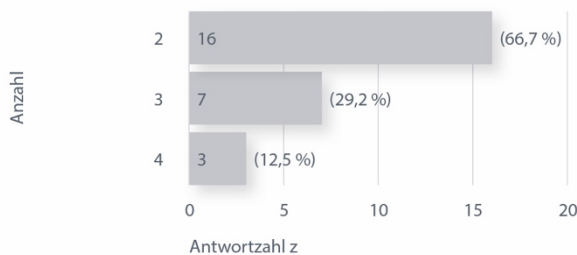


Abbildung 4.2-5 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.6 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Wie viele Löcher sollte die Platte (PSI) auf den Frakturseiten aufweisen? (Mediales Fragment), Zahl der Responder aus dem Rücksenderkollektiv n = 24/26, Anzahl der Antworten z = 26, Einfachauswahl, dessen ungeachtet a = 2 Zweifachantworten  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 108,4 %) bezogen auf n = 24 Responder

Für den PSI Abschnitt, der über dem lateralen Frakturende (Kollum/Ramus) zu liegen kommt, wurde in der Reihenfolge absteigender Häufigkeit die Wahl mit einem Prozentsatz von 50 % für eine Ausstattung mit 2 Löchern, von 42 % für 3 Löcher und von 13 % für 4 Löcher getroffen (Abbildung 4.2-6).

Fragebogen Teil II, 3.1.6b  
 KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B  
 Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf der lateralen Fragmentseite (Collum/Ramus)



Abbildung 4.2-6 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.6 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Wie viele Löcher sollte die Platte (PSI) auf den Frakturseiten aufweisen?“ (Laterales Frakturende (Kollum/Ramus)), Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 24/26, Anzahl der Antworten z = 25, Einfachauswahl, dessen ungeachtet a = 1 Mehrfachantwort (Zweifachantwort)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 104,2 %) bezogen auf n = 24 Responder

#### 4.2.1.3.5 AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein?

Dass die Reposition des medialen Fragments bei Dislokationen mit Hilfe des PSI vereinfacht werden soll, bejahten 24 Responder (96 %). 1 Responder (4 %) verneinte diese Aussage.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 3.1.7)]

#### 4.2.1.3.6 AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein?

Eine „Stand Alone“ Stabilisierung der Fraktur durch das PSI, was mit einer Load Bearing Osteosynthese durch das PSI allein gleichzusetzen ist, wurde von 14 Respondern (56 %) uneingeschränkt bejaht. Hingegen sahen 5 Responder (20 %) die Indikation für eine „Stand Alone“ Stabilisierung nur unter der Bedingung besonderer Frakturverläufe. 6 Responder (24 %) verneinten eine alleinige Osteosynthese mit einem PSI.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 3.1.8)]

#### 4.2.1.3.7 AO-Typ p/Neff-Typ B – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO – Ja? oder Nein?

Die folgende Frage (vgl. Teil II, Frage 3.1.9) zum PSI-Design war nur an die n = 6 Responder gerichtet, die zuvor eine PSI Anwendung zur „Stand Alone“ Stabilisierung verneint hatten.

Nach Ansicht von 5 Respondern (83 %) aus der Opponenten-Gruppe sollte das PSI bei der Kombination mit einer Verschraubung von lateral (LSF(P/L)SO) einen Indikator zur Schraubenpositionierung besitzen. Ein derartiges Design Feature wurde von 1 dieser Responder (17 %) verneint.

#### 4.2.1.3.8 AO-Typ p/Neff-Typ B – Beurteilung des Frakturspalts nach Applikation des PSI – Ja? oder Nein?

Die Frage, ob während der Reposition und nach anschließender (Prä-) Fixierung des medialen (proximalen) Walzenfragments mit dem PSI eine sichere Beurteilung des Frakturspalts gegeben sein sollte, wurde von 23 Respondern (92%) bejaht und von 2 Respondern (8%) verneint.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 3.1.10)]

#### 4.2.1.3.9 AO-Typ p/Neff-Typ B – Schraubendesign zur PSI Befestigung

Aus der Liste der Optionen zur Funktionalität bzw. zum Design für die Befestigungsschrauben der PSI fielen aus der Summe von 36 Antworten der 24 Responder mit minimal abweichenden Häufigkeiten 54 % auf konventionelle Schrauben und 50 % auf selbstschneidende Schrauben. Lockingschrauben als auch selbstbohrende Schrauben erhielten mit Prozentsätzen von 29 % und 17 % deutlich weniger Stimmen (Abbildung 4.2-7).

Fragebogen Teil II, 3.1.11  
KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B  
Schraubendesign zur Befestigung des patientenspezifischen Implantats

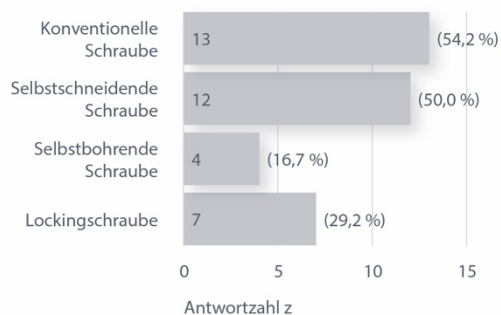


Abbildung 4.2-7 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.11 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Welches Schraubendesign eignet sich zur Befestigung des patientenspezifischen Implantats (PSI)?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 24/26, Anzahl der Antworten z = 36, Mehrfachauswahlfrage mit a = 8 Mehrfachantworten (4 Responder haben zwei, 4 Responder haben 3 Antworten abgegeben) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 150,1 %) bezogen auf n = 24 Responder

#### 4.2.1.3.10 AO-Typ p/Neff-Typ B – Durchmesser der Befestigungsschrauben für das PSI

Die Antworten bezogen auf n = 25 Responder zum geeigneten Schraubendurchmesser für die Befestigung der PSI entfielen mit jeweils 56% auf 1,3 mm oder 1,5 mm. Der Schraubendurchmesser 1,8 mm erhielt 32 % der Antworten. Für kleinere Schraubendurchmesser von 1,2 mm votierten 20 % und für einen Schraubendurchmesser von 1,1 mm 12 % der Responder (Abbildung 4.2-8).

Fragebogen Teil II, 3.1.12  
KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B  
Durchmesser von PSI Befestigungsschrauben

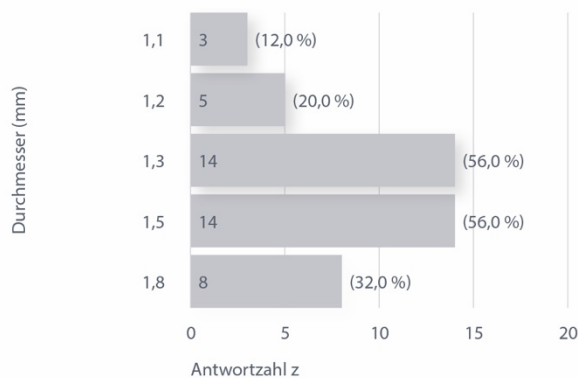


Abbildung 4.2-8 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.1.12 [KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B] „Welcher Schraubendurchmesser eignet sich für das patientenspezifische Implantat (PSI)?“ Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26, Anzahl der Antworten z = 44, Mehrfachauswahlfrage mit a = 16 Mehrfachantworten (13 Responder haben zwei, 3 Responder haben 3 Antworten abgegeben) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 176 %) bezogen auf n = 25 Responder

Bei einer abschließend gestellten offenen Frage (vgl. Teil II, Frage 3.1.13) nach weiteren im Fragebogen nicht genannten maßgeblichen Kriterien/Anforderungen beim PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B, wurden von n = 5/26 Respondern im Einzelnen folgende Punkte angemerkt:

- Verwendung von Zugschrauben
- zusätzliche Retentionselemente, insbesondere zur Fixierung des medialen Fragments
- Vermeidung von Interferenzen des Osteosynthesematerials mit dem lateralen Kapselansatz
- Zeitraum bis zur Verfügbarkeit des PSI
- Führung und Tiefenbestimmung für eine laterale Zugschraube

## 4.2.2 Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C

### 4.2.2.1 Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C

Für Walzenfrakturen AO-Typ p/Neff-Typ C bot Teil II des Fragebogens ebenfalls wieder eine Bilderserie, nach gleichem Schema wie zuvor (Abbildung 3.1-1, Abbildung 3.1-2) zur Skizzierung eigener Vorstellungen für ein PSI an.

Die Codierung bzw. Nummer (wobei der Buchstabe C für den Frakturtyp steht) über den Spalten der Skizzen (Tabelle 4.2-3, Tabelle 4.2-3.1, Tabelle 4.2-4, Tabelle 4.2-4a, Tabelle 4.2-4.1, Tabelle 4.2-4.1a) identifiziert wieder den jeweiligen Responder und entspricht somit den vorherigen Tabellen (Tabelle 4.2-1, Tabelle 4.2-1.1, Tabelle 4.2-2, Tabelle 4.2-2a, Tabelle 4.2-2.1, Tabelle 4.2-2.1a). Sofern ein Responder Skizzen für beide Frakturmuster angefertigt hat, wurde ihm in Kontinuität hier die gleiche Nummerierung wie früher zugeordnet.

Eine leere Spalte ohne Bilder bedeutet, dass vom Responder für den Frakturtyp hier (AO-Typ p/Neff-Typ C) keine weitere(n) Skizze(n) angefertigt wurde(n).

Im Rahmen der Befragung fertigten 10 Responder (38 %) aus dem Gesamtkollektiv an der Umfrage Teil II (n = 10/26) eine verwertbare Skizze mit einem Design Vorschlag für PSI zur Versorgung des Frakturtyps AO-Typ p/Neff-Typ C an (Identifikationscodes 1C, 4C, 5C, 7C, 8C, 9C, 10C, 12C, 13C, 14 C). Mit Ausnahme der Skizze 14 C befanden sich darunter 9 Responder (mit den Identifikationscodes 1B, 4B, 5B, 7B, 8B, 9B, 10B, 12B, 13B), die bereits ein PSI zur Versorgung der Fraktur AO-Typ p/Neff-Typ B entworfen hatten (Tabelle 4.2-2a, Tabelle 4.2-2.1a).

7 der Skizzen stammten von Respondern, die angegeben hatten, Walzenfrakturen operativ zu versorgen (1C, 4C, 8C, 9C, 10C, 13C, 14C) (Tabelle 4.2-4a, Tabelle 4.2-4.1a).

Die Entwürfe zum PSI-Design zeigten in den Skizzen und begleitenden Kommentaren von insgesamt 7 Respondern (1B/C, 3B, 5B/C, 6B, 8B/C, 9B/C, 10B/C) weitgehende Analogien (Tabelle 4.2-2a, Tabelle 4.2-2.1a, Tabelle 4.2-4a, Tabelle 4.2-4.1a).

Die Tabellen 4.2-4 und 4.2-4.1 sind in Übereinstimmung mit den vorhergehenden Tabellen 4.2-2 und 4.2-2.1 konzipiert. Sie fassen die Skizzen der Responder zu ihren Vorstellungen eines PSI Prototypen zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C wie zuvor in Textform zusammen.

Skizzen eines PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur des AO-Typ p/Neff-Typ C





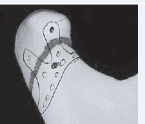
	1C	2C	3C	4C	5C	6C	7C
Dorsal	-	-	-	-	-	-	-
Dorsolateral 1			-		-	-	-
Dorsolateral 2	-	-	-	-	-	-	-
Dorsolateral 3	-	-	-	-	-	-	-
Laterodorsal 3	-	-	-	-	-	-	
Laterodorsal 2	-	-	-	-	-	-	-
Laterodorsal 1	-	-	-	-		-	-
Lateral	-	-	-	-	-	-	-

Tabelle 4.2-3 Skizzen der Responder (Code 1C-7C) zu ihren Vorstellungen eines PSI Prototypen zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C. Die Einzelbilder jeder Serie sind in Spalten angeordnet. Die Nummerierung über den Skizzen entspricht denselben Respondern wie früher bei der Fraktur AO-Typ p/Neff-Typ B. Die repräsentative Frakturlinie ist immer rot markiert. Einzelbilder ohne Skizzierungen sind durch graue Felder mit zentraler Strichmarkierung ersetzt. Die freien Spalten 2C, 3C, 6C bedeuten, dass von den entsprechenden Respondern lediglich eine Skizze für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. Tabelle 4.2-1, Tabelle 4.2-1.1), nicht aber für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C angefertigt wurde

Skizzen eines PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur des AO-Typ p/Neff-Typ C

	8 C	9 C	10 C	11 C	12 C	13 C	14 C
Dorsal							
Dorsolateral 1							
Dorsolateral 2							
Dorsolateral 3							
Laterodorsal 3							
Laterodorsal 2							
Laterodorsal 1							
Lateral							

Tabelle 4.2-3.1 Fortsetzung der Tabelle 4.2-3 für die Teilnehmer mit den Codes (8C-14C). Die freie Spalte 11 C bedeutet, dass vom entsprechenden Responder keine Skizze für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C vorlag

Die Tabellen 4.2-4 und 4.2-4.1 fassen die Einzelkriterien der vorausgehenden Skizzen zum PSI-Design in Textform zusammen.



Skizze <b>Frakturtyp P (Neff C)</b>		1 C	2 C	3 C	4 C	5 C	6 C	7 C
Feste Kombination von PSI und LSF(P/L)SO		ja	-	-	nein	ja	-	nein
Funktionen des PSI	Reposition	ja	-	-	ja	ja	-	ja
	Präfixierung	ja	-	-	nein	ja	-	nein
	Indikator/Navigationsfunktion zur Insertion der lateralen Schrauben	ja	-	-	nein	ja	-	nein
	Stabilitätserhöhung der LSF(P/L)SO („washer“ Funktion)	ja	-	-	nein	ja	-	nein
	Alleinige Fixation und Stabilisierung (Stand Alone)	nein	-	-	ja	nein	-	ja
	Multifunktionalität	ja	-	-	ja	ja	-	ja
Grundsätzliche Entfernbarekeit des PSI intraoperativ		nein	-	-	nein	nein	-	nein
Schraubeninsertionspunkt bei Verschraubung von lateral		in latero-kaudo-kranialer Richtung aus dem Kollumbereich in das Walzenfragment	-	-	-	im Bereich des Kollums, Kondylenpol	-	-
Grundform des PSI		A-Form	-	-	L-Form	H-Form	-	L-Form
Auflagefläche des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments		lateral/medial	-	-	mittig	lateral/kranial nahe Frakturspalt	-	lateral nahe Frakturspalt
Auflagefläche des PSI auf der Kollum-/Ramusseite		lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	-	-	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	lateral oberhalb/unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	-	lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung
Extension nach kaudal und Fixierung im Bereich des Kollums		nein	-	-	ja	ja	-	ja
Konfiguration über dem Frakturspalt		schmale Verstrebung der Platte	-	-	flächige Plattenbasis	schmalere Steg	-	schmalere Steg
Sichere Beurteilbarkeit des Frakturspalts nach Applikation des PSI		ja	-	-	nein	ja	-	ja
Anzahl der Plattenlöcher am medialen Fragment		3 (3 Schrauben)	-	-	2	4	-	2 (2 Schrauben)
Anzahl der Plattenlöcher am lateralen Frakturende		2 (2 Schrauben)	-	-	4	4	-	2 (2 Schrauben)

Tabelle 4.2-4 Zusammenfassung der PSI-Designelemente aus den Skizzen (1C-7C) in den Abbildungsreihen in Tabelle 4.2-3. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert die jeweiligen Responder. Die freien Spalten 2C, 3C, 6C bedeuten, dass vom entsprechenden Responder keine Skizze für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C vorliegt, sondern nur für die Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B

Skizze <b>Frakturtyp P (Neff C)</b>	1 C	2 C	3 C	4 C	5 C	6 C	7 C
Operative Tätigkeit	ja	-	-	ja	nein	-	nein
Skizze für den Frakturtyp P (Neff B)	ja	-	-	ja	ja	-	ja
Analoges Design beim Frakturtyp P (Neff B)	ja	-	-	nein	ja	-	nein

Tabelle 4.2-4a Zusatzinformationen zu den Respondern (1C-7C), die Skizzen eines PSI Prototypen zur Versorgung des Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C angefertigt haben. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert – identisch wie in der Tabelle 4.2-4 – für den jeweiligen Responder. Die Tabelle gibt an inwieweit der jeweilige Responder Kiefergelenkwalzenfrakturen überhaupt operativ versorgt und ob vom selben Responder auch Skizzen für den Frakturtyp p (Neff B) vorliegen, die – falls ja – dem PSI-Design hier gleichten oder nicht

Skizze <b>Frakturtyp P (Neff C)</b>		8 C	9 C	10 C	11 C	12 C	13 C	14 C
Feste Kombination von PSI und LSF(P/L)SO		nicht zu ersehen	ja	ja	–	nein	nein	nein
Funktionen des PSI	Reposition	ja	ja	nein	–	ja	ja	ja
	Präfixierung	ja	ja	nein	–	nein	nein	nein
	Indikator/Navigationfunktion zur Insertion der lateralen Schrauben	ja	ja	nicht zu ersehen	–	nein	nein	nein
	Stabilitätserhöhung der LSF(P/L)SO („washer“ Funktion)	nicht zu ersehen	ja	ja	–	nein	nein	nein
	Alleinige Fixation und Stabilisierung (Stand Alone)	nein	nein	nein	–	ja	ja	ja
	Multifunktionalität	ja	ja	nein	–	ja	ja	ja
Grundsätzliche Entfernbarkeit des PSI intraoperativ		nicht zu ersehen	nein	nein	–	nein	nein	nein
Schraubeninsertionspunkt bei Verschraubung von lateral		kaudal des Frakturspalts	kaudal des Frakturspalts	–	–	–	–	–
Grundform des PSI		Kreuzform/ Kleeblattform	Gitterform	gerade	–	Gitterform	Y-Form	H-Form
Auflagefläche des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments		lateral nahe Frakturspalt	mittig	–	–	medial	lateral nahe Frakturspalt	lateral
Auflagefläche des PSI auf der Kollum-/Ramusseite		lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung	dorso-lateral nahe Frakturspalt	–	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt	dorso-lateral unterhalb Frakturspalt
Extension nach kaudal und Fixierung im Bereich des Kollums		ja	ja	ja	–	ja	nein	ja
Konfiguration über dem Frakturspalt		schmäler Steg	schmale Verstrebung der Platte	–	–	schmale Verstrebung der Platte	schmale Verstrebung der Platte	flächige Plattenbasis
Sichere Beurteilbarkeit des Frakturspalts nach Applikation des PSI		ja	ja	ja	–	ja	ja	nein
Anzahl der Plattenlöcher am medialen Fragment		2	2 (2 Schrauben)	–	–	4	2	2
Anzahl der Plattenlöcher am lateralen Frakturende		5	3 (3 Schrauben)	3 (3 Schrauben)	–	5	2	2

Tabelle 4.2-4.1 Zusammenfassung der PSI-Designelemente aus den Skizzen (8C-14C) in den Abbildungsserien der Tabelle 4.2-3.1. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert den jeweiligen Responder. Die freie Spalte 11 C bedeutet, dass vom entsprechenden Responder keine Skizze für den Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C vorliegt, sondern nur für die Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B

Skizze <b>Frakturtyp P (Neff C)</b>	8 C	9 C	10 C	11 C	12 C	13 C	14 C
Operative Tätigkeit	ja	ja	ja	–	keine Angabe	ja	ja
Skizze für den Frakturtyp P (Neff B)	ja	ja	ja	–	ja	ja	nein
Analoges Design beim Frakturtyp P (Neff B)	ja	ja	ja	–	nein	nein	nicht zu ersehen

Tabelle 4.2-4.1a Zusatzinformationen zu den Respondern (8C-14C), die Skizzen eines PSI Prototypen zur Versorgung des Frakturtyp AO-Typ p/Neff-Typ C angefertigt haben. Die Nummerierung über jeder Spalte codiert – identisch wie in der Tabelle 4.2-4.1 – für den jeweiligen Responder. Die Tabelle gibt an inwieweit der jeweilige Responder Kiefergelenkwalzenfrakturen überhaupt operativ versorgt und ob von demselben Responder auch Skizzen für den Frakturtyp p (Neff B) vorliegen, die – falls ja – dem hier skizzierten PSI-Design gleichen oder nicht

Die Skizzen der PSI zur Versorgung einer Walzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C wurden nach den gleichen Kriterien wie unter 4.2.1.1 ausgewertet.

Die Skizzen bieten wieder klare Hinweise auf eine PSI Gestaltung mit unterschiedlichen Funktionalitäten je nach Einzeldarstellung.

Mit Ausnahme der Skizze von Responder 10 C, die lediglich ein PSI mit „Washer Funktion“ in Form einer geraden Platte unter einer LSF(P/L)SO zeigt, eignen sich offensichtlich alle übrigen Entwürfe zur Fragmentreposition (n = 9/10).

Die PSI aus den Skizzen 1C, 5C, 8C, 9C lassen sich zweifellos zur Präfixierung des medialen Fragments heranziehen (n = 4/10). In den genannten vier Skizzen sind die PSI jeweils in Kombination mit einer LSF(P/L)SO dargestellt (n = 4/10). Zur Verwendung der lateral inserierten Schrauben als Positional (P) oder aber als Lag (L) Screws beinhalten die Skizzen naturgemäß auch hier keine Information.

Dieselben in den Skizzen 1C, 5C, 8C und 9C entworfenen PSI verfügen über eine eingebaute Indikator- bzw. Navigatorfunktion zur Positionierung der LSF(P/L)SO, indem kompatible Plattenlöcher dazu über dem lateralen Frakturende im Ramus/Kollumbereich angeordnet sind. Zur Steuerung der Schraubenangulation bei der LSF(P/L)SO gestatten die Skizzen keine Aussage. Die PSI werden durch die Insertion der lateralen Schrauben gewissermaßen verriegelt und sind infolgedessen nicht mehr entfernbar, sodass sie automatisch auch eine „Washer Funktion“ zum Reinforcement der lateralen Schrauben-osteosynthese übernehmen.

Bei der LSF(P/L)SO werden die lateralen Schrauben kaudal des Frakturspalts (n = 2/4), oder aus dem Kollumbereich (n = 2/4) in das Walzenfragment inseriert. Hervorzuheben ist das PSI aus Skizze 5C, bei dem außer der Schraube von kaudal des Frakturspalts zusätzlich auch oberhalb davon eine Positional (P) oder Lag (L) Screw in den Kondylenpol platziert ist.

Ein PSI mit „Washer Funktion“ oder als alleiniger „Washer“ zur Stabilitätserhöhung im Sinne einer PSRPO geht aus den Skizzen mit den Codes 1C, 5C, 9C, 10C hervor.

PSI als „Stand Alone“ in Form großflächiger Platten oder umfangreicher Gerüste sind in den Skizzen 4C, 12C und 14 C abgebildet.

Zusammenfassend haben alle PSI Entwürfe – mit Ausnahme des PSI in Skizze 10C, das nur als individualisierter „Washer“ für eine 3-fach LSF(P/L)SO dient – Multifunktions-eigenschaften (n = 9/10).

Als Grundform der PSI sind – ähnlich wie bei der Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ B – wieder A-, L-, H- und Y-Formen, Gitter- und Gerüstkonstrukte, ein Kreuz-/Kleeblatt Design und ein gerades PSI abgebildet.

Die Lokalisation bzw. Anordnung der PSI auf der Rückseite des medialen Fragments kann sich nach den Skizzierungen lateral nahe dem Frakturspalt ( $n = 4/9$ ), lateral/medial ( $n = 3/9$ ), oder in der Mitte der Knochenfläche ( $n = 2/9$ ) befinden. Das PSI mit alleiniger „Washer“ Funktion in Skizze 10C hat seine Auflagefläche dementsprechend ausschließlich im Bereich des lateralen Fragments. Die Auflageflächen der PSI entlang der Kollum-/Ramusseite sind lateral unterhalb ( $n = 5/10$ ) bzw. oberhalb ( $n = 1/10$ ) der LSF(P/L)SO Insertionszone oder dorso-lateral unterhalb des Frakturspalts ( $n = 5/10$ ) positioniert.

8 PSI Entwürfe ( $n = 8/10$ ) weisen kaudale Extensionen zur Fixierung im Bereich des Kollums auf.

In diesem Zusammenhang nochmals zu erwähnen ist das PSI aus Skizze 10C, in der die eingezeichnete gerade „Washer“ Platte vergleichsweise weit nach kaudal reicht.

Was die Konfiguration des PSI bei Überbrückung des Frakturspalts betrifft, zeigen die PSI in den Skizzen 4C (wie in 4B) und 14C eine ausgedehnte Plattenbasis, die den Einblick auf den Frakturspalt stark einschränken oder sogar gänzlich unmöglich machen dürfte ( $n = 2/9$ ). Im Gegensatz dazu zeigen die PSI Skizzen 1C, 5C, 7C, 8C, 9C, 12C, 13C schmale Stege bzw. Verstreben über dem Frakturspalt ( $n = 7/9$ ).

In den Skizzen der PSI ist im Bereich der Fragmentenden eine unterschiedliche Anzahl von Plattenlöchern eingezeichnet, die entweder allesamt oder adaptiert an die intraoperativen Verhältnisse mit Mini- oder Mikroschrauben besetzt werden können. Über dem medialen Fragment weisen 5 PSI Skizzen 2 Löcher ( $n = 6/9$ ), 1 Skizze 3 Löcher ( $n = 1/9$ ) und 2 Skizzen 4 Löcher ( $n = 2/9$ ) zur Befestigung mit Mikroschrauben auf. Am lateralen Frakturende sind entweder 2 Löcher ( $n = 4/10$ ), 3 Löcher ( $n = 2/10$ ), 4 Löcher ( $n = 2/10$ ) oder 5 Löcher ( $n = 2/10$ ) vorgesehen.

Wie viele Plattenlöcher der PSI jeweils von vorneherein invariabel mit Schrauben belegt werden sollen, ist nur in den Skizzen 1C, 7C, 9C und 10C festgelegt.

#### 4.2.2.2 Notwendigkeit unterschiedlicher PSI-Designvarianten bei den Frakturen AO-Typ p/Neff-Typ C versus AO-Typ p/Neff-Typ B – Ja? oder Nein?

Über die Notwendigkeit grundsätzlich unterschiedlicher PSI-Designvarianten für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C gegenüber Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B gingen die Meinungen auseinander: 9 Responder (36 %) entschieden sich dafür, 6 (24 %) waren unbestimmt bzw. zogen dies möglicherweise in Betracht, während 10 Responder (40 %) diese Notwendigkeit verneinten.

[Zahl der Responder aus dem Gesamtkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachwahlfrage (vgl. Teil II, 3.2.1)]

Als Hauptkriterien für ein unterschiedliches PSI-Design ergaben sich aus der Häufigkeitsverteilung der Antworten im Subkollektiv der Befürworter eines speziellen Designs bei AO-Typ p/Neff-Typ C Frakturen (n = 13/15) die operative Zugänglichkeit bzw. der Überblick auf den Frakturspalt (69 %) und die Konfiguration in Bezug auf den Verlauf und die Reichweite des Frakturspalts nach kaudal (69 %). Ebenfalls hohe Stellenwerte (jeweils 54% der Responder) hatten der Dislokations- bzw. Luxationsgrad des medialen Walzenfragments sowie die Größe des medialen Fragments.

Der Art der Fragmentation (46 %) und der Konfiguration des Frakturendes („Knochenstumpf“) im seitlichen Kollum-/Ramusbereich wurde von 39 % der Responder vergleichsweise weniger oft eine Bedeutung beigemessen (Abbildung 4.2-9)

Fragebogen Teil II, 3.2.2

Gründe für ein unterschiedliches PSI Design bei AO-Typ p / Neff-Typ C gegenüber AO-Typ p / Neff-Typ B Fraktursituationen

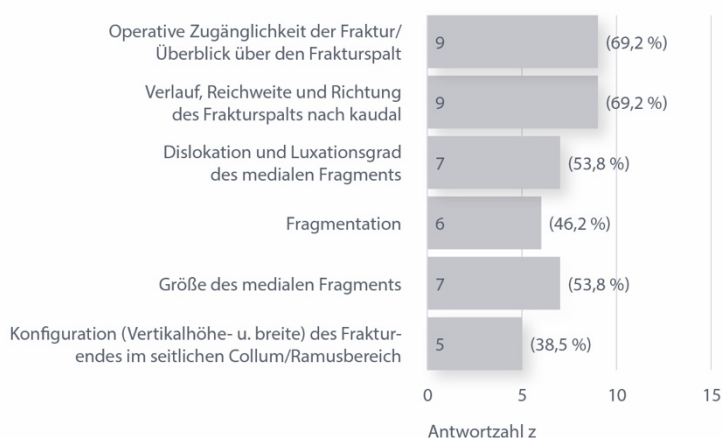


Abbildung 4.2-9 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.2 „Worin bestehen die Hauptunterschiede für das PSI-Design bei einer AO-Typ p/Neff-Typ C Fraktursituation, die bei einem Frakturlinienverlauf lateral der Lateralen Polzone eine besondere Rolle spielen?“, Zahl der Responder aus dem Subkollektiv n = 13/15, Anzahl der Antworten z = 43, Mehrfachauswahlfrage mit a = 12 Mehrfachantworten (5 Responder haben zwei, 2 Responder haben 3, 1 Responder hat 4, 2 Responder haben 5, 2 Responder haben 6 Antworten abgegeben) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 330,7 %) bezogen auf n = 13 Responder

#### 4.2.2.3 Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C

##### 4.2.2.3.1 AO-Typ p/Neff-Typ C – Dimensionierung des PSI

Hinsichtlich der Dimensionierung des PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. Teil II, Frage 3.2.3) entschieden sich 11 Responder (48 %) für die Größenordnung von Mikroplatten und 16 Responder (70 %) für eine Dimensionierung in Miniplattengröße.

[Zahl der Responder auf diese Frage aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv (n = 23/26). Zahl der Antworten z = 27, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 4 Zweifachfachantworten  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 118 %) bezogen auf n = 23 Responder]

##### 4.2.2.3.2 AO-Typ p/Neff-Typ C – Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral

Als geeigneter Applikationsort des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments wurde eine laterale frakturspaltnahe Lokalisation von 9 Respondern (41 %) angegeben. Eine ähnlich hohe Zahl von Respondern sprach sich für eine laterale und mediale (36 %) Lokalisation des PSI aus. Auf eine Position der Osteosyntheseplatte in der Mitte des medialen Fragments legten sich 14 % fest. Auf eine mediale Position fiel keine Antwort. 2 Responder (9 %) hatten andere, nicht näher konkretisierte Vorstellungen (Abbildung 4.2-10).

Fragebogen Teil II, 3.2.4  
KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C  
Lokalisation des PSI auf der Rückseite des medialen Fragments

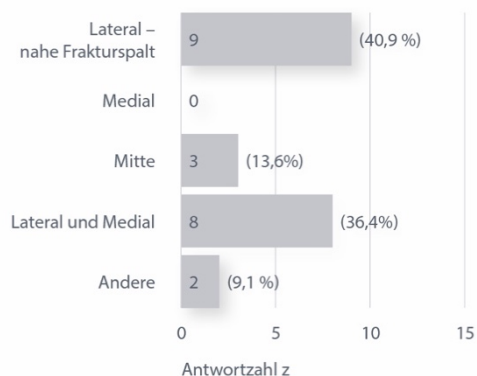


Abbildung 4.2-10 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.4 [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Wo soll das PSI auf der Rückseite des medialen Fragments aufliegen?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 22/26, Anzahl der Antworten z = 22 entsprechend der Anzahl der Responder; Mehrfachauswahlfrage mit a = 0 Mehrfachantworten  $\Rightarrow \sum$  der Antworten = 100 %



Für die PSI Platzierung im Bereich des lateralen (Kollum) Frakturendes bzw. Ramusstumpfes wurde von 64 % der Responder eine dorso-laterale Lage unterhalb des Frakturspalts angegeben. Eine dorso-laterale Lage nahe des Frakturspalts wurde demgegenüber nur von 14 % der Responder als für die Lokalisation geeignet eingestuft. Eine laterale Applikation des PSI unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung wurde von 27 % der Responder als Antwort gewählt (Abbildung 4.2-11).

Fragebogen Teil II, 3.2.5

KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C

Lokalisation des PSI im Bereich des Frakturendes auf der Collum/Ramuseite

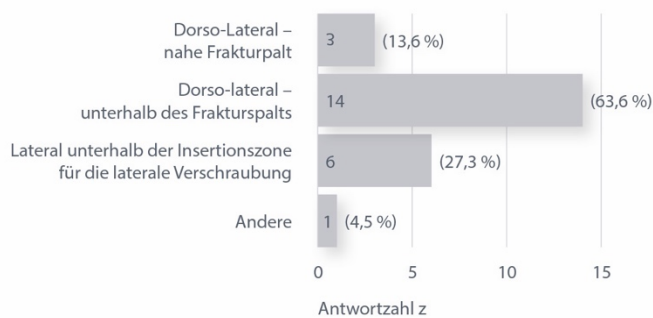


Abbildung 4.2-11 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.5 [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Wo soll das PSI im Bereich des Ramus bzw. Kollum Ramus Frakturendes aufliegen?“ Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 22/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 24$ , Mehrfachauswahlfrage mit  $a = 2$  Mehrfachantworten (Zweifachantworten)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 109,0 %) bezogen auf  $n = 22$  Responder

#### 4.2.2.3.3 AO-Typ p/Neff-Typ C – Ausgangs-/Grundform der PSI

In ihren Antworten zur Grundform des PSI bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C nannten 23 Responder am häufigsten (52 %) die Gitterform.

Mit einer Häufigkeit von 35 % wählten sie eine L-Form aus. 17 % der Responder entschieden sich für ein H-förmiges Implantat mit asymmetrischen Plattenschenkeln. Für eine Verwendung in H-Form mit symmetrischen Plattenschenkeln, S-Form, T-Form sowie von Osteosyntheseplatten mit Kleeblatt oder Kreuzform gab es keine oder nur einzelne Votes von jeweils 4,3 % (Abbildung 4.2-12).

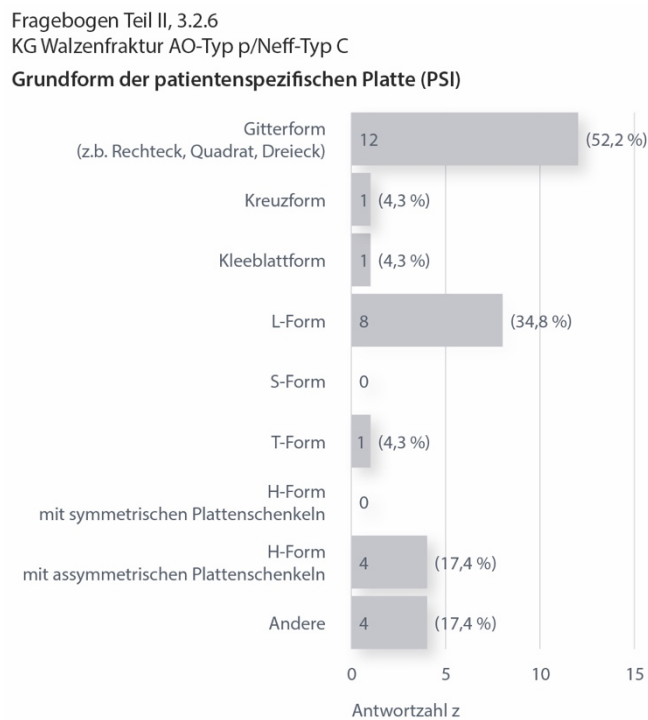


Abbildung 4.2-12 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.6 [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Welche Ausgangs-/Grundform der patientenspezifischen Platte (PSI) halten Sie für angebracht?“, Zahl Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 23/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 31$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 8$  Zweifachantworten  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 134,7 %) bezogen auf  $n = 23$  Responder

#### 4.2.2.3.4 AO-Typ p/Neff-Typ C – Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf den Frakturseiten – medial und lateral

Für die zahlenmäßige Ausstattung des PSI auf der medialen Fragmentseite mit Plattenlöchern fielen die Entscheidungen von insgesamt n = 23 Respondern in absteigender Häufigkeit mit einem Prozentsatz von 74 % auf 2 Löcher, von 26 % auf 3 Löcher und mit 9 % auf 4 Löcher (Abbildung 4.2-13).

Fragebogen Teil II, 3.2.7a  
 KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C  
 Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf der medialen Fragmentseite

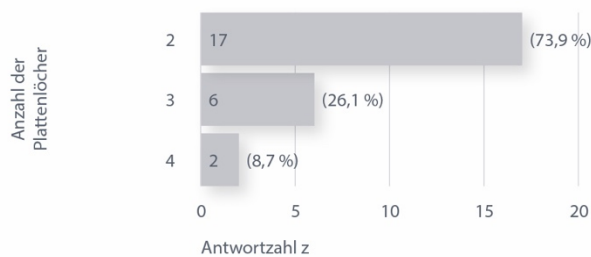


Abbildung 4.2-13 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.7 [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Wie viele Löcher sollte die Platte (PSI) auf den Frakturseiten aufweisen?“ Mediales Fragment, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 23/26, Anzahl der Antworten z = 25, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 2 Mehrfachantworten (beides Zweifachantworten) ⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 108,7 %) bezogen auf n = 23 Responder

Für den Bereich des lateralen Frakturendes (Kollum/Ramus) wurde in der Reihenfolge absteigender Häufigkeit, von einem Prozentsatz von 48 % der Responder eine Wahl für 3 Löcher, von 44 % für 2 Löcher und mit 22 % für 4 Löcher zur Ausstattung des PSI getroffen (Abbildung 4.2-14).

Fragebogen Teil II, 3.2.7b  
 KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C  
 Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf der lateralen Fragmentseite (Collum/Ramus)



Abbildung 4.2-14 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.7b [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Wie viele Löcher sollte die Platte (PSI) auf den Frakturseiten aufweisen?“ Laterales Fraktur-ende (Kollum/Ramus), Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 23/26, Anzahl der Antworten z = 26, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 3 Zweifachantworten (⇒  $\sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 113 %) bezogen auf n = 23 Responder

#### 4.2.2.3.5 AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein?

Dass ein PSI die Einstellung eines dislozierten medialen Fragments gemäß einer Repositionshilfe vereinfachen soll, bejahten 23 Responder (92 %). 2 Responder (8 %) verneinten diese Funktionalität im Anforderungsprofil.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 3.2.8)]

#### 4.2.2.3.6 AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein?

Der Einsatz von PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C wurde von 14 Respondern (58 %) vorbehaltlos bejaht.

Für 6 Responder (25 %) mussten als Voraussetzung dazu besondere Frakturverläufe vorliegen. Von 4 Respondern (17 %) wurde ein PSI in „Stand Alone“ Anwendung grundsätzlich negiert.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 24/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 3.2.9)]

#### 4.2.2.3.7 AO-Typ p/Neff-Typ C – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO – Ja? oder Nein?

Eine Beantwortung der Frage (vgl. Teil II, Frage 3.2.10) zur PSI Ausstattung mit einem Indikator für die Insertion der Schrauben von lateral (LFSPSO) war nur für das Subkollektiv der 4 Responder vorgesehen, die eine „Stand Alone“ Stabilisierung bei Walzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C abgelehnt hatten.

Alle 4 Responder (100 %) aus diesem Subkollektiv gaben ihre Zustimmung, dass das PSI dann einen Indikator für die Positionierung der Schrauben besitzen sollte.

#### 4.2.2.3.8 AO-Typ p/Neff-Typ C – Beurteilung des Frakturspalts nach Applikation des PSI – Ja? oder Nein?

Die Notwendigkeit während des Repositionsvorgangs mit dem PSI bzw. nach dessen Applikation den Frakturspalt sicher beurteilen zu können wurde von einer Mehrheit von 20 Respondern (87 %) bejaht und von 3 Respondern (13 %) verneint.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 23/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, Frage 3.2.11)]

#### 4.2.2.3.9 AO-Typ p/Neff-Typ C – Schraubendesign zur PSI Befestigung

Bei der Mehrfachauswahl zum Design der Befestigungsschrauben für die PSI fielen die meisten Entscheidungen (70 % der Responder) auf konventionelle Schrauben und in zweiter Linie mit 52 % auf selbstschneidende Schrauben. Lockingschrauben und selbstbohrende Schrauben wurden mit jeweils 17 % deutlich seltener berücksichtigt (Abbildung 4.2-15).

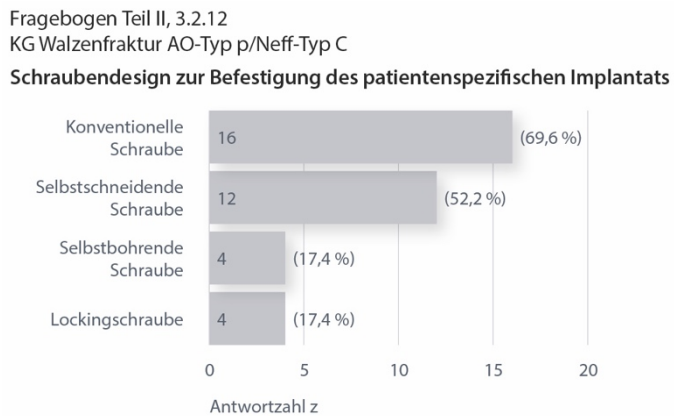


Abbildung 4.2-15 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.12 [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Welches Schraubendesign eignet sich für das patientenspezifische Implantat (PSI)?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 23/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 36$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 9$  Mehrfachantworten (5 Responder haben 2, 4 Responder haben 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 156,6 %) bezogen auf  $n = 23$  Responder

#### 4.2.2.3.10 AO-Typ p/Neff-Typ C – Durchmesser der Befestigungsschrauben für das PSI

Als ein geeigneter Durchmesser für die Befestigungsschrauben der PSI wurde 1,3 mm von 52 % und 1,5 mm von 56 % der Responder genannt. 36 % der Voten bezogen sich auf einen Schraubendurchmesser von 1,8 mm. Kleinere Schraubendurchmesser von 1,2 mm sowie von 1,1 mm konnten nur 20 % bzw. 12 % der Voten auf sich versammeln (Abbildung 4.2-16).

Fragebogen Teil II, 3.2.13

KG Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C

Durchmesser der Befestigungsschrauben des patientenspezifischen Implantats

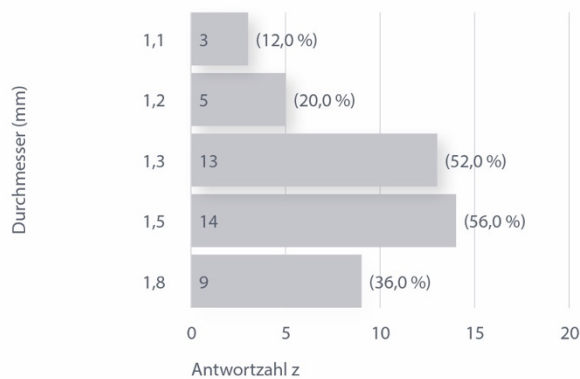


Abbildung 4.2-16 Antworten zu Fragebogen Teil II, 3.2.13 [KG-Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C] „Welcher Schraubendurchmesser eignet sich für das patientenspezifische Implantat (PSI)?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 25/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 44$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 16$  Mehrfachantworten (13 Responder haben 2, 3 Responder haben 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 176,0 %) bezogen auf  $n = 24$  Responder

#### 4.2.2.3.11 AO-Typ p/Neff-Typ C – Ergänzende Designkriterien eines PSI

Bei der abschließend gestellten offenen Frage (vgl. Teil II 3.2.14) nach weiteren im Fragebogen nicht genannten maßgeblichen Kriterien für das PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C, wurde lediglich von einem Responder die Notwendigkeit für zusätzliche Retentionselemente ergänzt.

#### 4.3 Allgemeine Aspekte – Präoperative Diagnostik und Virtuelle Planung bei Verwendung eines PSI

##### 4.3.1 Allgemeine Aspekte – Diagnostik vor der PSI Planung bzw. Anfertigung

Vor der CAD/CAM Fertigung eines patientenspezifischen Implantats muss die individuelle Anatomie des Ramus mandibulae, einschließlich des Processus condylaris und der Kiefergelenkwalze mit Hilfe eines Schnittbildverfahrens erfasst werden.

Die Antworten zur Auswahl einer geeigneten Bildgebungstechnik fielen mit einem Prozentsatz von 65 % auf das DVT sowie mit 62 % auf das CT, in 27 % auf eine Kombination beider Verfahren (Abbildung 4.3-1).

Fragebogen Teil II, 4.1

Schnittbildverfahren zur patientenspezifischen Erfassung für die CAD/CAM Fertigung des PSI

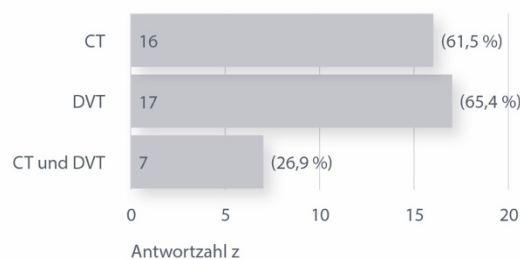


Abbildung 4.3-1 Antworten zu Fragebogen Teil II, 4.1 „Welches Schnittbildverfahren würden Sie zur patientenspezifischen Erfassung im Hinblick auf das CAD/CAM Fertigungsverfahren wählen?“ Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 26/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 33$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 7$  Mehrfachantworten (alles Zweifachantworten)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 153,8 %) bezogen auf  $n = 26$  Responder

##### 4.3.2 Allgemeine Aspekte – Virtuelle Planung – Spiegelungsverfahren – Ja? oder Nein?

Sofern es sich um eine einseitige Kiefergelenkwalzenfraktur handelt, lassen sich im Prinzip virtuelle Spiegelungsverfahren von der intakten Seite zur Rekonstruktion bzw. Erstellung eines Modells anwenden. Ein derartiges Vorgehen hielten 13 Responder (50 %) nur bedingt für angebracht, 9 (35 %) stimmten dem zu, während 4 Responder (15 %) eine Spiegelung verneinten.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 26/26$  auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 4.2)]

## 4.4 Allgemeine Aspekte – Operative Eingliederung des PSI

### 4.4.1 Präoperative Phase bei Verwendung von PSI

#### 4.4.1.1 Angestrebter Zeitpunkt der Operation nach Trauma

Auf die Frage in welchem Zeitraum eine operative Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen mit Eingliederung eines PSI günstigerweise stattfinden sollte, wurde von 15 Respondern (60 %) das Intervall nach Abklingen der Weichgewebeswellung ausgewählt. Für eine möglichst sofortige Eingliederung des PSI oder eine verzögerte Applikation, nach mehr als 8-10 Tagen, sprachen sich deutlich weniger Responder (n = 7 oder 28 % bzw. n = 6 oder 24 %) aus (Abbildung 4.4-1).

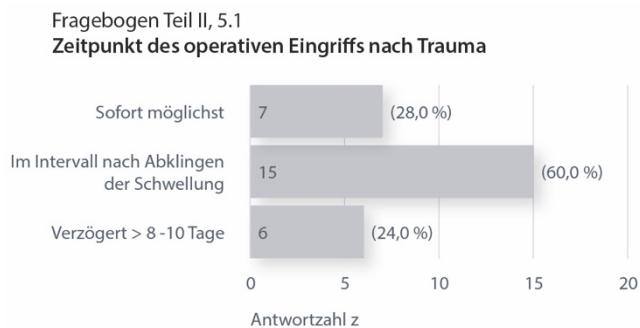


Abbildung 4.4-1 Antworten zu Fragebogen Teil II, 5.1 „In welchem Zeitraum nach Trauma soll die operative Eingliederung des PSI Eingriff stattfinden?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26, Anzahl der Antworten z = 28, Einfachfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 2 Mehrfachantworten (1 Responder hat 2, 1 Responder hat 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 112 %) bezogen auf n = 25 Responder

#### 4.4.1.2 Erforderlicher Zeitraum zur Planung und Herstellung des PSI

Ein Zeitraum von durchschnittlich nicht mehr als 5 Tagen für die CAD/CAM Planung und PSI Herstellung, die sog. „Lead Time“ zur Primärversorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen (vgl. Teil II, Frage 5.2), wurde von den Respondern (n = 25/26) als realistisch eingeschätzt.

Die Einhaltung eines Maximalwerts für den Planungs-/Produktionszeitraum („Throughput“ bzw. „Lead Time“) (vgl. Teil II, Frage 5.3) von circa 7 Tagen im Durchschnitt (nach Berechnung aus den Einzelangaben) wurde von den Respondern (n = 25/26) noch als akzeptabel erachtet.



#### 4.4.1.3 IMF/MMF temporär bis zur OP – Ja? oder Nein?

Die Verwendung einer IMF/MMF (intermaxilläre bzw. mandibulo-maxilläre Fixation) in der Zeit bis zur PSI Fertigstellung bzw. bis zum operativen Eingriff bejahten 17 Responder (65 %), 9 Responder (35 %) verneinten diese.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 26/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, Frage 5.4)]

##### 4.4.1.3.1 IMF/MMF Verfahren

Die Antworten der n = 17 Responder, die sich zuvor für eine temporäre IMF/MMF bis zur OP ausgesprochen hatten, waren in der Reihenfolge absteigender Häufigkeiten folgenden MMF Verfahren zuzuordnen: mit einem Prozentsatz von 65 % IMF/MMF Schrauben, mit 35 % Drahtbogenkunststoffschiene, z.B. in Form einer Schuchardt-schiene sowie mit jeweils 17 % Schrauben/Schiene Hybriden und Drahtligaturen. Für Gummizüge im Rahmen des IMF/MMF Verfahrens wurde von 48 % der Responder votiert (Abbildung 4.4-2).

Fragebogen Teil II, 5.5  
IMF/MMF Verfahren

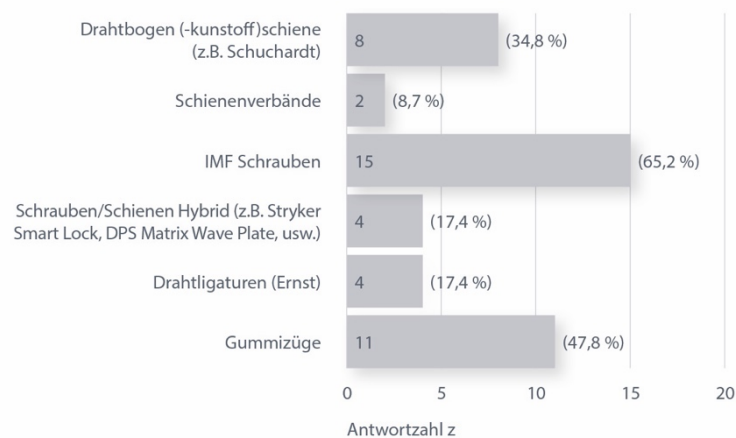


Abbildung 4.4-2 Antworten zu Fragebogen Teil II, 5.5 „Welches Verfahren würden Sie bis zur OP zur zwischenzeitlichen IMF/MMF dazu verwenden?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 23/26, Anzahl der Antworten z = 44, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 14 Mehrfachantworten (10 Responder haben 2, 1 Responder hat 3, 3 Responder haben 4 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 191,3 %) bezogen auf n = 23 Responder

#### 4.4.2 Allgemeine Aspekte – Zugangswege und intraoperative Vorgehensweisen bei Verwendung von PSI

Zur operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde von n = 24 Respondern (92 %) ein präaurikulärer Zugangsweg gewählt. 11 Responder (42 %) entschieden sich für einen retroaurikulären Zugang. 2 Stimmen (8 %) waren einem „sonstigen“ Zugang zugedacht (Abbildung 4.4-3).

Fragebogen Teil II, 5.6  
Zugangsweg zur Frakturversorgung

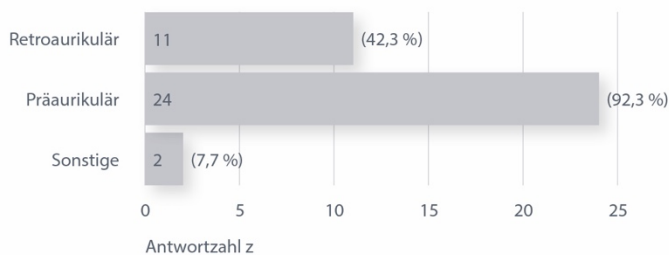


Abbildung 4.4-3 Antworten zu Fragebogen Teil II, 5.6 „Welcher Zugangsweg zur Frakturversorgung sollte gewählt werden?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 26/26, Anzahl der Antworten z = 37, Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet a = 10 Mehrfachantworten (9 Responder haben 2, 1 Responder hat 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten >100 % (i.e. = 142,3 %) bezogen auf n = 26 Responder

##### 4.4.2.1 Argumente für die Wahl des Zugangswegs

Unter den Argumenten für die Art des OP Zugangswegs fand sich folgende prozentuale Häufigkeitsverteilung der Stimmabgaben bezogen auf n = 26 Responder:

Bessere Sichtverhältnisse und leichtere Zugänglichkeit zum Frakturspalt in 85 %, die Vertrautheit mit der bevorzugten Technik in 65 %, die Risikominimierung von N. facialis Läsionen in 54 % und die Reduktion postoperativer Langzeitkomplikationen in 46 %. Weitere Begründungen versammelten sich mit 42% auf die Vermeidung sichtbarer Narben und den notwendigen Zeitaufwand (39 %). Nur 1 Stimme (4 %) begründete den gewählten Zugangsweg mit der Dauer der Nachbehandlung. Unter der Option „Sonstige“ (8 %), machten 2 Responder eigene Angaben. Von diesen 2 Respondern wurden als ergänzend Argumente die Vermeidung einer Entzündung des äußeren Gehörgangs und der Wunsch des Patienten genannt (Abbildung 4.4-4).

#### Fragebogen Teil II, 5.7

#### Argumentation für den gewählten Zugangsweg

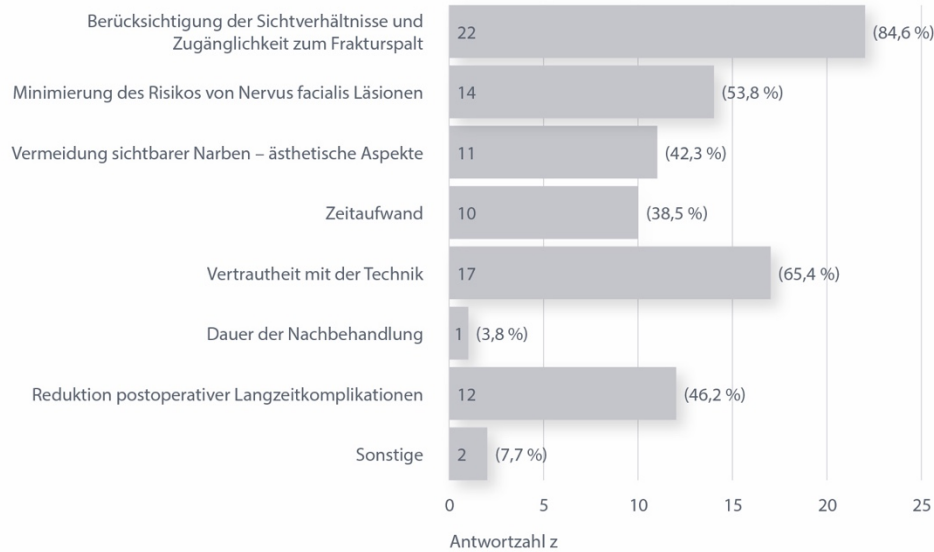


Abbildung 4.4-4 Antworten zu Fragebogen Teil II, 5.7 „Wie argumentieren Sie für den gewählten Zugangsweg zur operativen Eingliederung des PSI?“ Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 26/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 89$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 24$  Mehrfachantworten (3 Responder haben 2, 10 Responder haben 3, 7 Responder haben 4, 3 Responder haben 5, 1 Responder hat 8 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 342,3 %) bezogen auf  $n = 26$  Responder

#### 4.4.3 Allgemeine Aspekte – Spezialinstrumentarium zur Insertion von PSI

Ein Spezialinstrumentarium, um die Insertion eines PSI zu erleichtern, bejahten 21 Responder (81 %). 5 Responder (19 %) verneinten die Notwendigkeit dazu.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 26/26$  auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, Frage 5.8)].

#### 4.4.4 Allgemeine Aspekte – Intraoperative Navigation bei PSI Verwendung – Ja? oder Nein?

Der Sinn und Zweck einer intraoperativen Navigation bei Verwendung eines PSI wurde mehrheitlich von 22 Respondern (88 %) verneint. 3 Responder (12 %) bejahten deren Nützlichkeit.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 25/26$  auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 5.9)]

#### 4.4.5 Allgemeine Aspekte – Intraoperative Bilddiagnostik

Von 19 % der Responder wurde keine Notwendigkeit zur intraoperativen Bildgebung gesehen (Abbildung 4.4-5). Bei Zustimmung zur intraoperativen Bildgebung wurde als geeignetes Verfahren dazu, in absteigender Häufigkeit von 71 % der Responder, die Cone Beam CT, von 33 % der Responder der C-Bogen und von 24 % der Responder das konventionelle CT ausgewählt.

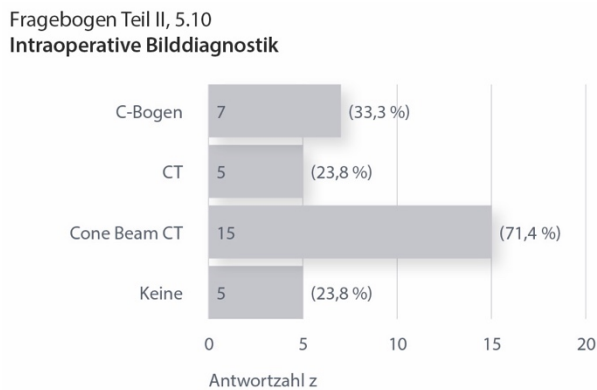


Abbildung 4.4-5 Antworten zu Fragebogen Teil II, 5.10 „Welche intraoperative Bilddiagnostik würden Sie bei der operativen Eingliederung des PSI verwenden?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 21/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 27$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 5$  Mehrfachantworten (4 Responder haben 2, 1 Responder hat 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 152,3 %) bezogen auf  $n = 21$  Responder

#### 4.4.6 Allgemeine Aspekte – Behandlung des diskoligamentären Apparats – Ja? oder Nein?

Jeweils die Hälfte der Responder (50 %) stimmte für bzw. gegen eine Notwendigkeit zur operativen Behandlung des diskoligamentären Apparats im Rahmen der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 24/26$  auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 5.11)]

#### 4.5 Allgemeine Aspekte – Postoperative Vorgehensweise bei der Verwendung von PSI

##### 4.5.1 Postoperative IMF /MMF – Ja? oder Nein?

Bei der Grundsatzentscheidung für oder gegen eine IMF/MMF im Rahmen des postoperativen Managements fiel das Votum bei 16 der Responder (64 %) auf eine Immobilisierung des Unterkiefers, von 9 Respondern (36 %) wurde dies verneint.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 6.1)]

Aus dem Subkollektiv der Befürworter (n = 16) entschieden sich 13 Responder (81%) für eine postoperative IMF/MMF mit elastischen Gummizügen und 3 Responder (19 %) für eine starre Fixierung.

##### 4.5.2 Allgemeine Aspekte – Entfernung von nicht-resorbierbarem Osteosynthesematerial

Eine Notwendigkeit zur Entfernung nicht-resorbierbaren Osteosynthesematerials wurde von 10 Respondern (40%) mit Ja beantwortet, von 4 (16 %) mit Nein und von 11 (44%) nur unter bestimmten Bedingungen erwogen.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 25/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 6.2)]

##### 4.5.2.1 Zeitpunkt zur Entfernung nicht-resorbierbaren Osteosynthesematerial

Als geeigneter Zeitpunkt zur postoperativen Entfernung des Osteosynthesematerials ließen sich aus den numerischen Angaben der 18 Responder zu dieser Frage durchschnittlich 6 Monate errechnen.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 18/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 6.3)]

#### 4.5.3 Allgemeine Aspekte – Postoperatives Bildgebungsverfahren

Was die postoperative Bildgebung anbelangt, stand das DVT mit 21 der Antworten an der Spitze der prozentualen Häufigkeit (84%). Die CT erhielt 10 Antworten (40 %) und für das OPT wurden 9 Antworten (36 %) abgegeben. Das konventionelle Schädelröntgen fand keine Berücksichtigung (Abbildung 4.5-1).

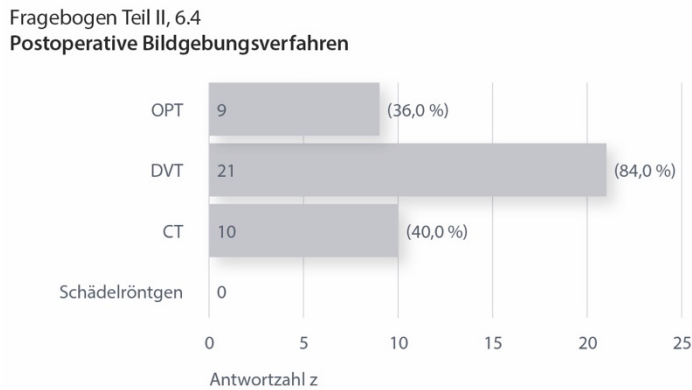


Abbildung 4.5-1 Antworten zu Fragebogen Teil II, 6.4 „Welches postoperative Bildgebungsverfahren verwenden Sie?“, Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 25/26$ , Anzahl der Antworten  $z = 40$ , Einfachauswahlfrage, dessen ungeachtet  $a = 13$  Mehrfachantworten (11 Responder haben 2, 2 Responder haben 3 Antworten abgegeben)  $\Rightarrow \sum$  der Antworten  $>100\%$  (i.e. = 160,0 %) bezogen auf  $n = 25$  Responder

## 4.6 Allgemeine Aspekte – Erfolgskontrolle

### 4.6.1 Zeitraum bis zur Evaluation des Operationsergebnisses

Aus der Berechnung der Angaben der Responder zur Frage, nach welchem Zeitraum die abschließende Erfolgsbeurteilung der operativen Frakturbehandlung unter Zuhilfenahme eines PSI erfolgen sollte, resultierte ein Zeitraum von durchschnittlich 8 Monaten postoperativ.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv  $n = 25/26$  auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 6.5)]

### 4.6.2 Allgemeine Aspekte – Methoden zur objektiven Überprüfung des funktionellen Operationsergebnisses

Zur objektiven Überprüfung („Technischen Bestätigung“) des funktionellen Operationsergebnisses (vgl. Teil II, Frage 6.6) nannten 22 Responder im Freitext nachfolgende Möglichkeiten:

- klinische und instrumentelle Funktionsanalyse ( $n = 5/22$ )
- Helkimoindex ( $n = 3/22$ )
- Kontrolle der Okklusion, inklusive maximaler Schneidekantendistanz ( $n = 16/22$ )
- Laterotrusion und Mediotrusion, Protrusion ( $n = 13/22$ )

Neben diesen Methoden zur objektiven Überprüfung des funktionellen Operationsergebnisses wurden entgegen der Fragestellung auch die nachstehenden subjektiven Verfahren genannt:

- Mandibular Function Impairment Questionnaire (MFIQ) ( $n = 1/22$ )
- Health-Related Quality of Life Index (HRQoL) ( $n = 1/22$ )
- Schmerzen (VAS) ( $n = 5/22$ )

#### 4.7 Abschließende Einschätzung der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und C mit einem PSI

##### 4.7.1 Risiken und potenzielle Schwachstellen der patientenspezifischen Osteosynthese

Abschließend bejahten 15 Responder (58 %) (n = 15/26) von insgesamt n = 26 der Rücksender des Fragebogens Teil II mögliche weitere Risiken und potenzielle Schwachstellen über die in Wort und Bild skizzierten PSI-Designs hinaus (vgl. Teil II, Frage 7.1). 7 Responder (27%) verneinten eine derartige Problematik (n = 7/26).

In optionalen Freitext-Formulierungen (vgl. Teil II, Frage 7.2) wurden von 13 Respondern (n = 13/15) dabei folgende Risiken und potenzielle Schwachstellen genannt:

- großer zeitlicher Aufwand bis zur Verfügbarkeit des PSI, verbunden mit einer – ggf. notwendigen – temporären Versorgung des Patienten
- Applikation eines zu groß konzipierten PSI
- eine zu groß dimensionierte Repositionshilfe, bei intraoperativ eingeschränkten Platzverhältnissen, wird als schwer beherrschbare Schwierigkeit vermutet
- Erreichbarkeit, insbesondere der Dorsalfläche der Kiefergelenkwalze, ist problematisch
- eingeschränkte Sicht und eine Bedeckung des Frakturspalts durch das PSI können die Beurteilung des Repositionsergebnisses intraoperativ erschweren
- mangelnde Flexibilität/Adaptationsmöglichkeit des PSI bei intraoperativ anderem situs als antizipiert
- Erreichbarkeit der PSI Schraubenlöcher im notwendigen Winkel von dorsal
- Finanzierbarkeit des PSI

##### 4.7.2 Allgemeine Aspekte – Definition Allgemeingültiger Kriterien für ein PSI-Design – Ja? oder Nein?

Die Meinung, ob sich allgemeingültige Kriterien für ein brauchbares PSI-Design (d.h. ein Grund- bzw. Proto- oder Archetyp- Design) zur Verwendung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen definieren lassen, bejahten 15 (68 %) Responder, während dies von 7 Respondern (32 %) verneint wurde.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 22/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 7.3)]



4.7.3 Allgemeine Aspekte – Nutzen –  
Ja? oder Nein? – einer in vitro/FEA (Finite Element Analyse)  
eines PSI Prototyps

Für die Durchführung einer in vitro/FEA (Finite Element Analyse) des PSI Prototyps im Falle einer „Stand Alone“ Stabilisierung der Fraktur durch das PSI votierten mit Ja – 18 Responder (78 %), 5 Responder (22 %) stimmten mit Nein.

[Zahl der Responder aus dem Gesamt Rücksenderkollektiv n = 23/26 auf diese Einfachauswahlfrage (vgl. Teil II, 7.4)]

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der eigenen Fälle

Die Fälle 1, 2 und 3 wurden in einem Zeitraum operativ behandelt, bevor die wegweisenden Arbeiten zu Rolle und Design von PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen von der Gruppe um Pavlychuk (Pavlychuk et al. 2019a, 2020a, b, c) publiziert worden waren. Nur bei der ORIF/PSRPO von Fall 4 wurde versucht, das innovative Konzept – soweit damals bekannt – zu implementieren. Verfügbar war zu diesem Zeitpunkt nur der erste in Ukrainisch verfasste Artikel (Pavlychuk et al. 2019a). Die zweite ebenfalls in Ukrainisch verfasste Publikation (Pavlychuk et al. 2020a) erschien zwar im Januar/Februar 2020, war aber im Zeitraum der virtuellen CAD/CAM Planung und OP noch nicht verfügbar.

Das PSI in den ersten 3 Fällen entsprach einer Platte zur Reposition und (Prä-) Fixierung des medialen Walzenfragments.

Eine kritische Würdigung, einschließlich Fall 4, ist am Ende jeder Fallbeschreibung nachzulesen.

Im Fall 3 handelte es sich um einen Eingriff zur Sekundärkorrektur einer in Fehlstellung verheilten Walzenfraktur. Die Reosteotomie der Walze in Verbindung mit einem PSI zur Reposition und (Prä-) Fixierung stellte ein Novum dar – gegenüber bis dato üblichen Korrekturverfahren wie der sagittalen Spaltungsosteotomie des Unterkieferramus, Arthroplastiken oder einem alloplastischem Gelenkersatz (Kumaran und Soh 2020).

In allen ersten 3 Fällen verblieb das PSI zur Zusatzstabilisierung der haupt-lasttragenden LSFPSO in situ, aus der Präfixierung wurde also eine langfristige Fixierung.

Das Design der PSI von Fall 1 bis zu Fall 3 wurde einer Lernkurve entsprechend abgeändert:

In Fall 1 verhinderte die Basis des Implantatanteils die Sichtkontrolle auf den Frakturspalt bei der Reposition und Reapproximierung der Fragmente. Nach dieser Erfahrung wurde beim Design in den Fällen 2 und 3 auf ausreichend große Sichtfenster geachtet.

Im Fall 2 war die Applikation des P-förmigen PSI unproblematisch. Dagegen erwiesen sich im Nachhinein Unzulänglichkeiten bei der virtuellen Planung der LSFPSO. Eine Spiegelung des Gelenkkopfs von der intakten Gegenseite bietet ein einfaches und

schnelles Verfahren zur Wiederherstellung der Außenkonturen des Gelenkkopfs in anatomisch-topografischer Position des virtuellen Modells.

Seitenasymmetrien der Kondylusköpfe, die nach neueren CBCT Untersuchungen in bis zu 15 % der Fälle massiv ausgeprägt sein können (Santander et al. 2020), liefern ein prinzipielles Gegenargument zu diesem Prozedere.

Zuverlässiger ist die zeitlich aufwendige und mühsame virtuelle Reposition der tatsächlich vorliegenden Fragmente. In jedem Fall wichtig ist es, den Frakturverlauf bzw. Frakturspalt in einer Transparenzdarstellung wiederzugeben, um die Dimensionen und das intramedulläre Raumangebot für die Stellschrauben im medialen Fragment sowie im lateralen Ramusstumpf einschätzen zu können. Eine CAD Darstellung der äußeren Schraubenschäfte/Köpfe allein, mit arbiträrer Position und Neigungseinstellung nach eingefahrenen operativen Denkmustern, ist ungenügend und vorprogrammiert Fehler.

Posttraumatische Sekundärkorrekturen von in Fehlstellung verheilten Frakturen geben andere Bedingungen vor als eine Primärversorgung.

Wie im Fall 3 einer Kiefergelenkwalzenfraktur können Resorptions- und Remodellationsprozesse zur weiteren Deformation der Fragmente geführt haben. Die knöcherne Konsolidierung kann dabei so weit fortgeschritten sein, dass der ehemalige Verlauf des Frakturspalts nicht mehr zu identifizieren ist. Die virtuelle Planung, die, wie orthognath chirurgische Eingriffe, letztendlich eine Korrektur der Okklusionsverhältnisse bezwecken soll, wird dadurch komplizierter und vergleichsweise zeitaufwendig. In einem iterativen Prozess müssen jeweils probeweise Osteotomielinien angelegt und deren Eignung durch die Reposition der entstandenen Segmente überprüft werden, solange bis eine möglichst ideale Konfiguration erreicht ist. Erschwerend kommt hinzu, dass eine Osteotomie intraoperativ nur von der Dorsalfläche des Caput bzw. oberen Kollumbereichs ausgehend angelegt werden kann und im Gegensatz zu den glatten Schnittflächen in der virtuellen Planung immer mit einer unregelmäßigen Abtragung von mehr oder weniger Knochensubstanz durch das Schneideinstrument (Säge, Fräse, Piezotom) einhergeht. Von neuen Technologien (Laserosteotomie, Roboter-Steuerung, usw.) ist zu erwarten, dass sie den Substanzabtrag minimieren und in der Lage sein werden, definierte glattwandige Knochenoberflächen im Osteotomiespalt herzustellen (Baek et al. 2015, Ureel et al. 2021, Honigmann et al. 2022).

Noch entstehen durch den unkalkulierbaren Materialabtrag sowie bei der Verschiebung und Reapproximierung der Segmente unvermeidlich Inkongruenzen und Öffnungszonen innerhalb des Osteotomiespalts bzw. im knöchernen Interface, die in der Planung weder zu antizipieren noch zu kompensieren sind, sodass die Stabilitätsanforderungen an eine lasttragende Osteosynthese steigen.

Die Notwendigkeit zur Kombination eines PSI zur Reposition und längerfristigen Fixation in Kombination mit einer LSFPSO/PSRPO ist daher von vorneherein naheliegend. Die Konfiguration der Schrauben (nach Anzahl, äußeren Eintrittspunkten, Länge, Neigung und intramedullärer Lage) sollte in der Planung spezifiziert werden.

Ob die daraus resultierenden Maßgaben intraoperativ tatsächlich umsetzbar sind, wird von der Lage und Größe der Öffnungs- und Kontaktzonen im knöchernen Interface bestimmt (vgl. Abbildung 5.2-5).

Die am PSI des vorliegenden Falls vorhandenen Indikatoren (Einkerbungen am medialen Rand und lasergravierte Pfeile) haben bei der Schraubeninsertion grundsätzlich erlaubt, kontrollierter und flexibler auf Abweichungen in der Segmentstellung zu reagieren, als es mit starren Bohrzylindern auf einem Navigation Guide nach dem Konzept von Pavlychuk et al. (2019a) möglich gewesen wäre.

Wie erwähnt wird der Kontakt bzw. die Überbrückung von Knochenlücken mit Osteosynthesematerial längerfristig möglicherweise Gewebeirritationen und Resorptionserscheinungen auslösen. Spätestens sobald Lockerungen und Dislokationen aufgetreten sind, muss das Osteosynthesematerial entfernt werden (Smolka et al. 2018, Skroch et al. 2020, Johner et al. 2021, Neuhaus et al. 2022).

Im Fall 4 erhob sich der Anspruch, das gerade bekannt gewordene sequentielle Konzept von Pavlychuk et al. (2019a) mit mehreren PSI-Komponenten zur Reposition und Fixation von Kiefergelenkwalzenfrakturen (vgl. 1.3.15) in die Tat umzusetzen. Zur Versorgung einer Walzenfraktur AO-Typ p/Neff-Typ C sieht dieses Schritt-für-Schritt Konzept eine Repositions- und Präfixierungsplatte vor, die als erste Komponente eingebracht wird. Nach dem „Tongue in Groove“ Prinzip wird daran ein Navigation Guide angedockt, der die Aufgabe einer Bohrerführung bei Anlage der LSFPSO Schraubenlöcher erfüllt. Nach Setzen der Schraubenlöcher muss der Navigation Guide mit seinen aufgesetzten Bohrzylindern wieder entfernt werden. Zur Stabilitätsverbesserung der lasttragenden LSFPSO werden dann mit einer dritten PSI-Komponente, nämlich mit einer 2-Loch Platte (+ 1-Hilfs-Loch zur Befestigung), die Schrauben unterlegt, um eine Verbindung zwischen ihnen herzustellen. Diese Platte hat tatsächlich die Funktion einer Unterlegscheibe bzw. eines „Washers“ und dient einer besseren Kräfteverteilung unter den Schraubenköpfen am lateralen Ramusstumpf. Bei biomechanisch prekären Bedingungen sollen durch eine derartige „patient specific reinforcement plate osteosynthesis“ – (PSRPO) periimplantäre Aussprengungen und Ermüdungsfrakturen zu verhindern sein (vgl. FEA Untersuchungen (Pavlychuk et al. 2020b) Kapitel 1.3.11.2). Nach Installation der PSRPO (Kleinfragmentschrauben und 2-Loch + 1-Loch Platte – „Washer“) wird die anfänglich eingebrachte Repositions- bzw. Präfixierungsplatte in der Regel wieder entfernt.

Zur Versorgung von Multifragment Frakturen der Kiefergelenkwalze beschreibt das Konzept von Pavlychuk et al. (2019a) ein ausgedehntes 3 dimensionales PSI Gerüst (vgl. Abbildung 1.3-44, Abbildung 1.3-45, Abbildung 1.3-46) mit Fangarmen in der Art einer Reuse. Da eine LSFPSO wegen der hochgradigen Fragmentierung in der Regel nicht durchführbar ist, haben die Metallverstreben massivere Profilstärken, um eine „Stand Alone“ Stabilisierung zu ermöglichen. Aus den Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) ist allerdings nicht zu entnehmen, wie die Einordnung der Fragmente in das vorbereitete Gerüst zu bewerkstelligen ist.

Die PSI-Komponenten für die Mehrfachwalzenfraktur im Fall 4 entstanden unter dem Eindruck der beiden oben beschriebenen Versorgungsvarianten.

Die Repositions-/Präfixierungsplatte war nicht nur groß dimensioniert, sondern besaß kranialwärts vier, weit über den Dom des Gelenkköpfchens hinausragende Fangarme teilweise mit integrierten Schraubenlöchern. Statt eines gesonderten Navigation Guide wurde die 2-Loch + 1 reinforcement plate direkt zum „Tongue in Groove“ Andocken an die Repositions-/Präfixierungsplatte gestaltet. Während die Eintrittspunkte für die Stellschrauben auf diese Weise festgelegt waren, wurde zur Vorgabe der Schraubeneigung eine aufsetzbare Bohrerführung (mit und ohne Griff) hergestellt. Zur Befestigung des auf der posterioren Caput-/Kollumfläche ausgesprengten monokortikalen Fragments wurde eine weitere PSI-Komponente in Form einer T-förmigen Platte vorbereitet.

Zu Schwierigkeiten beim intraoperativen Einsatz dieser PSI-Komponenten kam es gleich zu Beginn der Reparaturmaßnahmen. Beim Versuch, die Repositionsplatte zu adaptieren wurde das mediale Hauptfragment immer wieder disloziert und ließ sich nicht fassen. Ursache war die konvexe Geometrie der Fangarmextensionen, die sich nicht in die vorgeplante Position rostral vor dem Dom der Gelenkwalze einführen ließen.

Die aufeinander abgestimmte systematische Choreografie der Einzelschritte scheiterte also gleich zu Anfang.

Die Abmessungen und Ausleger im Design einer Repositions-/Präfixierungsplatte sollten daher vorsichtshalber eher unterdimensioniert als grenzwertig groß prädisponiert werden.

Grundsätzlich ist zu überdenken, ob eine Repositions- bzw. Präfixierungsplatte die alles weitere entscheidende erste Stufe bei den Reparaturschritten einnehmen sollte. Die Streubreite, Diskrepanzen und Kompromisse bei der Reposition machen die Repositionsplatte als maßgebliche Referenz durchaus fragwürdig.

Irrtümer und Misserfolge bei Verwendung der Repositionsplatte führen zu einer Kettenreaktion – alle weiteren PSI-Komponenten sind dann nur noch bedingt, oder gar nicht mehr verwendbar.

Daher sollten Überlegungen zu Alternativstrategien („Notfall-Plan B“) bereits mit der Planungsphase (z.B. Eigenständigkeit der Komponenten) eingehen.

Im vorliegenden Fall wurde ad hoc auf die Reposition und Präfixierung mit einer konfektionierten Grid-Platte und eine LSFPSO zurückgegriffen, die trotz aller vorbestehenden Skepsis die Stabilitätsanforderungen erfüllen konnte.

Zusammenfassend standen Probleme mit dem intraoperativen Handling der PSI im Vordergrund der eigenen Fallsammlung – erfreulicherweise ließ sich immer eine Lösung finden.

Letztendlich waren Misskonzeption, Unterlassungen und Defizite in der virtuellen Planung verantwortlich, da keinerlei Erfahrungshorizont vorhanden war.

#### 5.1.1 Fazit aus eigenen Fällen – Gestaltungsmerkmale und Handling eines allgemeingültigen PSI Plattform Designs

In Ergänzung zum Fazit aus der Literatur-Übersicht (vgl. 1.3.17 die Hauptpunkte daraus sind hier durch graue Unterlegung gekennzeichnet) lassen sich als Zwischenbilanz aus der eigenen kleinen Fallsammlung eine Reihe weiterer Grundzüge zur Gestaltung und für den Umgang mit PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen und ein allgemeingültiges Grunddesign bzw. für einen „Fundamental“ Proto- oder auch „Arche“-Typen ableiten:

- Anforderungen an die PSI-Komponenten
- Realisierung im Mehrkomponenten Konzept
- Differentialindikation für verschiedene Frakturtypen
- Strenge Indikationsbeschränkungen für ein „Stand Alone“ Gerüst
- Schutz/Schonung funktionell wichtiger, kritischer Strukturen

Gestaltung:

- Keine Spiegelung des intakten Kiefergelenkfortsatzes von der intakten kontralateralen Seite als alleinige Grundlage der virtuellen Planung, Beachtung der originären Frakturlinienverläufe
- Vollständige Berücksichtigung aller Osteosynthesekomponenten, insbesondere der konfektionierten Schrauben zur LSFPSO bzw. PSRPO extra- und intramedullär
- Dimensionierung des PSI:  
Grundsätzlich muss die Dimension der limitierten Übersicht und Zugänglichkeit im Bereich des oberen Kiefergelenkfortsatzes (Caput-, Kollumregion) angeglichen werden. Repositionsplatte und Navigation Guide müssen den individuellen anatomischen Verhältnissen (z.B. im Mikroplatten-Format) angeglichen werden. Ein PSI sollte besser etwas unterdimensioniert als grenzwertig groß gestaltet werden

(Negativbeispiel Fall 4). Weite Extensionen/-arme in einen intraoperativ schwer zugänglichen Bereich sollten vermieden werden.

- Intraoperativ freibleibende Sicht auf den Frakturspalt:  
Zur Kontrolle auf eine korrekte anatomische Reposition sollte nach Applikation eines PSI der Kontakt und Formschluss der Fragmente beurteilbar bleiben. Zum Blick auf den Frakturspalt muss ein ausreichend großes Sichtfenster in das Plattendesign integriert werden

Für den Umgang bzw. das Handling:

- Überprüfung der Kompatibilität von PSI und konfektioniertem Osteosynthesematerial
- Vermeidung eines überambitionierten PSI-Designs mit vielen und komplexen Features
- Die durch größere Abweichungen von der Planung und intraoperative Passungenauigkeiten nicht realisierbare Applikation einer PSI-Komponente zur Reposition und Fixation als Ausgangsreferenz für die sequenzielle Anwendung weiterer PSI kann zum frühzeitigen Abbruch der systematisch-kontinuierlichen Applikation der anderen PSI-Komponenten führen
- Bei Reosteotomien zur Sekundärkorrektur posttraumatischer Deformationen nach CR von Walzenfrakturen stellen sich besondere Herausforderungen an Planung und Design von PSI-Komponenten, da nach Reposition und Präfixierung regelmäßig unvorhergesehene Abweichungen zu erwarten sind

## 5.2 Diskussion der Fragebogenaktion

### 5.2.1 Umfragebeteiligung

Die per E-Mail durchgeführte Fragebogenaktion zu PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen hatte eine unerwartet geringe Rückantwortquote (vgl. Kapitel 4 Umfrage-Ergebnisse). In Relation zu den kontaktierten 92 MKG-Klinikeinrichtungen entsprechen 29 Rücksender aus 26 dieser Kliniken einem Rücklauf von 28 %.

Die Ergebnisse dieser Befragung sind infolge der geringen Teilnehmerzahlen a priori nicht als repräsentativ zu betrachten. Die geringe Rücklaufquote der Befragung steht in klarem Widerspruch zum allgemeinen Hype, der das Thema operative Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen beim DGMKG Jahres Kongress 2018 in Dresden umgab. Ähnlich wie hier vorliegend, führten Kommers et al. (2015) per E-Mail bzw. eine Web-basierte Studie zur Klassifikation und zum Therapieentscheid bei drei Patientenfällen mit verschiedenen Typen von unilateralen Kiefergelenkfortsatzfrakturen, darunter eine Kiefergelenkwalzenfraktur, durch. Die Befragung richtete sich weltweit an Adressaten, die aufgrund ihrer Publikationen zur Traumatologie im Gesichtsbereich ausgewählt worden waren, sodass von einer hohen Motivation bzw. Teilnahmebereitschaft auszugehen war. Die Rückantwortquote betrug 16 % (n = 491 Teilnehmer/3044 Adressaten) und war damit geringer als bei unserer Befragung, der Absolutwert der Teilnehmerzahl jedoch erheblich größer (Kommers et al. 2015).

Allgemein dürfte die Beteiligung an Fragebogenaktionen bei Präsenzveranstaltungen effektiver als per E-Mail sein. Als Beleg hierfür lässt sich die IBRA (International Bone Research Association) Konferenz zur Osteosynthese von Kiefergelenkfortsatzfrakturen – 2012 in Marseille anführen. Im Rahmen eines Sitzungsabschnitts wurden hier Statements mit aktuellen Trends in den Behandlungsstrategien zur elektronischen Abstimmung vorgestellt (Neff et al. 2014a). Aus den tabellarischen Ergebnisdarstellungen ist zu ersehen, dass sich die 14 Experten und das Auditorium von 41 Teilnehmern immer nahezu ausnahmslos an der Beantwortung der Einzelfragen beteiligte.

Angaben zu den möglichen Gründen für die geringe Beteiligung an der hier vorgestellten Fragebogenaktion haben rein spekulativen Charakter. In den Kliniken könnten tradierte Routinen und Behandlungsverfahren vorherrschen, für deren Modifikation keine Veranlassung gesehen wird. Da möglicherweise keine ORIF in den Institutionen durchgeführt wird, wäre auch ein mangelndes Interesse an der Thematik oder eine fehlende Expertise denkbar. Eine zeitliche Überlastung der Chirurgen könnte die Beantwortung des umfangreichen Fragenkatalogs ebenfalls verunmöglicht haben. Daneben wurde die Teilnahme von immerhin 3 deutschen Klinikdirektoren zur Wahrung



intellektuellen Eigentums und aufgrund eigener Projekte zur Thematik *expressis verbis* abgelehnt.

### 5.2.2 Methodenkritik

Die Methodenkritik bezieht sich auf den Umfang und die Konzeption des Fragebogens sowie den Befragungsmodus.

Der Umfang des Fragenkatalogs (71 Fragen) war groß gewählt und überstieg mit hoher Wahrscheinlichkeit die angedachte Bearbeitungszeit von 25 Minuten deutlich. Ein Probelauf zur Überprüfung des veranschlagten Zeitfensters hätte dieser Fehleinschätzung vorbeugen können. Rückantwortquoten bei Web/E-Mail basierten Umfragen sollen im Allgemeinen niedriger ausfallen als nach postalischer Versendung (Hardigan et al. 2016). Über wiederholte Aufforderungen (persönliche „reminder“) zur Teilnahme per E-mail, lässt sich die Rückantwortquote unzweifelhaft erhöhen (Barnhart et al. 2021). Gemeinhin lässt sich eine umgekehrte Proportionalität zwischen dem Umfang einer Befragung und den Rücklaufquoten vermuten (Stedman et al. 2019), allerdings gibt es einzelne Studien, in denen kein derartiger Zusammenhang festgestellt werden konnte (Hardigan et al. 2016).

In der Regel ist von höheren Rückantwortquoten auszugehen, wenn ein Kollektiv mit ausgewiesenem Interesse am Thema und Motivation zur Beschäftigung mit Fragestellungen im Kontext damit angesprochen wird (Groves et al. 2004, Barnhart et al. 2021).

Auch über „Incentives“ – beispielsweise in Form von finanziellen Anreizen, die den Teilnehmern in Aussicht gestellt werden, lassen sich Rückantwortquoten erhöhen (Edwards et al. 2005, Gates et al. 2009).

Trotz ihrer Charakterisierung als Einfachauswahlfragen wurden bei 20 von insgesamt 30 Einfachauswahlfragen mehrere Antwortoptionen angegeben. Die Kennzeichnung und Differenzierung zwischen Einfach- und Mehrfachauswahlfragen hätte eindeutiger und stringenter gestaltet werden müssen.

Die zur Ergebnisdarstellung in Tabellen/Abbildungen und Begleittexten angegebenen Prozentwerte der Antworten müssen immer in Bezug zur jeweiligen Responderzahl sowie zu ihren entsprechenden Absolutwerten betrachtet werden. Sonst könnte fälschlicherweise der Eindruck sehr hoher Zahlen entstehen. Angesichts der niedrigen Responderzahl dürfen die Prozentwerte nicht überinterpretiert werden. Summen aus den Prozentsätzen der Einzelantworten > 100 besagen, dass einige Responder mehr als eine Antwort gegeben haben, sich also nicht auf eine Option festlegen konnten und/oder verschiedene Antwortoptionen in Betracht zogen.

Fragen, deren Beantwortung eine bestimmte Antwortoption bei der vorausgehenden Fragestellung zur Vorbedingung (z.B. Teil I, Frage 5.6) hatten, wurden von den Respondern nicht immer zutreffend als exklusiv respektiert und infolgedessen ausgespart.

Auf der anderen Seite ist es als klares Manko zu werten, dass einzelne Abschnitte und/oder Fragen nicht von allen Respondern beantwortet wurden.

Ein Befragungsmodus auf Grundlage eines Online Tools könnte zukünftig Abhilfe bei der Qualitätsverbesserung schaffen. Dabei erhält jeder Teilnehmer über einen Link Zugriff auf einen elektronisch-kontrollierten Fragebogen, der darauf programmiert ist, die Logik und Plausibilitäten, wie beispielsweise die Einhaltung der korrekten Anzahl der Antwortmöglichkeiten, selbst in komplexen Fragekonstellationen zu überprüfen.

Die Ergebnisse der Auswertung sind angesichts Vollständigkeit und Qualität der Beantwortung statistisch nicht belastbar und erfolgten aus diesem Grund zur ersten Orientierung in Form einer deskriptiven Statistik. Die Fragebogenaktion ist trotzdem als relevant anzusehen, da sie das Meinungsbild eines kleinen, an der Thematik interessierten Fachkollektivs abbildet, das sich trotz aller inhärenter Probleme an der Beantwortung des Fragebogens beteiligte.

Hervorragende Bedeutung kommt der Skizzierung möglicher PSI-Designvorstellungen zu. Unbestritten kann die Visualisierung eines PSI oder von PSI-Komponenten mehr Informationsgehalt liefern als Präzisierungsversuche über Beschreibungen und Vorgaben in Textform, z.B. in geschlossenen Fragen mit vorformulierten Einfach- oder Mehrfachantworten. Letztere führen zu unbewussten Grundannahmen und Zerrbildern in der Wahrnehmung („Bias“).

Weil im Fragebogen immer wieder die Ausdrucksweise „Patienten Spezifische (Osteosynthese)-Platte“ als Synonym für das PSI anzutreffen ist, ergab sich eine Art Selektionseffekt bzw. ein „Selection Bias“. Die Ideenwelt und der Gedanke an ein mehrteiliges oder Mehrkomponenten PSI (vgl. später erschienene Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c)) wurden schlichtweg von vorneherein blockiert.

Grundsätzlich wäre eine größere Zahl an Skizzen mit PSI Entwürfen wünschenswert gewesen. Schwierigkeiten handgezeichnete Skizzen auf Fotos mit Frakturverläufen elektronisch zu erstellen hat vermutlich einige Responder davon abgehalten, Entwürfe anzufertigen. Ein Rückgriff auf ein Online-Zeichenprogramm hätte diese Imponderabilien aller Voraussicht nach abstellen können.

### 5.2.3 Vorerfahrungen mit der Behandlung von Kiefergelenkwalzenfrakturen (Teil I, Frage 5.1-5.4)

79 % der Responder (n = 22/28) gaben an Kiefergelenkwalzenfrakturen aktuell selbst operativ zu versorgen (Tabelle 4.1-1). Etwa ein Fünftel der Responder (n = 6/28) besaß offenbar keine operativen Vorkenntnisse.

Aus einer Hochrechnung auf der Grundlage folgender Angaben – 22 Operateure/ Responder x 12,5 Kiefergelenkwalzen - OPs/Jahr x 10 Jahre – resultiert eine beträchtliche Zahl von insgesamt 2750 Fällen, die den Erfahrungshintergrund reflektieren.

Ihre Erfahrung bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen beurteilten 63 % der Responder (n = 15/24) nach Selbsteinschätzung mit sehr gut oder gut, hingegen 17 % (n = 4/24) als ausreichend und 20 % (n = 5/24) als gering (Tabelle 4.1-2), wobei der letztgenannte Prozentsatz mehr oder weniger berechtigte Zweifel an der Validität der obigen Hochrechnung aufkommen lässt.

### 5.2.4 Verwendung von Klassifikationssystemen (Teil I, Frage 1.1-1.4)

Ein konsentiertes und validiertes Klassifikationssystem gilt in der Traumatologie (Klinik und Forschung) als unverzichtbare Grundlage für eine verlässliche und reproduzierbare Kommunikation und Datenverarbeitung (Mittermiller et al. 2019).

In den Institutionen der Responder wurden zum Zeitpunkt der Fragebogenaktion zur Klassifikation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen die Einteilung von Spiessl & Schroll (Spiessl und Schroll 1972), das „Condyle Fracture Module“ der neuen AO CMF Klassifikation (Neff et al. 2014b), das Schema nach Loukota/SORG (Loukota et al. 2005), oder auch klinikeigene Systeme – alleinig oder parallel zueinander (Prozentsätze siehe Abbildung 4.1-1) verwendet.

Zur Klassifikation von Kiefergelenkwalzenfrakturen waren das originäre Schema nach Neff (Neff 2003) oder dessen Modifikation innerhalb des AO CMF Condyle Fracture Moduls (Neff et al. 2017) gang und gebe. Weniger gebräuchlich waren der Typ V und Typ VI aus der Einteilung von Spiessl & Schroll (Spiessl und Schroll 1972) und das Schema von Rasse (Rasse 1993). Eine verbindliche Festlegung auf eines oder eine Auswahl dieser Klassifikationssysteme in den angeschriebenen Kliniken war nicht zu klären (Prozentsätze siehe Abbildung 4.1-2).

Um die Responder auf ein einheitliches, aktuell gängiges System festzulegen, wurde in der Präambel zum Teil II, das Condyle Fracture Modul aus der neuen AO CMF Klassifikation detailliert und im Vergleich zu den länger etablierten Pendants (Rasse/ Neff/Spiessl & Schroll) graphisch dargestellt und beschrieben.

### 5.2.5 Konservativer versus operativer Therapieansatz (Teil I, Frage 3.1, 4.1, 4.2) – Evidenzen und Versorgungssituation

Die besser geeignete Therapie von Kiefergelenkfortsatz bzw. -walzenfrakturen – konservativ (CR) versus operativ (ORIF) – ist über die letzten Jahrzehnte immer wieder Gegenstand kontroverser Diskussionen gewesen (Rasse 1993, Rasse et al. 1993a, Umstadt et al. 2000, Neff et al. 2005, Eckelt et al. 2006, Kolk und Neff 2015).

Mittlerweile haben mehrere methodisch hochwertige Studien (Hlawitschka et al. 2005, Eckelt et al. 2006, Landes et al. 2008b, Schneider et al. 2008, Kolk und Neff 2015, Rastogi et al. 2015, Shiju et al. 2015, Madadian et al. 2020) und Metaanalysen (Al-Moraissi und Ellis III 2015, Berner et al. 2015, Chrcanovic 2015, Han et al. 2020) die Bestätigung für die eindeutige Überlegenheit eines operativen Prozederes (ORIF) bei Kiefergelenkfortsatzfrakturen – einschließlich Walzenfrakturen – liefern können (Ausführliche Darstellung siehe Kapitel 1.3.4).

Als Konsequenz zeichnet sich im Schrifttum eine zunehmende Tendenz zur ORIF von Kiefergelenkfortsatz als auch -walzenfrakturen bei Erwachsenen ab (Rasse 1993, Neff et al. 1999, Neff et al. 2000, Neff et al. 2002, Hlawitschka et al. 2005, Loukota 2007, Landes et al. 2008b, Schneider et al. 2008, He et al. 2009, Yan et al. 2019, Lai und Liao 2020, Neuhaus et al. 2022).

Verschiedentlich findet sich ein Zugeständnis, dass sich bei unilateralen Walzenfrakturen unter strenger Indikationsstellung (Minimalveränderungen von Dislokationsgrad bzw. Luxation, Fragmentation und in der Vertikalhöhe des Ramus) auch mit konservativen Behandlungsverfahren akzeptable funktionelle Ergebnisse erzielen lassen (z.B. Eckelt et al. 2006 und Schneider et al. 2008, Kolk et al. 2020, Han et al. 2020). In der Realität werden konservative Behandlungsverfahren bei Erwachsenen aber keineswegs auf einfache, wenig dislozierte Kiefergelenkfortsatz bzw. -walzenfrakturen beschränkt. Gründe dafür sind die als schwierig geltende Operationstechnik mit relativ hohem Zeitbedarf und ein nicht zu vernachlässigendes Komplikationsrisiko (N. facialis Läsionen/Neurosensible Defizite im Innervationsbereich von N. auricularis magnus und/oder N. auriculotemporalis).

Die folgerichtige Zurückhaltung gegenüber der evidenzbasiert überlegenen chirurgischen Vorgehensweise gaben uns letztendlich den Anlass, Überlegungen zu Vereinfachungen durch virtuelle Planung, CAD/CAM Verfahren und PSI anzustellen und zu dieser Fragebogenaktion.

In Übereinstimmung mit dem gegenwärtigen Trend hin zu operativen Therapieverfahren bei Kiefergelenkfortsatz bzw. -walzenfrakturen, nahm – den Angaben der Responder zufolge – in den 26 an der Fragebogenaktion beteiligten MKG-Kliniken die ORIF mit einem Mittelwert von  $69,5 \pm 21,2$  % die überwiegende Häufigkeit ein, gegenüber den konservativen Verfahren mit einem Mittelwert von  $30,5 \pm 21,2$  % (vgl. Balkendiagramm in Abbildung 4.1-4).

Die Erfolgswahrscheinlichkeiten beider Therapievarianten bei Walzenfrakturen wurden von den Respondern unserer Fragebogenaktion – ohne große Differenzen – als vergleichbar gut eingeschätzt. Für die ORIF betrug der Mittelwert  $70,0 \pm 21,5$  %. Nach CR lag die Erfolgswahrscheinlichkeit im Mittel bei  $64,0 \pm 21,5$  % (vgl. Balkendiagramm in Abbildung 4.1-5).

In der Literatur finden sich einige Angaben mit vergleichbaren summarischen Erfolgswahrscheinlichkeiten – 78 % für die ORIF und 75 % für CR (Landes et al. 2008a, Chrcanovic 2012)

## 5.2.6 Allgemeine Gesichtspunkte zum PSI (Teil I, Fragen 5.5-5.12)

### 5.2.6.1 Patientenspezifische Implantate (PSI) in der operativen Behandlungsstrategie – Ja? oder Nein? (Teil I, Frage 5.5)

PSI bzw. PSI-Komponenten bei der operativen Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze wurden nur von 10 % der Responder ( $n = 3/29$ ) vorbehaltlos in Betracht gezogen. 59 % der Responder ( $n = 17/29$ ) erwogen das nicht, 31 % ( $n = 9/29$ ) waren nur bedingt mit deren Verwendung einverstanden (Tabelle 4.1-3).

In der Literatur gibt es bisher nur 4 Arbeiten von Pavlychuk et al. aus den Jahren 2019 und 2020, die sich mit PSI bei Walzenfrakturen befassen (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b). Zum Zeitpunkt der Fragebogenaktion (Oktober 2018 - März 2019) war davon nur eine in ukrainischer Sprache/Schrift abgefasste Publikation (Pavlychuk et al. 2019a) bekannt. Deshalb erscheint es denkbar, dass die Responder mit dem Thema „PSI bei ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen“ erstmals im Rahmen der Fragebogenaktion konfrontiert wurden. Die in der Mehrzahl reservierte Haltung der Responder könnte demnach durch ihren zum Zeitpunkt der Befragung noch niedrigen Kenntnisstand erklärt werden.

Vorkenntnisse zu PSI im Allgemeinen dürften den Respondern aus einer Vielzahl von Publikationen in Fachzeitschriften (z.B. CMF-Chirurgie, Orthognathe Chirurgie, etc.)

aber durchaus geläufig gewesen sein (Gellrich et al. 2017, Lämmle et al. 2017, Schramm und Wilde 2017).

Trotz der überwiegend ablehnenden Haltung einiger Responder war die weitere Beteiligung am Fragebogen aber erstaunlich hoch.

#### 5.2.6.2 Alternative ORIF Verfahren von Kiefergelenkwalzenfrakturen (Teil I, Frage 5.6)

Prinzipiell steht eine ganze Reihe von Therapievarianten bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen zur Verfügung. Wenn in der Fragebogenaktion der Anwendung von PSI eine grundsätzliche Absage („Nein“ von  $n = 17/29$  bzw. 59 % der Respondern) erteilt worden war, dann erhielten die sechs zur Auswahl gestellten ORIF Alternativen Votes in unterschiedlicher Häufigkeit. Davon seien nur die am häufigsten gewählten ORIF Verfahren aufgelistet: die manuelle Reposition und anschließende Stabilisierung durch Verschraubung von lateral (53 %,  $n = 9/17$ ), die LSF(P/L)SO nach manueller Reposition und Präfixierung mit einer Mikro-/Miniplatte auf der dorso-lateralen Fläche der Walze (59 %,  $n = 10/17$ ) und die manuelle Reposition und Stabilisierung mit einer konfektionierten Osteosyntheseplatte (24 %,  $n = 4/17$ ) (Weitere Einzelheiten siehe Abbildung 4.1-6). Auffällig – aber keineswegs verwunderlich – ist, dass mit einem Stimmenanteil von 41 % ( $n = 7/17$ ) an der Gesamtzahl der Votes eine nicht-operative/konservative Behandlungsoption (CR) gewählt wurde.

Die große Häufigkeit (41%) mit der die CR hier gewählt wurde korrespondiert mit den Häufigkeitsangaben, die zu Eingang des Fragenkatalogs (vgl. 4.1.2 bzw. Abbildung 4.1-4) für CR Behandlungen – im Mittel  $30,5 \pm 21,2$  % – für die gesamte Respondergruppe ( $n = 29$ ) errechnet wurden.

Die Verwendung von konfektionierten Osteosyntheseplatten zur lateralen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde nur von einer Minderzahl – relativ zur Gesamtzahl ( $\Sigma = 176,5$  %) der Stimmabgaben für eine LSF(P/L)SO mit unterschiedlichen Alternativen zu Reposition und Stabilisierung – von 24 % der Responder ( $n = 4/17$ ) berücksichtigt.

Publikationen die Mikro- und Miniplatten zur Osteosynthese bei Walzenfrakturen favorisieren, kommen aktuell aus Asiatischen Ländern (Xie et al. 2013, Lai und Liao 2020). Im deutschsprachigen Raum hat sich offensichtlich die Meinung von Neff und seiner Gruppe durchgesetzt, der in seinen Publikationen (Neff 2003, Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015) und bei Kongressveranstaltungen über Jahre hinweg dringend von der Miniplattenosteosynthese abgeraten hat. Damit gingen später auch Pavlychuk et al. (2020b) konform.

#### 5.2.6.2.1 Schraubenosteosynthese von lateral – Schraubendesign, (Applikations-) Funktionsweise und Durchmesser der Schrauben bei LSF<sub>SO</sub> (Teil I, Frage 5.10 und 5.11)

Für die laterale Schraubenosteosynthese von Kiefergelenkwalzenfrakturen bieten sich neben Schrauben in konventionellem Design, die entweder als Stellschrauben (P = Positional Screw) oder nach dem Zugschraubenprinzip (L = Lag Screw) inseriert werden können, mehrere Arten von Spezialschrauben an – beispielsweise „Herbert“ Schrauben oder „headless screws“ (Übersicht siehe Kapitel 1.3.9.2). Die konventionellen Schrauben können mit selbstschneidenden oder selbstbohrenden Gewindegängen über die ganze Schaftlänge ausgestattet sein.

Nach den Ergebnissen aus dem Fragebogen zum Schraubendesign für die LSF(P/L)<sub>SO</sub> konzentrierten sich die Antworten am häufigsten (52%, n = 14/27 Respondern) auf den Einsatz konventioneller Schrauben als Zugschrauben („LSF<sub>LSO</sub>“). Darauf folgten mit 44 % (n = 12/27) konventionelle Schrauben in Anwendung als Stellschrauben („LSF<sub>PSO</sub>“). Selbstschneidende oder Selbstbohrende Stellschrauben fanden bei 30 % (n = 8/27) bzw. bei 7 % (n = 2/27) der Responder Interesse (Abbildung 4.1-8). Die in der rezenten Literatur präsentierten Spezialschraubenvarianten (Kozakiewicz et al. 2018, 2019b, 2021) bekamen wiederum Zustimmung von 33 % der Responder (n = 9/27).

Zugschrauben zur Osteosynthese bei Kiefergelenkwalzenfrakturen gelten als funktionsstabil (Xu et al. 2008). Der Zugschraubenapplikation ist allerdings ein Frakturenrisiko durch Kompressionseffekte im Bereich des distalen/Ramus Fragmentendes immanent, das ganz wesentlich von dessen Konfiguration und Größe bestimmt wird (siehe 5.2.10) (Loukota 2007).

Die hohe Präferenz der Responder (52 %) für eine Zugschraubenosteosynthese mit einem konventionellen Schraubentyp kontrastiert zu den vielfachen Empfehlungen in den Publikationen aus dem deutschsprachigen Raum, in denen die Verwendung von Stellschrauben propagiert wird, während Zugschrauben als eher nachteilig beurteilt werden (Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015).

Die vor allem bei Loukota et al. (2007), Leonhardt et al. (2017) und Kozakiewicz et al. (2019b) im Fokus befindlichen vollständig versenkbaren oder kopflosen Zug-/Kompressionsschrauben sind dazu intendiert, Irritationen an Lig. laterale und Kapselstrukturen durch Osteosynthesematerial mit konsekutiver vermehrter Fibrosierung und Knochenresorptionen zu vermeiden.

Ob bei der Beantwortung im Fragebogen die Auswahl derartiger Spezialschrauben in Höhe von 33 % diesem Präventionsaspekt geschuldet war, muss spekulativ bleiben, kann aber bedeuten, dass einem Teil der Responder die Kritik an konventionellen Schrauben bekannt ist.

Unabhängig von der Funktionalität als Zug- oder Stellschrauben wurde mit weit überwiegender Häufigkeit von 78% (n = 21/27) ein Durchmesser von 1,5 mm für die von lateral inserierten Schrauben angesehen. Die Durchmesser 1,8 mm und 2,0 mm wurden von 48 % (n = 13/27) bzw. 26 % der Responder (n = 7/27) ausgewählt. Ein Schraubendurchmesser von 1,3 mm fand bei 19 % der Responder (n = 5/27) überraschend hohen Anklang (Abbildung 4.1-7).

Der mit den meisten Stimmen der Responder für die laterale Osteosynthese von Kiefergelenkfortsatzfrakturen als geeignet bezeichnete Schraubendurchmesser, beträgt 1,5 mm. Damit liegt er unterhalb des Durchmessers von 1,8 mm des konfektionierten Osteosynthese Systems der Firma Medartis (Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel), der auf den experimentellen und klinischen Studien von Neff (Neff 2003) bzw. seiner Arbeitsgruppe (Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015) beruht. Ursprünglich waren von diesen Autoren Titanschrauben in Durchmessern von 1,7 mm oder 2,0 mm für eine LSFPSO verwendet worden. Experimentell ließ sich damit eine für klinische Zwecke adäquate Retentionskraft und Stabilität erreichen (Neff 2003). In der Absicht, die Traumatisierung der Knochenstrukturen im Gelenkkopfbereich weiter zu minimieren, kamen dann die selbstbohrenden-selbstschneidenden Schrauben mit 1,7 mm Durchmesser zur Anwendung.

Über die Verwendung von Schrauben mit Durchmesser 1,3 mm für die laterale Osteosynthese bei Kiefergelenkfortsatzfrakturen gibt es im Schrifttum keine Datenlage.

Kopflöse 1,5 mm Zugschrauben, im Design einer nicht-kanülierten „Herbert“ Schraube, erwiesen sich dagegen aufgrund geringer Kompressionskräfte und verminderter Torque Resistenz in den experimentellen Versuchen von Kozakiewicz (2019a) für die klinische Verwendung als ungeeignet.



#### 5.2.6.3 Funktionalitäten einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatte (PSI) (Teil I, Frage 5.7)

Als Zweck der PSI (Abbildung 4.1-9) wurde mehrheitlich von 62 % der Responder (n = 16/26) eine Dauerstabilisierung im „Stand By“ in Kombination mit einer Stell- oder Zugschraubenosteosynthese gesehen. Ein PSI zur Reposition (50 %, n = 13/26) oder für die definitive Stabilisierung im „Stand Alone“, also ohne zusätzliche Stellschraube/Zugschraube (54 %, n = 14/26), zog jeweils die Hälfte der Responder gleichermaßen in Betracht. Für eine Präfixierung votierten nur 27 % der Responder (n = 7/26).

Im konfektionierten Set zur Osteosynthese von Kiefergelenkwalzenfrakturen der Fa. Medartis (Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel) dient die Mikroplatte in Rechteckform (Grid-Platte) (vgl.1.3.10) zur Reposition und zur Präfixierung. Im PSI-Design von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) erfüllt die erste Komponente ebenfalls diese beiden Funktionen.

Für Walzenfrakturen mit „Major Fragmentation“ vom AO-Typ p bzw. vom Neff-Typ A, B, C beschreiben Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) eine „Stand Alone“ Platte (PSI Variante 3). Die Indikation zu einer Stabilisierung auf Dauer ohne Stellschraube/Zugschraube mit Osteosyntheseplatten besteht bei sehr schmalen Gelenkfortsätzen und/oder sehr kleinen distalen (Ramus) Fraktarenden sowie Patienten mit Osteoporose, wo eine LSF/SO nicht realisierbar ist (vgl. Abbildung 5.2-6).

Sofern ein PSI mit einer LSF(P/L)SO kombiniert wird, handelt es sich um ein PSI im „Stand By“, also zur kollateralen Stabilisierung bzw. im Nebenschluss zur LSF/SO. Die Komponenten zur Reposition und Präfixierung können zu diesem Zweck belassen werden (Neff et al. 2005).

Neben der Stabilisierung auf Dauer im „Stand By“ kann ein PSI bei der Stell- oder Zugschraubenosteosynthese auch eine „Washer Funktion“ übernehmen. Dieses PSI dient zur Lastverteilung im Knochen unter den LSF/SO Schrauben, um Ermüdungsfrakturen des (distalen) Ramus Frakturendes vorzubeugen (Pavlychuk et al. 2020a, b). Die „Washer“ Funktion in Form einer 3. PSI Komponente ist neuartig und war zum Zeitpunkt der Fragebogenaktion noch nicht bekannt.

#### 5.2.6.4 Material zur Herstellung eines PSI (Teil I, Frage 5.8)

Titan wurde in der Fragebogenaktion mehrheitlich von 89% der Responder (n = 23/26) als das geeignete Osteosynthesematerial für PSI oder PSI-Komponenten benannt. Magnesium als resorbierbare Alternative wurde von 31% (n = 8/26) seltener ausgewählt. Auf polymerbasierte resorbierbare Materialien fiel nur 1 Votum (4 %) (Abbildung 4.1-10).

Osteosynthesematerial aus Titanlegierungen ist in der CMF Traumatologie seit mehreren Jahrzehnten allgemein üblich. Die mehrheitliche Auswahl von Titan entspricht daher tradierten Kenntnissen der Responder.

Vor diesem Hintergrund ist es nicht ungewöhnlich, dass sämtliche bislang beschriebene PSI-Komponenten (Pavlychuk et al. 2019a, 2020a, c) aus Titan gefertigt sind. Zum Einsatz resorbierbarer Polymer Materialien für PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen gibt es bislang keine Publikationen.

Theoretisch müssten PSI aus resorbierbaren Polymeren deutlich größer dimensioniert sein als Titan PSI, um vergleichbare Stabilitätsverhältnisse zu erreichen. Bei der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen sollte ein PSI aber eher unterdimensioniert als grenzwertig groß ausgelegt werden (vgl. Fall 4).

Magnesiumlegierungen besitzen gegenüber den Polymeren die bessere Biokompatibilität (weniger Fremdkörperreaktionen) und günstigere mechanische Eigenschaften. Bei Degradation des Magnesiums entsteht initial Wasserstoff (Kozakiewicz et al. 2022). Das Gas akkumuliert während der ersten 2-4 Monate, bis es allmählich verschwindet. Ein negativer Einfluss auf die Knochenheilung wurde nicht festgestellt (Kozakiewicz et al. 2022).

Magnesium wird als Material für temporäre Lastträger in der Traumatologie zunehmend oft beschrieben (Vujović et al. 2022). Publikationen zu magnesiumbasierten PSI im Einsatz bei Kiefergelenkwalzenfrakturen existieren aber noch nicht.

Neben den PSI oder PSI-Komponenten muss die Materialfrage auch für die in Kombination damit verwendeten Schrauben zur lateralen Osteosynthese diskutiert werden. Bei den PSI Varianten 1 und 2 verwendeten Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) Kleinfragmentschrauben aus derselben Titanlegierung zur LSFPSO, um die Erzeugung eines galvanischen Elements zu vermeiden.

Positiv hervorzuheben ist, dass neuester Stand der Literatur und die Häufigkeitsverteilung der Antworten in der Fragebogenaktion deckungsgleich sind. Anzunehmen ist, dass Magnesium basierte Implantate die bisher üblichen Titanlegierungen in Zukunft immer häufiger ablösen werden.

Bemerkenswert ist, dass die von den Respondern abgelehnten resorbierbaren Polymer-Materialien schon lange verfügbar und in Gebrauch sind und das Osteosynthesematerial aus Magnesium bereits nach kürzester Zeit Popularität erlangt hat.

5.2.6.5 Spezialinstrumentarium – „Toolkit Components“ –  
PSI-Komponenten zur Reposition und als Insertionshilfe der Schrauben  
von lateral (Teil I, Frage 5.9, 5.12)

Speziell entwickelte zusätzliche Instrumente oder sogenannte „Toolkit Components“ (Cornelius et al. 2020) können beispielsweise aus Schablonen zur Osteotomie oder Guides zur Reposition bzw. zur platzierten Vorbohrung von Schraubenlöchern für die LSF(SO) bestehen. Dem Grunde nach sind diese Instrumente oder Tools nichts anderes als PSI-Komponenten (Abbildung 5.2-1-5.2-5 – Cutting & Drilling Guide) mit besonderen Funktionalitäten.

Außerdem können spezielle Schrauben oder modifizierte Schraubendreher als „Joy Sticks“ (Schneider et al. 2009, Jones et al. 2011) zur Reposition des kleinen Fragments zur Anwendung kommen.

Ein Spezialinstrumentarium als Repositionshilfe hielten 95 % der Responder (n = 18/19) für wünschenswert.

Die Verwendung einer Insertionshilfe („Drilling Guide“) zur Festlegung der Insertionsrichtung und Anordnung der Schrauben für die LSF(P/L)SO wurde einheitlich von allen Respondern bejaht (n = 27/27).

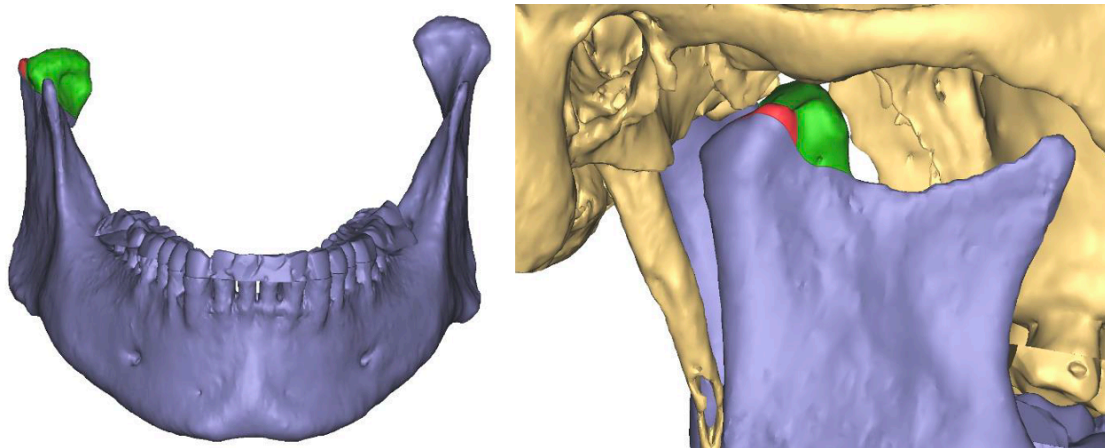


Abbildung 5.2-1 Anwendungsbeispiel kombinierter Toolkit Components: Cutting/Drilling Guide zur Sekundärkorrektur einer in Fehlstellung konsolidierten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts – Virtuelle Planung: Ausgangssituation, Reosteotomie (rot), Ansicht von frontal (links) und von lateral (rechts) (Quelle: Sammlung Dr. Dr. P.G. Liokatis, Klinik und Poliklinik MKG-Chirurgie LMU München)

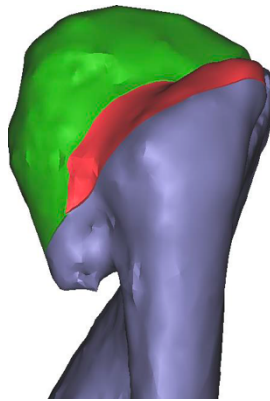


Abbildung 5.2-2 Anwendungsbeispiel kombinierter Toolkit Components: Cutting/Drilling Guide zur Sekundärkorrektur einer in Fehlstellung konsolidierten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts – Virtuelle Planung: Reosteotomie und Reposition (rot), Ansicht von dorsal (Quelle: Sammlung Dr. Dr. P.G. Liokatis, Klinik und Poliklinik MKG-Chirurgie LMU München)

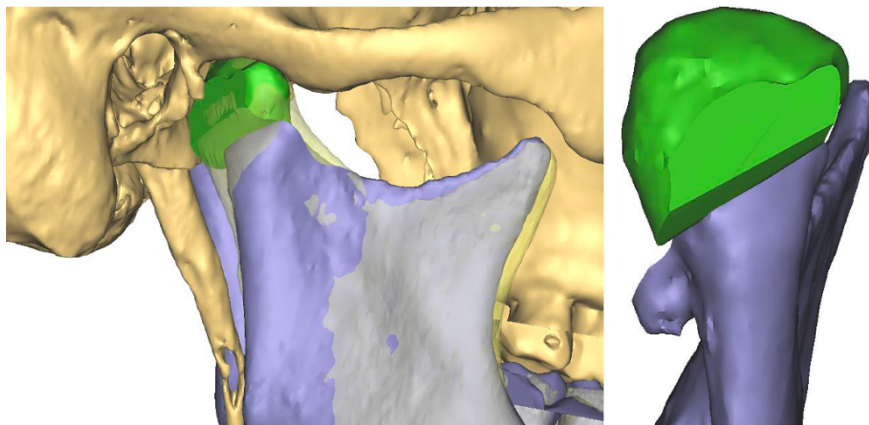


Abbildung 5.2-3 Anwendungsbeispiel kombinierter Toolkit Components: Cutting/Drilling Guide zur Sekundärkorrektur einer in Fehlstellung konsolidierten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts – Virtuelle Planung: Reosteotomie und Reposition, Ansicht von lateral (links) und von dorsal (rechts) (Quelle: Sammlung Dr. Dr. P.G. Liokatis, Klinik und Poliklinik MKG-Chirurgie LMU München)

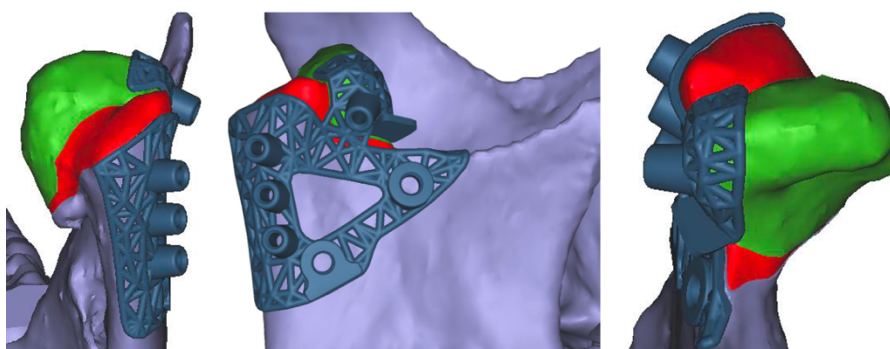


Abbildung 5.2-4 Anwendungsbeispiel kombinierter Toolkit Components: Cutting/Drilling Guide zur Sekundärkorrektur einer in Fehlstellung konsolidierten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts – Virtuelle Planung: Kombiniertes Cutting/Drilling Guide mit Slot für die Reosteotomie (rot) von lateral in situ, Ansicht von dorsolateral (links), lateral (Mitte) bzw. antero-lateral (rechts) auf die Kiefergelenkwalze rechts (Quelle: Sammlung Dr. Dr. P.G. Liokatis, Klinik und Poliklinik MKG-Chirurgie LMU München)

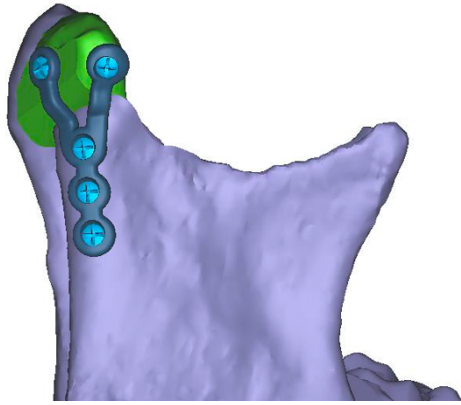


Abbildung 5.2-5 Anwendungsbeispiel kombinierter Toolkit Components: Cutting/Drilling Guide zur Sekundärkorrektur einer in Fehlstellung konsolidierten Kiefergelenkwalzenfraktur rechts – Virtuelle Planung: Reposition und Fixierung über eine patientenspezifische Y-förmige Miniplatte. Planungs-stadium enthält noch keine LSF/PSO, Die Entscheidung zur „Stand Alone“ oder „Stand By“ Stabilisierung ist noch nicht getroffen, Ansicht von lateral (Quelle: Sammlung Dr. Dr. P.G. Liokatis, Klinik und Poliklinik MKG-Chirurgie LMU München)

Im weitesten Sinne kann schon ein virtuelles Planungsmodell und die STL-Replica davon mit der reponierten Gelenkwalze als Spezialinstrumentarium zur Reposition verstanden werden (Chuo et al. 2021).

Eine Bohrlehre zur Platzierung der Schrauben für die laterale Schraubenosteosynthese (LSF/PSO) wird von Pavlychuk et al. (2019a) als Navigation Guide bezeichnet. Die Trägerplatte der Bohrzylinder wird nach dem „Tongue in Groove“ Prinzip passgenau an die zuvor beschriebene Repositions-/Präfixierungskomponente angedockt.

Die Ergebnisse der Fragebogenaktion nochmals zusammenfassend wird ein Spezialinstrumentarium – im hiesigen Kontext gleichzusetzen mit einer PSI-Komponente – sowohl zu Repositionszwecken als auch zur Schraubeninsertion als prinzipiell wünschenswert angesehen. Das Design eines derartigen Tools sollte im Zusammenspiel mit allen anderen Osteosyntheseelementen geplant werden.

Bei einem Spezialinstrumentarium zur Erleichterung der Insertion eines PSI oder von PSI-Komponenten (vgl. 4.4.3) ist an individualisierte Hebel, Wundspreizer, Klemmvorrichtungen (vgl. Fixierungsklemme in Abbildung 1.3-18) und Führungshilfen zu denken. Letzten Endes lässt sich ein Navigation Guide bzw. eine Bohrlehre für die LSF(P/L)SO auch als besonderer Haltegriff (vgl. Abbildung 2.4-4) statt in Form einer PSI-Komponente gestalten.

### 5.2.7 Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

Vorab zu den Einzelfragen im Teil II des Umfragebogens waren Fotografien zum Einzeichnen von PSI Entwürfen vorgestellt. 13 Responder skizzierten darin ihre Vorstellungen für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. 5.2.8).

Der weitere Fragenkatalog in Textform war dazu gedacht, die Ideen und Designvorstellungen aus den Entwürfen und Skizzen zu präzisieren.

15 % der Responder (n = 2/13), die eine Skizze anfertigten, hatten sich zuvor für einen Nutzen von PSI ausgesprochen, während 85 % dieser Responder (n = 11/13) ein PSI nicht oder nur bedingt in Erwägung zogen. Operative Erfahrungen bei der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen gaben 69 % der Responder (n = 9/13) an, die einen Entwurf gemacht hatten (Tabelle 4.2-2a, Tabelle 4.2-2.1a).

Das PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen ist Hauptmotiv und zentrale Devise dieser Arbeit. Visualisierungen sagen dazu am meisten aus.

Die auf einen Text von Kurt Tucholsky aus dem Jahre 1926 zurück gehende Spruchweisheit „Bilder sagen mehr als tausend Worte“ klingt phrasenhaft und abgedroschen. Zahlreiche populärwissenschaftlich orientierte Publikationen (McLuhan 1966, McLuhan und Fiore 1967, Williams 1968, Berger 1973, Peeck 1974, Pattison 2007) lassen keinen Zweifel an der unübertrefflichen Effektivität visueller Medien in Aussagekraft und Informationsvermittlung.

Die Überlegungen zum PSI-Design sind zum Teil ausgesprochen minimalistisch mit wenigen Bleistift- oder Kugelschreiberstrichen festgehalten. Naturgemäß kann die ästhetische Anmutung von Skizzen nicht mit dem Appeal professioneller Illustrationen und dreidimensionaler CAD/CAM Abbildungen mithalten. Dennoch lohnt sich der direkte Blick und die Durchsicht der Skizzen selbst (vgl. S. 192 ff)

Die zugehörigen Tabellen 4.2-2 und 4.2-2.1 fassen die aus den Skizzen ersichtlichen Merkmale der angedachten PSI – wie Funktionalitäten, Grundformen, Stegverbindungen, Gerüstcharakter, Verbindungselemente, Sichtfenster über dem Frakturspalt, Ausleger und Ausstattung mit Plattenlöchern der angedachten PSI – im Übersichtsformat zusammen. Die Häufigkeit für einige Merkmalsausprägungen in den verschiedenen PSI Entwürfen wurden im Ergebnisteil quantifiziert, das ist aber nicht weiterführend und wird hier nicht durchgängig reiteriert.

Anders als in den nach der Fragebogenaktion publizierten Mehrkomponenten PSI von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) sind alle PSI in den Skizzen als Einteiler mit Multifunktionalität konzipiert.

Die Reposition, die mit einer Ausnahme in sämtlichen Entwürfen zum Ausdruck kommt, gegebenenfalls auch die Präfixierung, sind verfahrenstypisch für die ORIF. Das konfektionierte Set zur Osteosynthese von Kiefergelenkwalzenfrakturen der Fa. Medartis (Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel) beinhaltet – wie schon mehrfach erwähnt – für diese Zwecke eine Mikroplatte in Rechteckform (Grid-Platte) (vgl. 1.3.10). Im PSI-Design von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) werden diese beiden Funktionen von der ersten Komponente übernommen.

In ein paar Designvorschlägen sind Ausleger bzw. Gerüst-/Plattenformationen über dem lateralen Frakturende bzw. distalen Fragment im Kollum-/Ramusbereich mit Löchern eingezeichnet, die als Indikator für den/die Insertionspunkt(e) bei der LSFSSO dienen. Diese Indikatorfunktion wird im späteren PSI-Design von Pavlychuk et al. (2019a) mit einer 2. Komponente, dem schon unter 5.2.6.5 beschriebenen „Navigation Guide“ verwirklicht.

Die Skizzen sagen nichts darüber aus, mit welcher Angulation die Schrauben zur LSFSSO inseriert werden sollen, oder ob dazu z.B. eine aufsetzbare Bohrlehre (vgl. Fall 4 unserer Fallsammlung) zur Anwendung kommen soll. In die PSI-Komponente 2 von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) sind hierzu Bohrzylinder integriert, sodass der Navigation Guide immer entfernt oder, falls notwendig, gegen ein „Washer“ ausgetauscht werden muss.

In welchem Maße die Ausleger oder Gerüst-/Plattenanteile über dem lateralen Frakturende im Kollum-/Ramusbereich tatsächlich auch zur Lastverteilung unter der LSFSSO beitragen, muss dahingestellt bleiben. Biomechanisch liegen durch die Medialverbindungen andere Verhältnisse vor als bei isolierten Unterlegplatten („Washern“) (Neff 2003).

De facto stellt sich die Frage nach der Lastverteilung im hiesigen Kontext, d.h. bei ossären Konfigurationen am lateralen Frakturende, die zum Stressbreaking, zur Torsionsvermeidung und zur Abstützung von Osteosynthese und medialem Fragment ausreichen, in aller Regel nicht, sondern nur bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C (siehe 5.2.9, 5.2.11 Diskussion später).

Fast die Hälfte der Skizzen zeigen Entwürfe eines PSI ohne Kombination mit einer LSFSSO und damit in einer „Stand Alone“ Funktion. Darunter befindet sich ein sehr

umfangreiches Gerüst (12B), das dem „Stand Alone“ Konstrukt von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) ähnelt und es gleichsam vorwegnimmt. Die Indikation für solch ein Tragwerk war nach Meinung der Autorengruppe jedoch multifragmentären Walzenfrakturen vorbehalten (ergo einem Fragmentierungsgrad, der keine LSFSSO mehr zulässt).

Die Geometrie der PSI Grundgestelle variiert in den Entwürfen der Responder – das Spektrum reicht dabei von L-Formen, über Gitter bzw. Gerüste, zu Abwandlungen in A-, P-, T- oder Y-Form, einem Kreuz-/Kleeblatt und einer geraden Platte (= I-Form).

Die Form der PSI Grundgestelle von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) erinnert währenddessen am ehesten an irreguläre Polygone. Einige Varianten lassen auch an ovale oder elliptische Grundformen denken.

Den verschiedenen Formen der PSI Grundgestelle entsprechend sind die Zentren und/oder die Ausleger/Arme in unterschiedlicher Nähe zu beiden Seiten des Frakturspalts angeordnet. Eine alleinig auf der Lateralseite im Kollum-/Ramusbereich unterhalb des Frakturspalts eingezeichnete gerade Platte (10B) mit drei darin befindlichen Schrauben zur LSFSSO kann zwanglos als „Tandem“ mit „Washer“ Funktion verstanden werden.

Besonderes Interesse verdient das Design des PSI in Skizze 3B. Der Vertikal-Stamm (oder der sog. „Aufstrich“) des in Y-Form gestalteten PSI ist weit nach kaudal bis in den Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis extendiert. Die Fixation dieses Ausläufers mit einer bikortikalen Schraube in der Basisregion des Kondylus lässt eine deutliche Vermehrung der Stabilität durch dieses „Buttressing“ unterhalb des lateralen Frakturrandes erwarten – dabei ist nicht zu vergessen, dass der intakte Knochen an der Kiefergelenkfortsatzbasis massiver bzw. robuster und widerstandfähiger ausgeprägt ist als in einem möglicherweise fragilen lateralen Kollumbereich.

Vom Prinzip her kommt bei per- oder subtrocantären Femurfrakturen eine kaudal angebrachte Verankerung der die Transversalschrauben tragenden Osteosyntheseplatte („Hook Plate“ oder „Fixed Angle Blade Plating“) in ganz ähnlicher Weise zur Anwendung (Rahme und Harris 2007, Burnei et al. 2011, Wang et al. 2020).

Bei Walzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C dürfte ein „Buttressing“ des PSI immer dann relevant werden, wenn besonders prekäre Stabilitäts- und Verankerungsverhältnisse vorliegen und Optimierung erfordern (vgl. Abbildung 5.2-6). Schade ist, dass der Responder (3B) für die Neff-Typ C Variante keine Entwürfe gezeichnet und das „Buttressing“ Design extrapoliert hat.



In den Entwürfen zur Neff-Typ B Kollektion sind in den PSI-Plattformen/Basen und/oder ihren Ausläufern in sehr unterschiedlicher Anzahl Platten- bzw. Schraubenlöcher eingezeichnet. Viele dieser Plattenlöcher werden leer dargestellt, andere sind mit einer Kreuzschlitz-Markierung versehen als Zeichen, dass sie mit einer Schraube belegt sind.

Leere Plattenlöcher sollen – wie später bei Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) – vermutlich bedeuten, dass diese abhängig von der intraoperativen Situation mit Schrauben belegt werden können oder nicht.

Fundamentale Bedeutung kommt der intraoperativen Beurteilbarkeit und Kontrolle des Frakturspalts zu. In der Überzahl der Entwürfe ist der Frakturspalt mit schmalen Verstrebungen und/oder Stegen des PSI überbrückt, die die Sicht auf den Frakturspalt während und nach der Adaptation des PSI nur geringfügig einschränken. Eine weit-räumige Abdeckung des Frakturspalts durch großflächige PSI (siehe Skizzen 4B und 7B) ist unbedingt zu vermeiden. Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) haben später akribisch darauf geachtet, ausreichende Sichtfenster in ihre PSI zu integrieren.

Viele Gestaltungsmerkmale in den Entwürfen beruhen auf Ideen und Vorstellungen, die zum Zeitpunkt der Fragebogenaktion in den Jahren 2018/2019 noch neu waren und in gleichartiger Weise erst durch die späteren Publikationen von Pavlychuk und ihrer Gruppe (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b) propagiert worden sind. Der Entwurf mit lateraler Verankerung („Buttressing“) des PSI im Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis bedeutet nach wie vor eine Innovation, auch wenn das Prinzip schon eine lange anderweitige Vorgeschichte hat.

## 5.2.8 Gesichtspunkte und Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

### 5.2.8.1 Gesichtspunkte beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B (Teil II, Frage 3.1.1)

Die Hauptrolle beim PSI-Design für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B spielten nach Angaben der Responder (n = 25) 3 Faktoren (Abbildung 4.2-1): Die operative Zugänglichkeit und der Überblick über den Frakturspalt (88 % der Responder, n = 22/25), der Fragmentationsgrad (84 %, n = 21/25) sowie die Konfiguration des lateralen Frakturendes im seitlichen Kollum/Ramusbereich (68 %, n = 17/25). Dem Dislokations- bzw. Luxationsgrad des medialen Walzenfragments (52 %, n = 13/25) sowie Höhenminderungen des Ramus ascendens (48 %, n = 12/25) wurde weniger oft Relevanz beigemessen.

Wie gesagt beeinträchtigen Limitationen in der Größe der Zugangskavität – z.B. infolge der Topografie neurovaskulärer Strukturen – das intraoperative Handling bei der Reposition und Fixation von Frakturen. Beim operativen Zugang zur Kiefergelenkwalze besteht außerdem die Notwendigkeit zur Schonung des M. pterygoideus lateralis sowie der Kapselstrukturen und Ligamente. Genauso wie konfektioniertes Osteosynthesematerial müssen PSI den Größenverhältnissen angepasst sein, ausreichende Sicht auf den Frakturspalt gewähren und die biomechanischen Anforderungen, die sich infolge von Frakturlokalisation und Morphologie stellen, erfüllen.

### 5.2.8.2 Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

#### 5.2.8.2.1 AO-Typ p/Neff-Typ B – Dimensionierung von PSI (Teil II, Frage 3.1.2)

Als für PSI geeignete Größenordnung wählten ein Prozentsatz von 64 % der Responder (n = 16/25) Mikroplatten und von 48 % (n = 12/25) Miniplatten. 16 % der Responder (n = 4/25) votierten für „Andere“ Dimensionierungen, ohne diese weiter zu spezifizieren. Die von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, c) beschriebenen PSI haben Mikroplattenformat. Eine Ausnahme davon bildet die „Stand Alone“ Platte (Variante 3) die einem Gerüst aus Miniplatten entspricht, um die Stabilität des Osteosynthese-/Knochenverbundes zu erhöhen (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020c).

#### 5.2.8.2.2 AO-Typ p/Neff-Typ B – Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral (Teil II, Frage 3.1.3, 3.1.4)

In Ergänzung zu den Skizzen wurde innerhalb des Fragenkatalogs die Lokalisation der PSI, einerseits auf der Rückseite des medialen Fragments sowie andererseits lateral im Bereich des Ramusendes abgefragt (Abbildung 4.2-3).

Auf der Rückseite des medialen Fragments sollten das PSI bzw. seine Arme mit 48 % (n = 10/21) lateral-frakturspaltnah, mit 33 % (n = 7/21) lateral und medial, mit 19 % (n = 4/21) mittig, oder zuletzt mit 5 % (n = 1/21) nur medial lokalisiert sein (Abbildung 4.2-2).

Längs des lateralen Frakturendes auf der Kollum-/Ramusseite sollten die PSI-Arme den Antworten von 67 % der Responder (n = 14/21) entsprechend dorso-lateral entweder unterhalb oder mit jeweils 19% (n = 4/21) nahe des Frakturspalts, andernfalls auch lateral oberhalb oder aber unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung auf-liegen.

Unter der Voraussetzung, dass ein ausreichendes Sichtfenster zur Kontrolle der Fraktur-linie verbleibt, kann das PSI auf der Rückseite des proximalen bzw. medialen Fragments bis auf Höhe des oberen und mittleren Kollumbereichs extendiert werden (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020c).

#### 5.2.8.2.3 AO-Typ p/Neff-Typ B – Ausgangs-/Grundform der PSI (Teil II, Frage 3.1.5)

Als adäquate Grundform für die PSI standen für 50 % der Responder (n = 12/24) Gitterformen (z.B. Rechteck, Quadrat, Dreieck) im Vordergrund (Abbildung 4.2-4). Auf Rang zwei folgten bei 33 % der Responder (n = 8/24) L-Formen.

Konfektionierte Miniplatten in L-Form wurden in einer der bisher umfangreichsten klinischen Studien mit einer beeindruckenden Zahl von 173 ORIF bei Walzenfrakturen verwendet. Die L-Platten wurden in Umkehrrichtung („upside down“) angebracht, um mit dem kurzen Arm das mediale Fragment zu fassen und über den Stamm der Platte am lateralen Fragmentende zu fixieren (He et al. 2009).

#### 5.2.8.2.4 AO-Typ p/Neff-Typ B – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – medial und lateral (Teil II, Frage 3.1.6)

Nach den meisten Voten (67 %, n = 16/24) sollten die PSI bzw. deren Ausleger über dem medialen Fragment 2 Plattenlöcher aufweisen. Zugunsten einer Ausstattung mit 3 Plattenlöchern fiel die Entscheidung mit 29 % (n = 7/24) schon deutlich seltener aus, auf 4 Plattenlöcher kamen nur noch 13% der Stimmen (n = 3/24) (Abbildung 4.2-5).

Falls multiple Plattenlöcher, d.h.  $\geq 3$  angegeben sind (42 %), sollten diese den intraoperativen Verhältnissen entsprechend, immer mit mindestens 2 Schrauben besetzt werden.

Die PSI bzw. ihre Ausleger über dem lateralen Frakturende (Kollum/Ramus) sollten nach den Präferenzen von 50 % der Responder (n = 12/24) mit 2, von 42 % (n = 10/24) mit 3 und von 13 % (n = 3/24) mit 4 Löchern ausgestattet werden (Abbildung 4.2-6).

Bei den Mehrkomponenten PSI von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) wird das Plattenelement zur Reposition und Präfixierung – genau wie beim einteiligen PSI-Design dieser Umfrage – simultan auf der medialen und lateralen Frakturseite befestigt. Wie aus den Abbildungen in den Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) zu entnehmen ist (vgl. vorne – Abbildung 1.3-42) weisen die PSI zur Reposition/Präfixierung eine bei weitem höhere Anzahl von Plattenlöchern auf – über dem medialen Fragment 6 Plattenlöcher, über der lateralen Fragmentseite 3, 4 bis zu 7 – als im Fragebogen überhaupt zur Auswahl standen. Die Navigationsplatte hat neben den Bohrzylindern für die LSFSSO 1 oder 2 Plattenlöcher zur Befestigung. Mehr Plattenlöcher bedeuten mehr Flexibilität und mehr Optionen bei der Fixierung, was von Vorteil ist, wenn die intraoperative Zugänglichkeit und der Aktionsradius der Instrumente durch die Größe der Zugangskavität eingeschränkt sind.

Die im Fragenkatalog angegebenen Häufigkeiten der Plattenloch Anzahl (vgl. 4.2.1.3.4) stimmen nicht mit den aus den Skizzen entnommenen Zahlenwerten überein. Das liegt in der differierenden Größe der Responderkollektive begründet, da nicht von jedem, der die Frage (Teil II, Frage 3.1.6) beantwortet hat, auch ein Entwurf eines PSI Prototypen angefertigt wurde.

#### 5.2.8.2.5 AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.7)

Eine große Mehrheit von 96 % der Responder (n = 24/25) bejahte die Frage, ob ein PSI zur Hilfestellung und Vereinfachung der Reposition bei Dislokationen des medialen Fragments beitragen sollte. Die Beweggründe, warum 4 % der Responder (n = 1/25) mit nein dagegen stimmten, wurden nicht erfragt und sind nicht nachvollziehbar.

Diese Repositionsfunktion lässt sich selbstredend auch mit konfektionierten Osteosyntheseplatten umsetzen – das mehrfach erwähnte Beispiel dafür ist wieder die von Neff et al. (2005) entwickelte rechteckige Grid-Platte (vgl. auch Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel).

#### 5.2.8.2.6 AO-Typ p/Neff-Typ B – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.8)

Ob ein PSI als „Stand Alone“ zur Stabilisierung einer Walzenfraktur (Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B) dienen sollte, wurde von einer Mehrheit von 56 % der Responder (n = 14/25) uneingeschränkt bejaht. 20 % (n = 5/25) hielten die „Stand Alone“ Stabilisierung nur unter Vorbehalt, nämlich bei besonderen Frakturverläufen für vertretbar. 24 % (n = 6/25) entschieden sich für eine Verneinung der „Stand Alone“ Stabilisierung durch das PSI.

Nach den Algorithmen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) (siehe Flussdiagramm Abbildung 1.3-37) ist eine 3-dimensionale „Stand Alone“ Platte, d.h. ein Gerüst im Miniplatten-Format nur bei „Major Fragmentation“ („severely comminuted fractures“), die keine LSF(P/L)SO mehr erlauben, indiziert. Exemplarisch dazu zeigen die Autoren die eindrucksvolle CAD/CAM Planung (Abbildung 1.3-44) und ein intraoperatives Foto nach Applikation (Abbildung 1.3-45).

Bekanntermaßen ist die Fixierung von Walzenfrakturen mit konfektionierten Mikro- und Miniplatten gegenüber einer LSFPSO als biomechanisch ungünstiger einzustufen (Neff 2003, Neff et al. 2005, Pavlychuk et al. 2019b). Daher wurde vom Einsatz konfektionierter Mikro- oder Miniplatten als alleinige Lastträger („Stand Alone“) grundsätzlich abgeraten (Neff et al. 2005), was sich im „Nein Entscheid“ für eine derartige PSI Funktionalität von 6 Respondern widerspiegelt.

Das Pro für eine „Stand Alone“ Stabilisierung unter der Vorbedingung besonderer Frakturverläufe geht mit den Vorschlägen zur Indikationsbeschränkung auf Mehrfragmentfrakturen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) konform.

Es wäre absolut zu kurz gegriffen, nicht nur die grundsätzliche Bejahung einer „Stand Alone“ Stabilisierung und noch mehr den überraschend hohen Prozentsatz affirmativer Antworten (56 %) zu diskreditieren, indem man den Respondern Unkenntnis der experimentellen Grundlagen unterstellt. Das Design eines PSI in Mini-/Mikroplatten-dimensionierung zur „Stand Alone“ Stabilisierung lässt sich womöglich so gestalten, dass sich die biomechanischen Anforderungen problemlos erfüllen lassen. Dazu müsste die Gestaltung und Tauglichkeit der CAD Planung jedes PSI innerhalb des individuellen Frakturszenarios in einer FEA (oder einem KI (Künstliche Intelligenz) Prozess) überprüft werden – vielleicht haben die Responder bereits in dieser Richtung weitergedacht.

Faktisch gibt es dazu momentan keinerlei Datenlage und Erfahrungswerte. Inwieweit die Responder bei ihrem Ja zur „Stand Alone“ Stabilisierung tatsächlich alle technischen Möglichkeiten zur Spezifikation (Biomechanik, Materialdimensionierung, Fixation, Verankerung) eines geeigneten PSI in Betracht gezogen haben, muss offenbleiben.

5.2.8.2.7 AO-Typ p/Neff-Typ B – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO –  
Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.9)

5 der 6 Responder (83 %), die zuvor eine PSI Anwendung zur „Stand Alone“ Stabilisierung abgelehnt hatten, sprachen sich sodann für ein PSI-Design mit einer Indikatorfunktion für die Insertion der kombinierten LSFPSO aus.

5.2.8.2.8 AO-Typ p/Neff-Typ B – Beurteilung des Frakturspalts nach der Applikation des PSI –  
Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.1.10)

Mit einem Prozentsatz von 92 % (n = 23/25) hielten die meisten Responder eine sichere Beurteilung des Frakturspalts auch nach der Applikation des PSI für wichtig. 8 % der Responder (n = 2/25) sahen darin keine Notwendigkeit. Mit der konfektionierten Grid-Platte von Neff et al. (2005) (vgl.1.3.10) lässt sich diese Anforderung problemlos realisieren.

Das Design der PSI-Komponente zur Reposition, Präfixierung und Andocken der Indikator-/Navigationsplatte von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) kann im Individualfall so gestaltet werden, dass jederzeit, also auch nach Applikation und Verschraubung, der Frakturspalt kontrolliert werden kann. So wurde der Frakturspalt mit schmalen Stegverbindungen überbrückt oder es wurden Fenestrierungen in breitflächigen Plattformen angelegt.

Erst die uneingeschränkte Überprüfung nach der PSI Fixation ermöglicht es, die korrekte anatomische Reposition der Fragmente zu bestätigen – oder auch die Einstellung weiter zu optimieren – bevor dann die Schrauben zur LSFPSO inseriert werden.

In den Abbildungsbeispielen (vgl. Abbildung 1.3-42) aus den Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a) werden nach der Fixation des medialen Fragments über die LSFPSO Schrauben die zum Teil weit extendierten PSI-Komponenten zur Reposition und Präfixierung wieder entfernt. Auch wenn das primär zur Reduktion von Osteosynthesematerial und zur Prävention ossärer Resorptionen dienen soll, wird der Frakturspalt nur nach Entfernung der PSI-Komponenten in Gänze überschaubar. Ein unstimmgiges/unzureichendes Repositionsergebnis ist dann jedoch nur unter erheblichen Schwierigkeiten zu verbessern.

Falls der Frakturspalt bzw. das Repositionsergebnis nach der Applikation bzw. Präfixierung mit einem PSI nicht sicher beurteilbar ist, kann es gegebenenfalls mit Hilfe intraoperativer Bildgebungsverfahren oder der computer-assistierten Navigation dreidimensional überprüft werden (Klatt et al. 2011, Han et al. 2018). Die klinische Realität dürfte derzeit allerdings vielfach anders aussehen.

#### 5.2.8.2.9 AO-Typ p/Neff-Typ B – Schrauben zur PSI Befestigung (Teil II, Frage 3.1.11, 3.1.12)

Mit Prozentsätzen ähnlicher Höhe wurden konventionelle Schrauben von 54% (n = 13/24) oder selbstschneidende Schrauben von 50 % (n = 12/24) der Responder als der geeignete Schraubentyp zur Befestigung der PSI angegeben (Abbildung 4.2-7).

Als Durchmesser für diese Befestigungsschrauben wurden 1,3 mm und 1,5 mm jeweils von 56 % der Responder (n = 14/25) als gleichermaßen geeignet betrachtet (Abbildung 4.2-8).

Im Vergleich dazu gaben Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) die Verwendung von Mikroschrauben mit Durchmessern von 0,8-1,2 mm zur Befestigung ihrer PSI bzw. PSI-Komponenten an. Damit bewegen sich diese Schraubendurchmesser auf dem gleichen Level (0,9 mm oder 1,2 mm) wie die selbstschneidenden Schrauben, die Neff et al. (2005) zur (temporären) Fixierung der Grid-Platte (Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel) verwenden.

#### 5.2.9 Skizzen/Entwürfe zum PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C

Zum PSI-Design für Walzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C liegen die Skizzen von insgesamt 10 Respondern vor, davon hatten 9 Responder zuvor Entwürfe zu Frakturen vom AO-Typ p/Neff B angefertigt. Ein Responder (14C) war hier also dazugekommen. Auch bei den Entwürfen für den AO-Typ p/Neff-Typ C lohnt der direkte Blick in die Skizzen (vgl. S. 210 ff, Tabellen 4.2-3 und Tabelle 4.2-3.1), idealerweise in der Zusammenschau mit den Skizzen zu den Walzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. S. 192 ff, Tabelle 4.2-1 und Tabelle 4.2-1.1). Die Tabellen 4.2-4 und 4.2-4.1 liefern wieder eine zusammenfassende Übersicht der aus den Entwürfen hervorgehenden Merkmale.

Die Entwürfe der PSI für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C im Vergleich zur Variante Neff-Typ B zeigen zum größten Teil (7 : 3) ein übereinstimmendes Layout nach Form und Größe der Grundgestelle, die sich aber, determiniert durch die veränderte Topografie und Neigung des Frakturspalts, in ihrer Positionierung unterscheiden. Ein besonders augenfälliges Beispiel ist der Abwärts Shift des PSI (10C) im Design einer geraden 3er Tandem-Platte mit „Washer Funktion“.

Die Abweichungen im Layout der drei übrigen Entwürfe (5C, 7C und 13C) resultieren aus einem Wechsel zu anders geformten Grundgestellen, beispielsweise von einer Y- zu einer H-Form (5B zu 5C).

Die PSI Formen der Grundgestelle bei Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, c) für (nach eigener Beurteilung) Neff-Typ C Frakturen (vgl. Abbildung 1.3-38, Abbildung 1.3-41) ähneln – wie bereits beim Neff-Typ B – irregulären Polygonen, oder ovalären bzw. ellipsoiden Grundformen.

4 der 10 Entwürfe für den AO-Typ p/Neff-Typ C weisen eine Kombination aus einer LSF(P/L)SO und einem PSI auf.

Die Funktionalitäten – Reposition, Präfixierung, Indikator bzw. Navigation bei der LSF(P/L)SO und Lastverteilung – sind den nahezu identischen Layouts der PSI für die Frakturvariante Neff-Typ C in gleicher Weise und ähnlicher Frequenz zu eigen wie der Frakturvariante Neff-Typ B.

PSI Entwürfe zur „Stand Alone“ Stabilisierung einer Walzenfraktur haben beim AO-Typ p/Neff-Typ C, aufgrund der reduzierten biomechanischen Stabilität im Bereich des lateralen (distalen) Frakturende, schon eher eine Berechtigung als bei Neff-Typ B Varianten. Die Hälfte aller Entwürfe zu PSI für Neff-Typ C Varianten (n = 5/10) sind im Sinne eines „Stand Alone“ Designs zu interpretieren.

Die Entwürfe in der AO-Typ p/Neff-Typ C Kollektion wiederholen die Formen der Grundgestelle aus den Skizzen für die Frakturvariante Neff-Typ B – die Geometrien entsprechen wiederum den lateinischen Großbuchstaben ohne Bäuche A, L, H, Y, I (= Lineare bzw. Gerade Platte) oder sind als umfangreichere Gitter bzw. Gerüste sowie als Kreuz-/Kleeblätter gestaltet.

Die Auflagen der Ausleger bzw. Gerüststrukturen auf Seiten der medialen und lateralen Fragmentflächen sind an der weiter latero-kaudal gelegenen Topografie des Frakturspalts orientiert. Ihre Lokalisationen in Distanz zum Frakturspalt, zum Zentrum der Fragmentflächen bzw. zur LSF(SO) Insertionszone zeigen keine nennenswerten Unterschiede zu den Neff-Typ B Entwürfen.

Wie bei der Homologie der PSI Layouts für die Frakturtyp Varianten nicht anders zu erwarten, finden sich in den Entwürfen der Neff-Typ C Kollektion keine nennenswerten Unterschiede in Anordnung und Anzahl der Plattenlöcher sowie deren Belegung mit Schrauben. Nach der Häufigkeit dominieren PSI Ausleger mit 2 Plattenlöchern über dem medialen als auch lateralen Frakturende.

Auch bei AO-Typ p/Neff-Typ C Walzenfrakturen ist essenziell, dass die PSI bzw. PSI-Komponenten ausreichende Sicht zur Kontrolle des Frakturspalts freilassen. In zwei



(n = 2/10) Entwürfen (4C und 14C) war die Sicht auf die Frakturspalten durch ein breitflächiges und ausladendes Plattform Design blockiert. In der klinischen Realität (Fall 1 unserer Fallsammlung, siehe 2.1) hatte ein derartig gestaltetes PSI schon zu Schwierigkeiten geführt.

Aus dem Schrifttum gehen für die Spezifika des PSI-Design – abgesehen von der „Washer“ bzw. Tandem-Platte zum Reinforcement des Knochens (PSRPO) bei der lateralen Schraubenosteosynthese – bei AO-Typ p/Neff-Typ C Walzenfrakturen (Pavlychuk et al. 2020a, b) keine grundlegend anderen oder neuartigen Informationen hervor als für die Neff-Typ B Variante. Eine Reiteration der bei Besprechung der Neff-Typ B Entwurfs Kollektion bereits diskutierten Analogien und Vergleiche mit Literaturangaben wäre redundant und ist somit verzichtbar.

#### 5.2.10 Notwendigkeit unterschiedlicher PSI-Designvarianten bei den Frakturen AO-Typ p/Neff-Typ C versus AO-Typ p/Neff-Typ B – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.1, 3.2.2)

Von nur 36 % der Responder (n = 9/25) wurde ein unterschiedliches PSI-Design für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C gegenüber dem AO-Typ p/Neff-Typ B für erforderlich gehalten, während 40% (n = 10/25) keine Notwendigkeit dazu gesehen haben. 24 % der Responder (n = 6/25) äußerten sich unbestimmt und nur potenziell affirmativ zu dieser Notwendigkeit.

Konform mit der Häufigkeitsverteilung dieser Prämissen zeigten sich im Fragenbogen Teil II oftmals Identitäten für das PSI-Design der beiden Gelenkwalzenfraktur Varianten in Wort (Auswahl der Antworten) und Bild (Skizzen, Entwürfe) (vgl. 5.2.7, 5.2.9).

Als hauptsächliche Begründungen für abweichende PSI-Designs wurden von insgesamt 13 Respondern Unterschiede in der operativen Zugänglichkeit (69 %, n = 9/13), im Verlauf und der Reichweite des Frakturspalts nach kaudal, in der Größe des medialen Fragments, in dessen Dislokation und Luxationsgrad (jeweils 54 %, n = 7/13) sowie in der Fragmentation (46 %, n = 6/13) und in der Konfiguration des lateralen bzw. distalen Frakturendes (39 %, n = 5/13) aufgelistet (Abbildung 4.2-9).

Im Schrifttum wird, auf der Grundlage experimenteller Daten, die Notwendigkeit zur Differenzierung und damit zu einer unterschiedlichen Osteosynsetechnik bzw. im PSI-Design in eindeutiger Weise postuliert (Neff 2003, Xin et al. 2014, Omezli et al. 2015, Pavlychuk et al. 2019b, Pavlychuk et al. 2020b, Schönegg et al. 2022).

Die Begründung dafür ist einfach. Kurz gefasst wird der Hebelarm der intramedullär im proximalen kleinen Fragment inserierten Schrauben um so länger, je kleiner das laterale Frakturende am Kollum/Ramus konfiguriert ist (Neff 2003) (Abbildung 5.2-6).

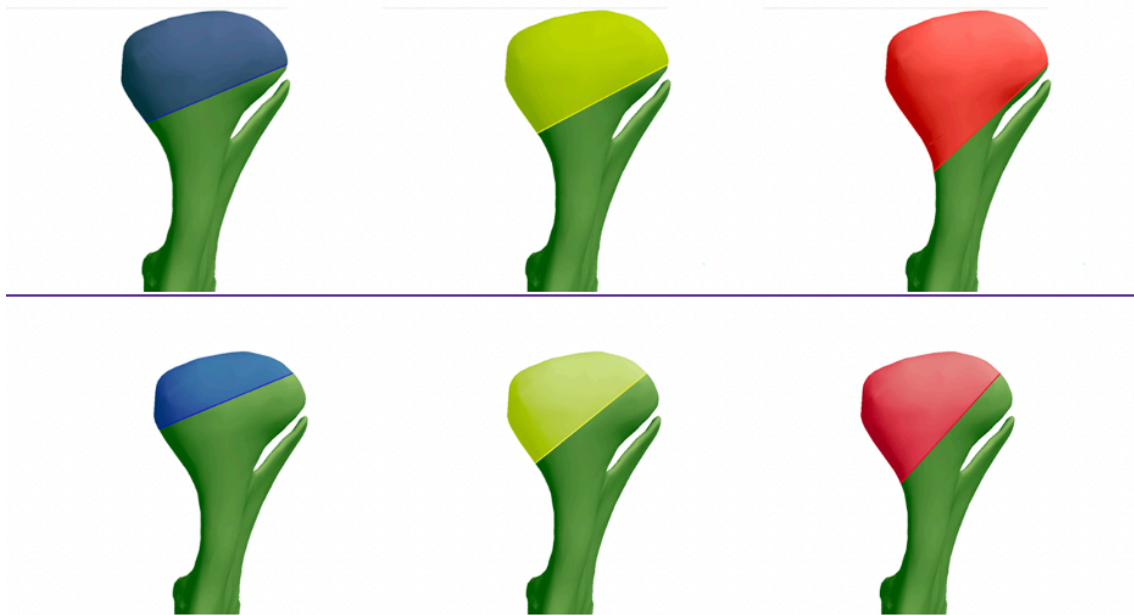


Abbildung 5.2-6 Die Konfiguration und konsekutiv die biomechanische Stabilität des lateralen Frakturendes (= distales Fragment im Kollum-/Ramusbereich) wird einerseits von der Lokalisation des Frakturspalts in Bezug zum lateralen Kondylenpol (obere Reihe) sowie andererseits von der Angulation des Frakturspalts (untere Reihe) bestimmt. Durch Einbeziehung des lateralen Kondylenpols in das proximale bzw. kleine Fragment wird der Hebelarm vergrößert und das Osteosynthesematerial folglich höheren Belastungen ausgesetzt. (Quelle: Sammlung Prof. Cornelius)

Nehmen die Dimensionen in Transversal-, Sagittal- und vor allem Vertikalrichtung des lateralen Frakturendes ab, so überschreitet die Tragfähigkeit für Osteosyntheseschrauben einen kritischen Punkt („Kippunkt“) und geht dann gänzlich verloren.

Im Falle von im Einzugsbereich des Kondylenpols lokalisierten Walzenfrakturen, wie beim AO-Typ p/Neff-Typ B, kann das laterale Frakturende mithin als Lastträger fungieren. Wandert der Frakturverlauf weiter nach lateral und kaudal bis unter den lateralen Walzenpol, wie bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C, kommt es zur Überlastung mit Aussprengung der Schrauben und der ossären Strukturen. Mutas Mutandis gelten die gleichen biomechanischen Gegebenheiten auch bei Verwendung anderer Osteosyntheseverfahren – das laterale Frakturende bietet abhängig vom Frakturtyp keine zuverlässige Verankerungsmöglichkeit.

Wie schon zur Sprache gekommen ist, konnten Pavlychuk et al. (2020b) in einer FEA zeigen, dass sich bei der LSFPSO von Walzenfrakturen des AO-Typ p/Neff-Typ C eine günstigere Lastverteilung bzw. eine höhere Stabilität erreichen lässt, wenn die Schrau-

benköpfe mit einem gemeinsamen „Washer“ in Form einer 2- oder 3-Loch Platte unterlegt werden. Ein mehr beiläufiger Hinweis auf eine derartige Unterlegscheibe findet sich erstmals bei Neff et al. (2005).

Der Unterschied in der operativen Zugänglichkeit zwischen den beiden Frakturtypen ergibt sich aus dem weiter kaudal lokalisierten Frakturspalt beim Neff-Typ C, sodass nicht nur ein größerer chirurgischer Aktionsradius und eine ausgedehntere OP Zugänglichkeit, sondern, quasi in Tateinheit damit, auch die Eingliederung eines größer dimensionierten PSI erforderlich werden kann.

#### 5.2.11 Gesichtspunkte und Gestaltungsmerkmale beim PSI-Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C

Die PSI zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C zeigen hinsichtlich einiger Aspekte und Gestaltungsmerkmale Übereinstimmungen und Gemeinsamkeiten mit PSI zur Behandlung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B Frakturen. Sie werden nachfolgend (vgl. 5.2.11.1) zusammengefasst.

Unterschiede und relevante Spezifika der PSI für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C versus AO-Typ p/Neff-Typ B werden daran anschließend noch einmal gesondert dargestellt (vgl. 5.2.11.2).

##### 5.2.11.1 Übereinstimmende Merkmale der PSI bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C und AO-Typ p/Neff-Typ B

###### 5.2.11.1.1 Auflage/Lokalisation der PSI Arme auf den Fragmentflächen – medial und lateral (Teil II, Fragen 3.2.4, 3.2.5)

Für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C ergab die Fragebogenauswertung eine Positionierung der PSI Arme auf der Rückseite des medialen Fragments mit 41 % (n = 9/22) lateral-frakturspaltnah, mit 36 % (n = 8/22) lateral und medial sowie mit 14% (n = 3/22) in Fragmentmitte (Abbildung 4.2-10).

Eine ähnliche Häufigkeitsverteilung der Angaben findet sich auch für die Lokalisation der PSI bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B (Abbildung 4.2-2).

Für das Frakturende auf der Kollum-/Ramusseite wählten 64 % der Responder (n = 14/22) eine Lokalisation der PSI Arme dorso-lateral unterhalb des Frakturspalts (Näheres siehe Ergebnisteil) (Abbildung 4.2-11). Dieser Prozentsatz entspricht der

Häufigkeit der Antworten beim AO-Typ p/Neff-Typ B, die für eine Auflage dorso-lateral unterhalb des Frakturspalts votierten (Abbildung 4.2-3).

Letztlich hat sich die Lokalisation der PSI vorrangig am Frakturverlauf zu orientieren. Unter der Voraussetzung, dass Sichtfenster zur Beurteilung der Frakturlinie vorhanden sind, sollte insbesondere bei AO-Typ p/Neff-Typ C mit fragilem distalem Fragment eine Extension der Auflagen/Arme in Vertikalrichtung erfolgen (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020c).

#### 5.2.11.1.2 AO-Typ p/Neff-Typ C – Ausgangs-/Grundform der PSI (Teil II, Frage, 3.2.6)

Aus den vorgegebenen Optionen für die PSI Ausgangs-/Grundformen wurden von einem Prozentsatz von 52 % der Responder (n = 12/23) Gittergeometrien wie Rechtecke, Quadrate oder Dreiecke, von 35 % (n = 8/23) eine L-Form und von 17 % (n = 4/23) eine H-Form ausgewählt (Abbildung 4.2-12). Die gleichen Grundformen wurden in ähnlicher Häufigkeitsverteilung auch bei AO-Typ p/Neff-Typ B favorisiert (Abbildung 4.2-4).

#### 5.2.11.1.3 AO-Typ p/Neff-Typ C – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – medial (Teil II, Frage 3.2.7a)

Die Häufigkeitsverteilung bei Beantwortung der Frage zur Anzahl der Plattenlöcher des PSI auf Seiten des medialen Fragments stimmten für beide Frakturtypen in etwa überein (Abbildung 4.2-5, Abbildung 4.2-13):

Beim AO-Typ p/Neff-Typ C wurde für zwei Plattenlöcher mit 74 % (n = 17/23) und mit 67 % (n = 16/24) beim AO-Typ p/Neff-Typ B votiert. Drei Plattenlöcher wurden beim AO-Typ p/Neff-Typ C mit 26 % (n = 6/23) gegenüber 29 % (n = 7/24) beim AO-Typ p/Neff-Typ B und vier Plattenlöcher wurden beim AO-Typ p/Neff-Typ C mit 9 % (n = 2/23) gegenüber 13 % (n = 3/24) beim AO-Typ p/Neff-Typ B ausgewählt. Bei beiden Frakturmustern sollten also eher zwei als drei Plattenlöcher auf der medialen Fragmentseite in die Plattenbasis integriert sein.

Die PSI-Komponente 1 zur Reposition und Präfixierung bei den Mehrkomponenten PSI von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) weist deutlich mehr Plattenlöcher am medialen Fragment auf (vgl. 5.2.8.2.4). Inwieweit diese den intraoperativen Verhältnissen entsprechend mit Schrauben besetzt werden, bleibt unklar. Zweifelsohne bieten multiple Plattenlöcher mehr Flexibilität zur Fixierung.

5.2.11.1.4 AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur Vereinfachung der Reposition bei Dislokation des medialen Fragments –  
Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.8)

Von einem überwiegenden Prozentsatz von 92 % der Responder (n = 23/25) wurde – wie auch beim AO-Typ p/Neff-Typ B von 96 % der Responder (n = 24/25) – bejaht, dass ein PSI die Reposition bei Dislokation des medialen Fragments vereinfachen sollte.

5.2.11.1.5 AO-Typ p/Neff-Typ C – PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung –  
Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.9)

Eine „Stand Alone“ Stabilisierung der Fraktur durch das PSI wurde sowohl bei AO-Typ p/Neff-Typ B (56 %, n = 14/25), als auch beim AO-Typ p/Neff-Typ C Frakturen (58 %, n = 14/24) von etwa der Hälfte der Responder bejaht.

Bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C befürworteten 25 % der Responder (n = 6/24) diese nur bei besonderen Frakturverläufen, während 17 % der Responder (n = 4/24) ein PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung grundsätzlich ablehnten. Die Antworthäufigkeiten beim AO-Typ p/Neff-Typ B wiesen weitgehend übereinstimmende Prozentsätze auf.

5.2.11.1.6 AO-Typ p/Neff-Typ C – Indikatorfunktion des PSI zur Positionierung der LSF(P/L)SO –  
Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.10)

Nach Meinung aller Responder, die eine Anwendung des PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung in der vorherigen Frage abgelehnt hatten, sollte die Platte bei Kombination mit einer LSF(P/L)SO einen Indikator zur Positionierung der Schrauben besitzen.

5.2.11.1.7 AO-Typ p/Neff-Typ C – Beurteilung des Frakturspalts nach Applikation des PSI –  
Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 3.2.11)

Bei AO-Typ p/Neff-Typ C Frakturen bejahten 87 % der Responder (n = 20/23) – ohne nennenswerten Unterschied zu 92 % (n = 23/25) bei AO-Typ p/Neff-Typ B Frakturen – die Frage, ob nach PSI Applikation der Frakturspalt noch sicher zu beurteilen sein sollte. Von jeweils deutlich geringeren Prozentsätzen der Responder – 8 % (n = 2/25) beim Typ B bzw. 13 % (n = 3/23) beim Typ C – wurde das verneint.

Die Sichtfenster in der Plattenbasis in den PSI Entwürfen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) intendieren eine ausreichende Beurteilungsmöglichkeit des Frakturspalts.

#### 5.2.11.1.8 AO-Typ p/Neff-Typ C – Schrauben zur PSI Befestigung (Teil II, Frage 3.2.12, 3.2.13)

Bei einem zur Befestigung des PSI bei AO-Typ p/Neff-Typ C Frakturen geeigneten Schraubendesign wurde von 70 % der Responder (n = 16/23) vorrangig für konventionelle, von 52 % (n = 12/23) für selbstschneidende Schrauben votiert (Abbildung 4.2-15). 52 % der Responder (n = 13/25) wählte 1,3 mm und 56 % (n = 14/25) 1,5 mm als geeignete Schraubendurchmesser (Abbildung 4.2-16).

Das entsprach den Prozentsätzen beim AO-Typ p/Neff-Typ B (Abbildung 4.2-7, Abbildung 4.2-8).

#### 5.2.11.2 Unterschiede in der PSI Gestaltung bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C gegenüber PSI bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B

##### 5.2.11.2.1 AO-Typ p/Neff-Typ C – Dimensionierung des PSI (Teil II, Frage, 3.2.3)

Als geeignete Größenordnung für PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C wurde von 48 % der Responder (n = 11/23) für Mikroplatten und von 70 % (n = 16/23) für Miniplatten gestimmt. Dagegen entschieden sich bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B mit nahezu umgekehrten Prozentsätzen mehr Responder für Mikroplatten (64 %, n = 16/25) anstelle von Miniplatten (48 %, n = 12/25).

Die „Washer“ Komponente bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C weist bei Pavlychuk et al. (2020a, b) Mikroplatten Dimensionen auf.

Das bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und/oder C mit „Major Fragmentation“ von Pavlychuk et al. (2019a) beschriebene ausgedehnte PSI „Stand Alone“ Gerüst ist im Miniplatten-Format ausgelegt.

Grundsätzlich sollte ein PSI immer so dimensioniert sein, dass sich eine ausreichende Stabilität („Stand By“ oder „Stand Alone“ bzw. Load Bearing) damit erreichen lässt – sofern eine Stabilisierungsfunktion überhaupt verlangt ist. Abhängig von der Morphologie (Fragmentation, Angulation, Dislokation, Distortion, usw.) bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C kann also eine Dimensionierung als Miniplatte indiziert sein.

##### 5.2.11.2.2 AO-Typ p/Neff-Typ C – Anzahl der Plattenlöcher der PSI auf den Frakturseiten – lateral (Teil II, Frage 3.2.7b)

Bei der Frage nach der Anzahl an Plattenlöchern auf der lateralen Fragmentseite (Kollum-/Ramusbereich) votierten 44 % der Responder (n = 10/23) für die Ausstattung der Platte mit zwei Plattenlöchern, 48 % (n = 11/23) für drei Plattenlöcher. Beim AO-Typ p/Neff-Typ B fiel die Wahl mehrheitlich auf zwei (50 %, n = 12/24) anstelle von drei (42 %, n = 10/24) Plattenlöcher. Für vier Plattenlöcher stimmten weniger Responder –

21 % (n = 5/23) gegenüber 13 % (n = 3/24) beim AO-Typ p/Neff-Typ B (Abbildung 4.2-6, Abbildung 4.2-14).

Wie beim AO-Typ p/Neff-Typ B bestehen auch hier Diskrepanzen in den Angaben zur Anzahl der Plattenlöcher zwischen den PSI-Entwürfen und im Antwortteil des Fragebogens. Grund dafür ist die geringere Beteiligung beim Zeichnen der Skizzen.

Sicherlich war die zuerst von Neff et al. (2005) erwähnte 2-Loch Knochenplatte, die im Sinne einer Unterlegscheibe zur Lastverteilung bzw. zum Reinforcement des Knochens der LSFPSO appliziert wird, nicht im Bewusstsein der Responder (zeitliche Divergenz, Bias in den Formulierungen/Vorgaben des Fragebogens). Der Vollständigkeit halber soll auf die Anzahl der Plattenlöcher dieser ausschließlich über dem lateralen Frakturende platzierten „Washer“ Platten eingegangen werden – die Schraubenköpfe werden dabei untereinander über eine Tandem-Platte mit 2 ggf. auch 3 Löchern verbunden. Sofern erforderlich, lässt sich diese Tandem- bzw. Triplett- oder Tridem-Platte nach kranial um ein weiteres Plattenloch extendieren, damit kleinere Fragmente mit gefasst werden können (Pavlychuk et al. 2019a).

#### 5.2.12 Allgemeine Aspekte – Präoperative Diagnostik und Virtuelle Planung bei Verwendung eines PSI (Teil II, Frage 4.1, 4.2)

Von jeweils ähnlich vielen Respondern wurde die DVT (65 %, n = 17/26) und die CT (62 %, n = 16/26) zur präoperativen Diagnostik ausgewählt (Abbildung 4.3-1).

Diese Auswahl der Responder entspricht allgemein üblichen Gepflogenheiten für die CT (Wang et al. 2013, Yang et al. 2013, Pavlychuk et al. 2020c) und für die DVT (Guo et al. 2016).

Beispielsweise wurden von Chuo et al. (2021) präoperative CTs zur virtuellen Reposition und Herstellung von 3D Modellen der reponierten Walze und zur anschließenden Adjustierung der Osteosyntheseplatte oder, wie hier schon vielfach beschrieben von Pavlychuk et al. (2020a), bei der CAD/CAM Erstellung der PSI eingesetzt.

Zur Rekonstruktion bei unilateralen Frakturen wurde eine virtuelle Spiegelung der intakten kontralateralen Kiefergelenkwalze eines CAD Modells von 50 % der Responder (n = 13/26) nur mit Einschränkungen bejaht. 35 % der Responder (n = 9/26) stimmten dafür, während 15 % der Responder (n = 4/26) von einem virtuellen Spiegelungsverfahren absahen.

Die Gelenkköpfchen links und rechts sollen zwar in bis zu circa 78,5 % der Fälle eine überwiegend symmetrische Form aufweisen (Yale et al. 1963, Ramakrishnan et al. 2021). Doch können andererseits in bis zu 15 % der Fälle auch extreme Seitenasymmetrien auftreten (Santander et al. 2020).

Gegen das Spiegelungsverfahren einzuwenden ist, dass die Topografie des Frakturspalts keine gebührende Berücksichtigung findet (vgl. Fall 2 unserer Fallsammlung). Das Design von PSI oder PSI-Komponenten muss ganz wesentlich am Frakturverlauf orientiert werden, damit sich kompatible Design Features (Grundgestell, Auflageflächen, Sichtfenster, Plattenlöcher, Indikator für die intramedulläre Position der lateralen Schraube, usw.) integrieren lassen.

#### 5.2.13 Allgemeine Aspekte – Präoperative Phase bei Verwendung von PSI – Zeitraum bis zum Eingriff, Bearbeitungszeit PSI, MMF/IMF (Teil II, Frage 5.1-5.5)

Als idealer Zeitpunkt des operativen Eingriffs nach Trauma wurde von 60 % der Responder (n = 15/25) das Intervall nach Abklingen der Schwellung genannt.

28 % (n = 7/25) priorisierten eine sofortige Intervention oder verzögert nach 8-10 Tagen (24 %, n = 6/25) (Abbildung 4.4-1).

Angesichts technischer Gegebenheiten/Einrichtungen ist eine Herstellung metallischer PSI zur Sofortoperation derzeit nicht realisierbar. Hausinternes 3D Printing oder Point of Care Fabrication könnten hier zukünftig aber eine Zeitersparnis bedeuten.

Eine Verzögerung des operativen Eingriffs ist in Grenzen tolerabel, sollte einen Zeitraum von äußerstenfalls 3-4 Wochen aber nicht überschreiten.

Lange Wartezeiten erschweren indessen die Reposition aufgrund zunehmender Narbenformationen und des Remodelings mit Abrundung der Frakturflächen.

Als realistischer Zeitraum für die Planung und Herstellung des PSI („Throughput“ bzw. „Lead Time“) wurden in den Fragebögen im Durchschnitt 5 Tage angegeben. Dabei wurde ein Maximalwert von durchschnittlich 7 Tagen als akzeptable „Throughput“ bzw. „Lead Time“ genannt.

Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, c) machen keine Angaben zum Zeitbedarf bis zur Verfügbarkeit der PSI.

Bei den eigenen Patientenfällen war vor allem die Konzeption der PSI (vgl. Fall 3 und 4), weniger der Herstellungsprozess aufwendig, sodass insgesamt deutlich mehr als die im Fragebogen genannten Zeiten beansprucht wurde.

Mehrheitlich bejahten 65 % der Responder (n = 17/26) eine Ruhigstellung des Unterkielfers (IMF/MMF) während der Warteperiode auf die OP. 35 % der Responder (n = 9/26) verneinten dies.

Für die Etablierung der IMF/MMF in Wartestellung bis zur OP wurden folgende Verfahren genannt: IMF Schrauben (65 %, n = 15/23), Drahtbogenkunststoffschiene (35 %, n = 8/23), Gummizüge (48 %, n = 11/23) (Abbildung 4.4-2).



## 5.2.14 Allgemeine Aspekte – Zugangswege und intraoperative Vorgehensweisen bei Verwendung von PSI (Teil II, Frage 5.6-5.11)

### 5.2.14.1 Zugangsweg zur Frakturversorgung (Teil II, Frage 5.6, 5.7)

Der retroaurikuläre Zugangsweg wurde von einem Prozentsatz von 92 % (n = 24/26), der präaurikuläre Zugangsweg von nur 42 % (n = 11/26) der Responder zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen ausgewählt (Abbildung 4.4-3).

Es besteht kein allgemeiner Konsens für den besser geeigneten operativen Zugangsweg zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen – z.B. (Boffano et al. 2017, Kolk et al. 2020, Pavlychuk et al. 2020b, Sikora et al. 2021b). Die Pro und Contra Argumentation für das eine oder andere Verfahren beruht bisher mehr auf subjektiven Eindrücken als auf objektivierbaren Fakten (Al-Moraissi et al. 2018a).

Interessant sind die Argumente der Responder zur Begründung ihrer Entscheidung für den jeweiligen Zugang:

Am häufigsten wurden gute Sichtverhältnisse und die Zugänglichkeit zum Frakturspalt angeführt (85 %, n = 22/26), danach wurde von 65 % der Responder (n = 17/26) die Vertrautheit mit der Technik etwas seltener genannt. Von jeweils etwa der Hälfte der Responder wurden die Vermeidung von N. facialis Läsionen (54 %, n = 14/26) und postoperativer Langzeitkomplikationen (46 %, n = 12/26) gleichermaßen angegeben (Abbildung 4.4-4).

Nach Neff (2003) liefert neben der besseren Übersicht von dorsolateral über die Frakturlinie, auch die Reduktion von Läsionen des N. facialis eines der Hauptargumente für die Wahl des retroaurikulär transmeatalen Zugangswegs zur Kiefergelenkwalze (Neff 2003). Der Einfluss des Zugangswegs auf die Vermeidung von N. facialis Läsionen, wurde in einer kürzlichen Metaanalyse von Al-Moraissi et al. (2018a, 2018b) nicht bestätigt. Die verschiedenen Zugangswege zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Die Versiertheit des Operators mit der Technik wird kurioserweise im Schrifttum nicht als ausschlaggebendes Kriterium für die Wahl des Zugangswegs genannt.

#### 5.2.14.2 Allgemeine Aspekte – Spezialinstrumentarium zur Insertion von PSI (Teil II, Frage 5.8)

Die Frage, ob ein zusätzliches Spezialinstrumentarium für die Insertion eines PSI wünschenswert sei, wurde von der Mehrheit der Responder (81 %, n = 21/26) bejaht. Nur wenige (19 %, n = 5/26) verneinten diese Option (vgl. 5.2.6.5).

Eine Modifikation des Navigation Guides von Pavlychuk et al. (2019a) im Sinne einer separaten Bohrlehre bzw. eines Drill Guides wurde bereits realisiert (vgl. Fall 4, 2.4). Ein Navigation Guide mit Bohrzylindern wurde nicht mehr verwendet, stattdessen der Drill Guide direkt auf die Tandem-Platte aufgesetzt und nach Anlage der LSFPSO Schraubenlöcher wieder abgenommen.

#### 5.2.14.3 Allgemeine Aspekte – Intraoperative Navigation bei PSI Verwendung – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 5.9)

Einzelne Responder (12 %, n = 3/25) hielten die intraoperative Navigation bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen unter Verwendung von PSI für sinnvoll. Mehrheitlich (88 %, n = 22/25) wurde die intraoperative Kontrolle mit Navigation allerdings abgelehnt. Han et al. (2018) konnten in einer Vergleichsstudie präzisere Repositionsergebnisse bei ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen unter Verwendung der intraoperativen Navigation gegenüber einer Kontrollgruppe feststellen. Die Vorhersagen aus der Planung ließen sich exakter umsetzen und die Therapieergebnisse insgesamt optimieren.

Als Argument contra intraoperative Navigation sind nicht nur die Verfügbarkeit, sondern außerdem der technische Aufwand der Installation und potenzielle zusätzliche Komplikationen zu vermuten.

#### 5.2.14.4 Allgemeine Aspekte – Intraoperative Bilddiagnostik (Teil II, Frage 5.10)

Zur intraoperativen Bildgebung wurde die Cone Beam CT (CBCT/DVT) von 71 % der Responder (n = 15/21) gegenüber der konventionellen CT mit 24 % (n = 5/21), oder dem C-Bogen mit 33 % (n = 7/21) in der Fragebogenaktion häufiger ausgewählt (Abbildung 4.4-5).

Die CBCT zur intraoperativen Bildgebung liefert qualitativ hochwertige Aufnahmen unter Reduktion metallischer Artefakte bei, verglichen mit der CT, geringerer Strahlenbelastung (Klatt et al. 2011). Gegenüber der konventionellen CT soll beim CBCT außerdem die Bildqualität besser und das Sichtfenster größer sein (Sukegawa et al. 2020a).

Das Repositionsergebnis kann so bereits intraoperativ überprüft und falls nötig unmittelbar korrigiert werden. In einer Studie von Klatt et al. (2011) zu Kiefergelenkfortsatz- und -walzenfrakturen konnte so bei 4 von 34 Patienten (11,8 %) eine Revision vermieden werden. Im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes, wo eine direkte visuelle Kontrolle der Fragmentreposition aufgrund eingeschränkter Platzverhältnisse und Übersichtlichkeit häufig erschwert ist, soll die intraoperative Bildgebung ein sicheres Vorgehen erlauben.

#### 5.2.14.5 Allgemeine Aspekte – Behandlung des diskoligamentären Apparats – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 5.11)

Der Notwendigkeit zur begleitenden operativen Behandlung des diskoligamentären Apparats stimmte die Hälfte der Responder (50 %, n = 12/24) zu, während sie von der anderen Hälfte (50 %, n = 12/24) abgelehnt wurde.

Die Behandlung des diskoligamentären Apparats hat präventiven Charakter. Die Diskusreposition fördert die Regeneration im Bereich der Gelenkfläche und beugt der Entstehung von Ankylosen und Osteoarthrosen vor (Ferretti et al. 2005, Yang et al. 2015, Ren et al. 2018).

Die Therapiemöglichkeiten des diskoligamentären Apparats bestehen in der Reposition, Reparatur und Resuspension eines dislozierten Discus articularis. Zur Reposition und Fixation des retrodiskalen Gewebes wurden verschiedene Verfahren angegeben – Einzelheiten siehe unter 1.3.13. Im Zusammenhang mit dem Einsatz von PSI bei Kiefergelenkwalzenfrakturen wurde in der Literatur auf die Behandlung des diskoligamentären Apparats als Begleitmaßnahme bislang noch nicht eingegangen.

#### 5.2.15 Allgemeine Aspekte – Postoperative Vorgehensweise bei der Verwendung von PSI (Teil II, Frage 6.1-6.5)

##### 5.2.15.1 Postoperative IMF/MMF – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 6.1)

Eine postoperative IMF/MMF bejahten 64 % der Responder (n = 16/25), 36 % der Responder (n = 9/25) verneinten dies. Im Subkollektiv der Befürworter fiel die Wahl von 81 % der Responder (n = 13/16) mehrheitlich auf eine IMF/MMF mit elastischen Gummizügen, während nur 19 % (n = 3/16) für eine starre Fixierung votierten.

Um Gewebeschäden (Narbenbildung, Fibrosierung, Muskelatrophie) infolge der Immobilisierung zu vermeiden, sollte aber möglichst von einer starren Fixierung abgesehen werden. Die elastische IMF/MMF über Gummizüge ist weniger problematisch und dient vor allem als Führungshilfe beim Auffinden der Okklusion.

Bei starrer IMF/MMF korreliert die Dauer der Unterkiefer Ruhigstellung mit dem Grad der anschließenden Öffnungseinschränkung (Hypomobilität) (Ellis und Throckmorton 2005). In Fall 1, 2, und 4 unserer Fallsammlung kam zur Versorgung der Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. C eine postoperative IMF/MMF über Gummizüge zur Anwendung.

In den Publikationen zur Anwendung von PSI im Rahmen der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, c) wird nicht auf die postoperative IMF/MMF eingegangen.

#### 5.2.15.2 Allgemeine Aspekte – Entfernung von nicht-resorbierbarem Osteosynthesematerial (Teil II, Frage 6.2, 6.3)

Die Entfernung nicht-resorbierbaren Osteosynthesematerials hielten 40 % der Responder (n = 10/25) für zwingend erforderlich. 16 % (n = 4/25) sahen dazu keine Notwendigkeit, 44 % der Responder (n = 11) erwogen die Entfernung nur unter bestimmten Bedingungen. Als geeigneter Zeitpunkt wurden im Mittel 6 Monate angegeben.

Der Ausgang der Debatte um die Notwendigkeit zur postoperativen Entfernung von Osteosynthesematerial nach Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen ist noch offen (vgl. 1.3.5). Von einer Seite wird die Entfernung von Titanschrauben zur LSFPSO und/oder von im „Stand By“ belassenen Grid-Platten nach 4-5 Monaten – zur Prävention von Fremdkörperreaktionen, Knochenresorptionen, Lockerung der Hardware, Fibrosierungen – propagiert (Neff et al. 2005, Kolk und Neff 2015, Skroch et al. 2020).

Von anderer Seite wird eine Metallentfernung nur bei einer Lockerung der Schrauben oder Platten, bei Bruch der metallischen Hardware, oder bei intraartikulär positionierten Osteosyntheseschrauben als notwendig erachtet (Smolka et al. 2018, Neuhaus et al. 2022).

Mit Ausnahme von Tandem-Platten und der „Stand Alone“ Platte haben Pavlychuk et al. (2020c) alle PSI-Komponenten bereits intraoperativ wieder entfernt. Nach gesichertem Eintritt der Frakturkonsolidierung wird die Entfernung sämtlicher metallischer Hardware ca. 3-4 Monate postoperativ empfohlen.

Der von den Respondern gewählte Zeitpunkt liegt an der Obergrenze der Angaben aus dem Schrifttum. Bei zwei der Patienten aus unserer Fallsammlung (Fall 2 und 3) bei denen Lockerungen und Dislokationen der PSI und der LSFPSO aufgetreten waren, wurde das Osteosynthesematerial nach 6 bzw. 7 Monaten entfernt.

### 5.2.15.3 Allgemeine Aspekte – Postoperatives Bildgebungsverfahren (Teil II, Frage 6.4)

Als postoperatives Bildgebungsverfahren nannte ein Prozentsatz von 84 % der Responder (n = 21/25) die DVT, von 40 % (n = 10/25) die CT und von 36 % (n = 9/25) das OPT (Abbildung 4.5-1).

Im Schrifttum werden von Kolk et al. (2020) die DVT, das OPT und subokzipitofrontale (p.a. 15 °) Schädelaufnahmen nach Clementschitsch sowie von Pavlychuk et al. (2020c) die CT als geeignete Verfahren zur postoperativen röntgenologischen Nachuntersuchung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen genannt.

### 5.2.16 Allgemeine Aspekte – Erfolgskontrolle

#### 5.2.16.1 Methoden zur objektiven Überprüfung des funktionellen Operationsergebnisses (Teil II, Frage 6.6)

Zur Überprüfung des funktionellen Operationsergebnisses wurden im Freitext des Fragebogens von 22 Respondern folgende Methoden genannt:

- Kontrolle der Okklusion, inklusive maximaler Schneidekantendistanz (73 %, n = 16/22)
- Laterotrusion und Mediotrusion, Protrusion (59 %, n = 13/22)
- klinische und instrumentelle Funktionsanalyse (23 %, n = 5/22)
- Helkimoindex (14 %, n = 3/22)

Der Dysfunktionsindex nach Helkimo (DI) wurde von Kolk und Neff (2015), Smolka et al. (2018) und Ren et al. (2020) zur Evaluation des funktionellen Ergebnisses nach ORIF bei Kiefergelenkwalzenfrakturen eingesetzt.

Die subjektive Bewertung im Sinne einer Selbsteinschätzung bzw. eines „Patient Reported Outcome“ (PRO), kann sich erheblich von der objektiven „technik-basierten“ Beurteilung der Behandler unterscheiden (Kommers et al. 2013).

Obwohl die Fragestellung nicht auf die subjektive Bewertung durch die Patienten (PRO) ausgerichtet war, wurden von mehreren Respondern dazu geeignete standardisierte Diagnose-/Befundungsinstrumente in das Freitextfeld eingetragen:

- Schmerzen (VAS) (23 %, n = 5/22)
- Mandibular Function Impairment Questionnaire (MFIQ) (5 %, n = 1/22)
- Health-Related Quality of Life Index (HRQoL) (5 %, n = 1/22)

### 5.2.17 Abschließende Einschätzung der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B, C mit einem PSI

Den Indikationsbereich für neue CAD/CAM Technologien bilden dislozierte und minor- oder major-fragmentierte Kiefergelenkwalzenfrakturen, bei denen die Fragmentreposition, Präfixierung und definitive Fixierung mit herkömmlichen Methoden schwierig ist (Pavlychuk et al. 2020b). Nach Neff (2019) ist bei 25 % aller Kiefergelenkfortsatzfrakturen und bei über 50 % aller Frakturen des AO-Typ p/Neff-Typ B mit komplexen Morphologien zu rechnen. Für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C gibt der Autor keinen Prozentsatz an.

Die Verwendung von PSI bei Sekundärkorrekturen in Fehlstellung verheilte Kiefergelenkwalzenfrakturen (Fall 3 eigene Fallsammlung und -5.2-5) ist ein innovativer Ansatz.

#### 5.2.17.1 Risiken und potenzielle Schwachstellen der patientenspezifischen Osteosynthese (Teil II, Frage 7.1).

Die auf den Entwürfen/Skizzen und Antworten des Fragebogenkatalogs beruhenden Vorschläge zum Design/Layout eines PSI Prototypen wiesen nach Ansicht von immerhin 27% der Responder (n = 7 von 26 Rücksendern) keine nicht- genannten Schwachstellen auf. Dagegen sahen mehrheitlich 58 % der Responder (n = 15 von 26 Rücksendern) durchaus weitere Schwierigkeiten und ungelöste Probleme im PSI-Design.

#### 5.2.17.2 Definition Allgemeingültiger Kriterien für ein PSI-Design – Ja? oder Nein? (Teil II, Frage 7.3)

Die Frage, ob die Definition allgemeingültiger Kriterien für ein brauchbares PSI-Grunddesign zur Verwendung bei Walzenfrakturen vom AO-Typ p prinzipiell für möglich gehalten wird, wurde von 68 % der Responder (n = 15) bejaht. 32 % der Responder (n = 7) verneinten dies.

### 5.2.17.3 Allgemeine Aspekte – Nutzen – Ja? oder Nein? – einer in vitro/FEA (Finite Element Analyse) eines PSI Prototyp (Teil II, Frage 7.4)

Die Notwendigkeit bzw. der Nutzen einer FEA eines virtuell geplanten PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung bejahte die Mehrheit der Responder (78 %, n = 18/23) während sie von fast einem Viertel der Responder (22 %, n = 5/23) verneint wurde.

Musterbeispiel für eine FEA sind die Untersuchungen von Pavlychuk et al. (2020b) zur „Washer“ bzw. Tandem-Platte. Die FEA könnte bei einem individuellen Frakturszenario (z.B. Mehrfragmentfrakturen unterschiedlicher Höhenlokalisation) dazu verwendet werden das virtuelle PSI-Design (z.B. „Stand Alone“ Gerüste) und die resultierenden Stabilitätsverhältnisse (Kippunkt – vgl. 5.2.10) präklinisch auf den Prüfstand zu stellen, um auf dieser Basis das Design nötigenfalls optimieren zu können.

### 5.2.18 Fazit der Fragebogenaktion – Gestaltungsmerkmale und Handling eines allgemeingültiges PSI Plattform Design

In Ergänzung zu den Resümees aus der Literaturübersicht und der Fallsammlung (vgl. 1.3.17 und 5.1 – die Hauptpunkte daraus sind in der nachstehenden Bullet-Liste durch graue Unterlegung gekennzeichnet) lassen sich auf Basis der Fragebogenauswertung und der Diskussion dazu einige weitere Anforderungen und Merkmale für ein exemplarisches Design von PSI bzw. PSI-Komponenten bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen formulieren:

- Anforderungen an das PSI bzw. PSI-Komponenten mit den Funktionalitäten/  
Anwendungen als/zur:
  - Repositionsplatte
  - Präfixierung des proximalen/kleinen Fragments
  - Insertion Point/Entry Portal Guidance für die LSFSSO
  - 3D Positionierung/Festlegung der intramedullären Schraubenausrichtung
  - Zusatzstabilisierung („Reinforcement“) der lateralen Stell-/Positionierungsschrauben (LSFSSO) durch eine „patient specific reinforcement plate“ (Tandem-, Unterleg- bzw. „Washer“ Platte), d.h. eine PSRPO
  - „Stand By“ Stabilisierung kollateral bzw. im Nebenschluss zur LSFSSO
  - „Buttressing“ – des „Stand By“ Grundgestells oder der „Washer“ Platte durch Kaudal-Extension bis auf Höhe der Kiefergelenkbasis mit dortiger bikortikaler Verschraubung

- Strenge Indikationsbeschränkung für ein „Stand Alone“ Gerüst.  
Mögliche Erweiterung der Indikationsstellung von 3D „Stand Alone“ PSI („Downgrading“) auf AO-Typ p/Neff-Typ B und Neff-Typ C Frakturen ohne Multi-fragmentierung – Voraussetzung: FEA der Stabilitätsverhältnisse belegen Gleichwertigkeit mit LSFSSO
- „Stand Alone“ Gerüste im Mehrkomponenten Design
- Dimensionierung des PSI im Mikro- oder Miniplatten-Format
- PSI aus Titan
- Intraoperativ freibleibende Sicht auf den Frakturspalt
- Das PSI sollte Gitter-, L- oder P- Formen aufweisen
- Ausstattung mit multiplen (evtl. auch überzähligen) Plattenlöchern zur Befestigung mit Mikro- oder Minischrauben



## 5.2.19 Quintessenz: PSI Prototyp Design zur Versorgung von Walzenfrakturen vom AO-Typ p

In einer Zusammenschau von Fallsammlung, Fragebogenaktion aus den Jahren 2018/2019 und den chronologisch darauf erschienenen Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) lässt sich im Fazit ein PSI Proto- oder Archetyp Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und Neff-Typ C herleiten.

Die Lokalisation der PSI im Bereich der Kiefergelenkwalze orientiert sich an der Topografie der Frakturlinien (AO-Typ p/Neff-Typ B und Neff-Typ C). Die entsprechenden Frakturen werden im Folgenden als Ampelsystem, entweder in Form von Frakturzonen oder lediglich auf farbige Grenzlinien reduziert dargestellt (Abbildung 5.2-7).

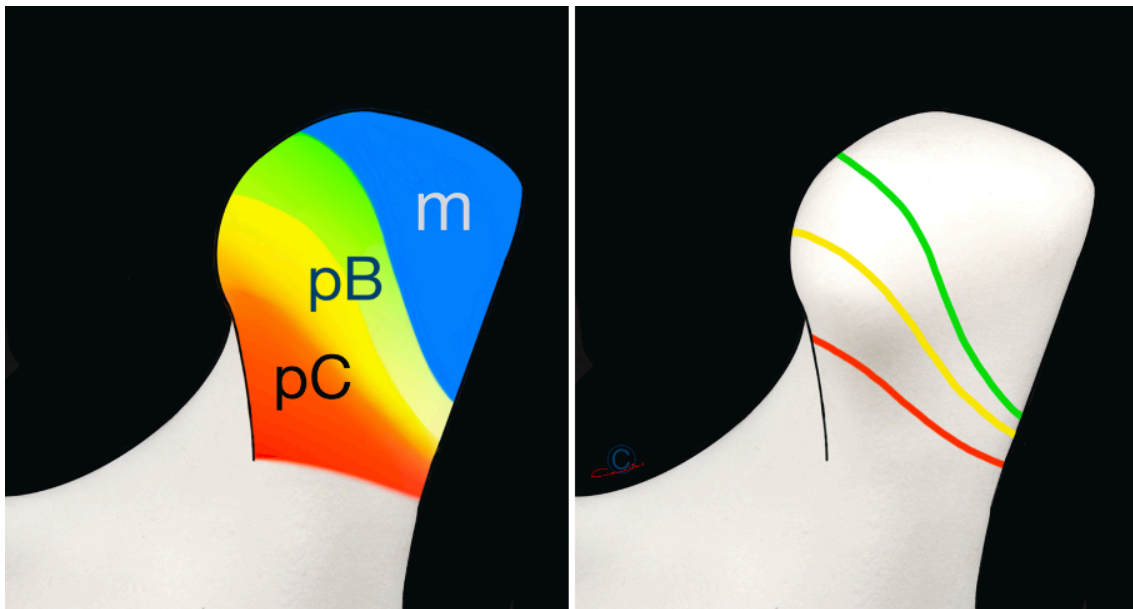


Abbildung 5.2-7 Ampelsystem zur Darstellung der Frakturen vom AO-Typ m/p bzw. Neff-Typ A, B, C als Frakturzonen (links) und reduziert auf Grenzlinien (rechts); AO-Typ m/Neff-Typ A (blau), AO-Typ p/Neff-Typ B (grün), intermediäre Fraktur im Übergang AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. C (gelb), AO-Typ p/Neff-Typ C (rot)

Die AO-Typ p Frakturen werden in den Abbildungen der Originalpublikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, c) – in Hinsicht auf ihre Lokalisation zum lateralen Kondyluspol – nicht näher (d.h. nach Neff) klassifiziert.

So wird neben AO-Typ p Frakturen paradoxerweise auch eine AO-Typ m/Neff-Typ A Fraktur (Abbildung 1.3-39) gezeigt. Auch die im Übrigen abgebildeten Frakturmuster stimmen nicht immer mit den propagierten Indikationen für eine der dargestellten PSI Varianten überein (vgl. Abbildung 1.3-38, Abbildung 1.3-39, Abbildung 1.3-42).

Die Multifragment Fraktur (Abbildung 1.3-44, Abbildung 1.3-45, Abbildung 1.3-46) entspricht einer Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B, wobei das laterale Ramus Fraktur-ende auf mittlerer Höhe jedoch eine horizontale Fraktur aufweist und infolgedessen die Insertions- und Verankerungsmöglichkeiten für die LSFSSO oder auch die Applikation einer „Washer“ Platte reduziert sind.

Im Regelfall werden PSI<sup>4</sup> in Kombination mit einer LSFSSO verwendet. Mit den PSI wird die Insertion der LSFSSO vorbereitet und wenn nötig biomechanisch unterstützt („Reinforcement“ und/oder „Stand By“).

Demzufolge kommen einem PSI – optional und angepasst an das Frakturmuster – mehrere Funktionalitäten zu:

Reposition, Präfixierung, Navigation/Indikation der LSFSSO, Lastverteilung bei der LSFSSO und Zusatzstabilisierung.

PSI können temporär/intraoperativ oder längerfristig/permanent zum Einsatz kommen.

Zur LSFSSO werden derzeit konfektionierte Kleinfragmentschrauben (übliche Durchmesser 1,7 mm, 1,8 mm, 2,0 mm – Längen 8-20 mm) als Stellschrauben („P-Positional Screws“ – LSFSSO) verwendet. Der Standard ist ein Minimum von zwei Schrauben.

Bei Verwendung von Zugschrauben („L-Lag Screws“) käme es zu Kompression und Verschiebungen der Fragmente, die mit einem gleichzeitig in situ befindlichen PSI oder einer PSI-Komponente inkompatibel sind.

Spezielle Schrauben, beispielsweise kanülierte „Herbert“ Schrauben oder kopflose bzw. „headless bone screws“ müssen in Verbindung mit PSI nach gegenwärtigem Design als nur äußerst bedingt geeignet erscheinen. Realisierbar erscheint ein PSI zur Reposition, Präfixierung des proximalen (kleinen) Fragments und zur Navigation eines Portals bzw. des Entry Points für „headless bone screws“.

Ein PSI kann als Einteiler oder als Mehrkomponenten Baugruppe („Assembly“) konzipiert werden.

Die Dimensionierung der PSI entspricht der Größenordnung von Mikro- und/oder Miniplatten-Formaten. Als Material fungiert derzeit Titan, perspektivisch werden Magnesium Legierungen in Aussicht genommen.

---

<sup>4</sup> Alle noch folgenden Illustrationen der PSI sind nicht maßstabsgetreu und dienen lediglich zur Orientierung. Die Befestigungsschrauben der PSI sind nicht eingezeichnet. Bohrkanäle und Schraubenschäfte der LSFSSO sind lediglich als Umrisse dargestellt. Alle Entwürfe und Zeichnungen (Prof. Cornelius) wurden mit der App Procreate® Hobart, Tasmania, Version 5.3.5 auf einem Apple iPad pro 12.9 inch (1. Generation) angefertigt

Das PSI Grundgestell, dem „chassis“ bei Fahrzeugen vergleichbar, bildet eine Umrahmung auf beiden Seiten des Frakturspalts. Dieses Grundgestell sorgt bei der Reposition und Präfixierung als „Leadframe“ oder „Framework“ für den Brückenschlag über den Frakturspalt. Form, Größe sowie Arme und Ausleger des Grundgestells werden von der Topografie des Frakturspalts bzw. der Morphologie der Fraktur bestimmt. Die Palette geometrisch zweckmäßiger „Grundformen“ erstreckt sich im einfachsten Fall von den lateinischen Großbuchstaben A, L, H, Y, I, O, P über breitflächig aufsitzende Plattformen (z.B. Ovale, irreguläre Polygone) bis zu raumgreifenden 3-dimensionalen Gehäusen aus zusammengesetzten Gitterelementen, wie sie bei komplexen Frakturmustern angewendet werden.

Damit der Frakturspalt während der Reposition, nach der Reapproximierung der Fragmente als auch nach der Montage des PSI bzw. Präfixierung kontrolliert werden kann, muss das Grundgestell schmale Verstreibungen und/oder eine Fenestrierung in ausreichend großen Abmessungen aufweisen.

Wenn die LSFPSO „freihändig“ – ohne direkte Hilfsmittel bzw. Schablonen – eingebracht werden soll, dient das einteilige PSI Grundgestell exklusiv zu Reposition und Präfixierung des proximalen (kleinen)/mobilen Fragments.

Falls beabsichtigt ist, die Platzierung der LSFPSO gesteuert bzw. navigiert vorzunehmen, kann dies über einen Indikator geschehen, der den Insertionsort und die intramedulläre Lage der Schrauben vorgibt (Abbildung 5.2-12, Abbildung 5.2-13).

Eine Möglichkeit besteht darin, das Grundgestell mit einem fest integrierten Bauelement weiter nach lateral bis über eine für die LSFPSO geeignete Zone am Frakturende im Kollum-/Ramusbereich zu erweitern. Der Durchmesser der Plattenlöcher für die LSFPSO in diesem Extender muss weiter sein als der Umfang der Schraubenköpfe (Abbildung 5.2-8, Abbildung 5.2-9, Abbildung 5.2-10).

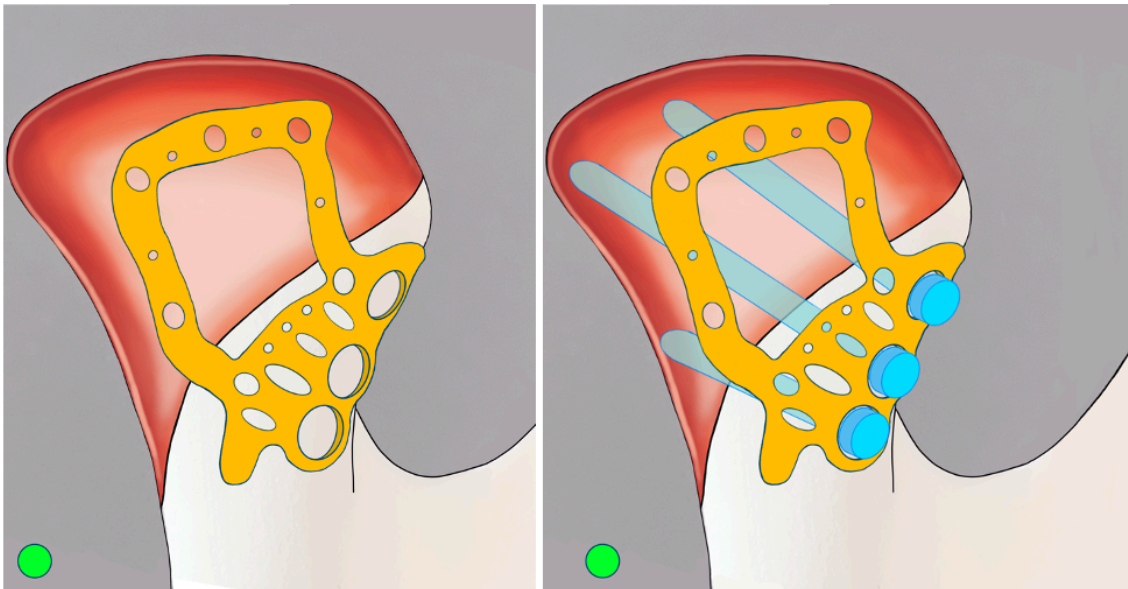


Abbildung 5.2-8 PSI (Einteiler) zur Reposition und Präfixierung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. grüne Frakturzone Abbildung 5.2-7) mit integrierten Indikatorlöchern zur Positionierung des Portals für die LSFPSO; Der Durchmesser der Plattenlöcher für die LSFPSO ist größer als die Schraubenköpfe (hellblau), um das PSI nach LSFPSO entfernen zu können

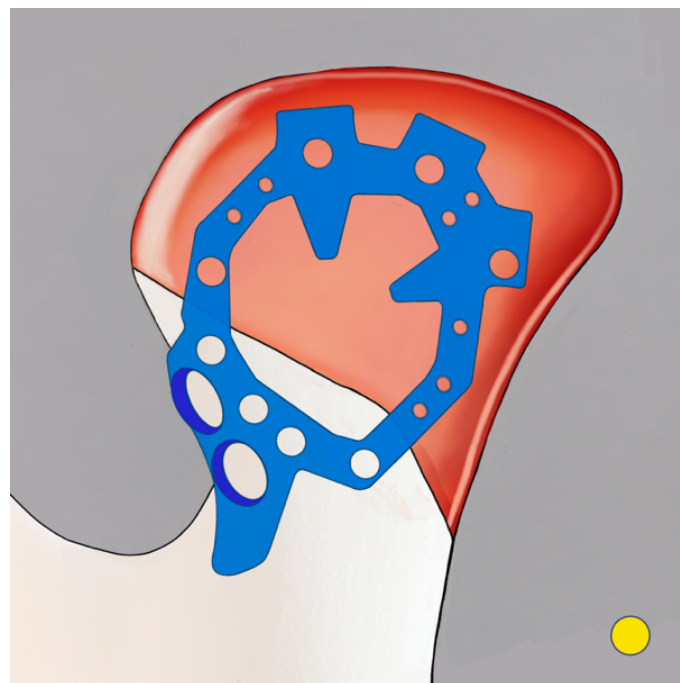


Abbildung 5.2-9 PSI zur Reposition und Präfixierung einer Kiefergelenkwalzenfraktur im Übergangsbereich einer AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. C Fraktur (vgl. gelbe Frakturzone Abbildung 5.2-7) mit integriertem Indikator zur Positionierung des Portals für die LSFPSO

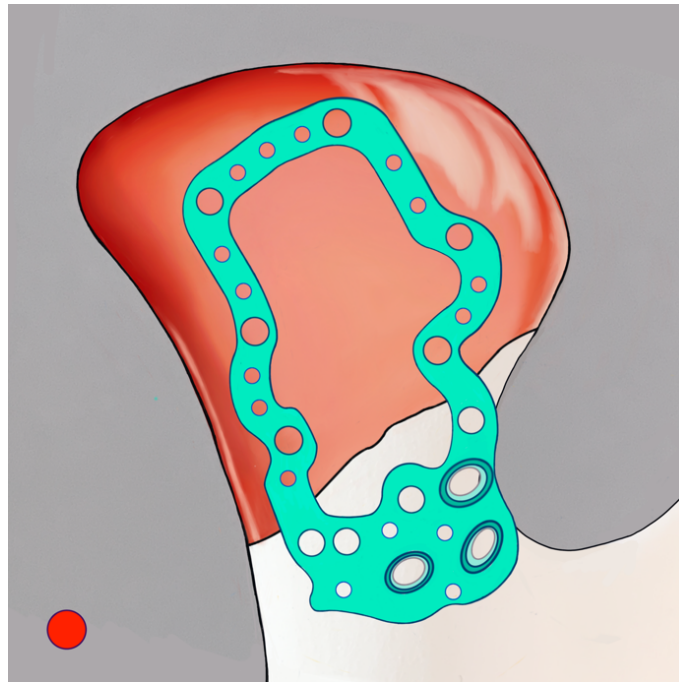


Abbildung 5.2-10 PSI zur Reposition und Präfixierung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. rote Frakturzone Abbildung 5.2-7) mit integriertem Indikator zur Positionierung des Portals für die LSFPSO

Andernfalls lässt sich das Grundgestell nach Eindrehen der Schrauben nicht entfernen und muss dann eine Doppelfunktion im Sinne eines „Washers“ zur Lastverteilung sowie zur kollateralen Stabilisierung im Sinne eines „Stand By“ übernehmen.

Um bei einem extendierten Einstück PSI auch die intramedulläre Position (Angulation, Tiefe bzw. Reichweite zur Gegenkortikalis) der Schrauben für die LSFPSO gezielt justieren zu können, wird ein Spezialinstrument benötigt – eine in einem Haltegriff/Träger verbaute Bohrlehre („Drilling Guide“) wird über eine Flansch-Verbindung an den übergroßen Plattenlöchern lose aufgesetzt (Abbildung 5.2-11).

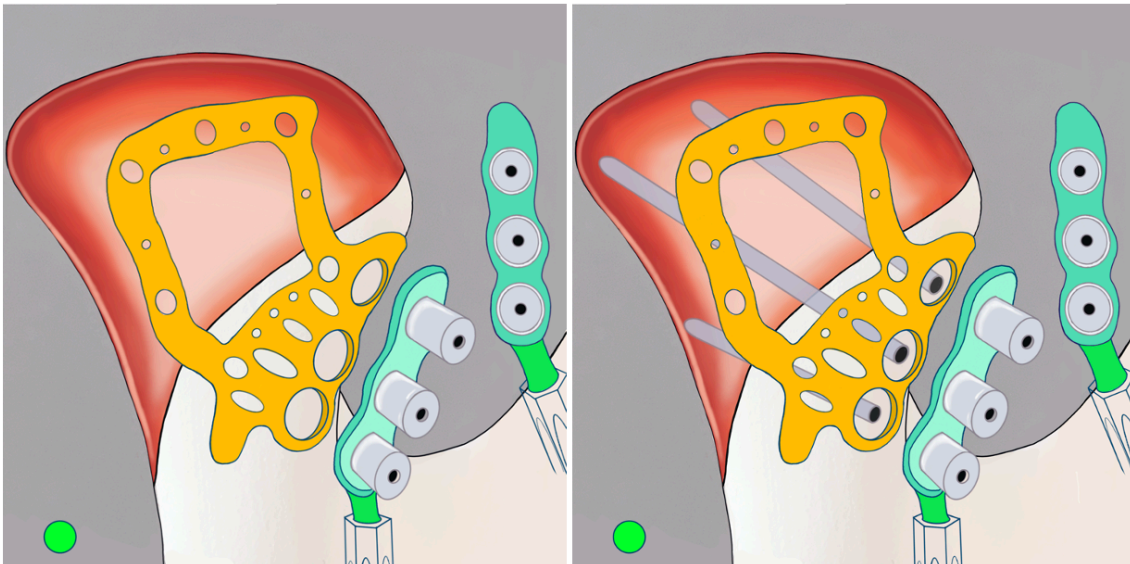


Abbildung 5.2-11 PSI zur Reposition und Präfixierung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. grüne Frakturzone Abbildung 5.2-7) mit integriertem Indikator zur Positionierung der LSFPSO (siehe Abbildung 5.2-8); Zur Vorgabe der intramedullären Schraubenposition dient eine in einem Haltegriff/Träger verbaute Bohrlehre („Drilling Guide“)

Bei einer Mehrkomponenten Lösung verteilen sich die Funktionalitäten auf das Grundgestell (Komponente 1 zur Reposition, Präfixierung und als „Docking Station“) und einen davon gesonderten Navigation Guide (Komponente 2).

Der Navigation Guide ist eine polygonförmige Platte oder Gerüst, das entweder nur mit Löchern und damit nur als Wegweiser für das LSFPSO Portal bzw. Insertionspunkte ausgestattet ist, oder die Bohrzylinder für die LSFPSO trägt, mit deren Hilfe die intramedulläre Position der Schrauben als auch die Schraubenlängen programmiert sind. Entlang ihrer mutuellen End-zu-End Kontaktlinie sind die Ränder von Grundgestell und Navigation Guide zum passgenauen Interlocking wellenförmig (Sinus, Tropfen, Dreieck, Rechteck, Kachel, Sägezahn) periodisch oder aperiodisch – nach Art der gegenläufigen Stanzungen eines Puzzles – ineinandergreifend verzahnt (Abbildung 5.2-12, Abbildung 5.2-13, Abbildung 5.2-14).

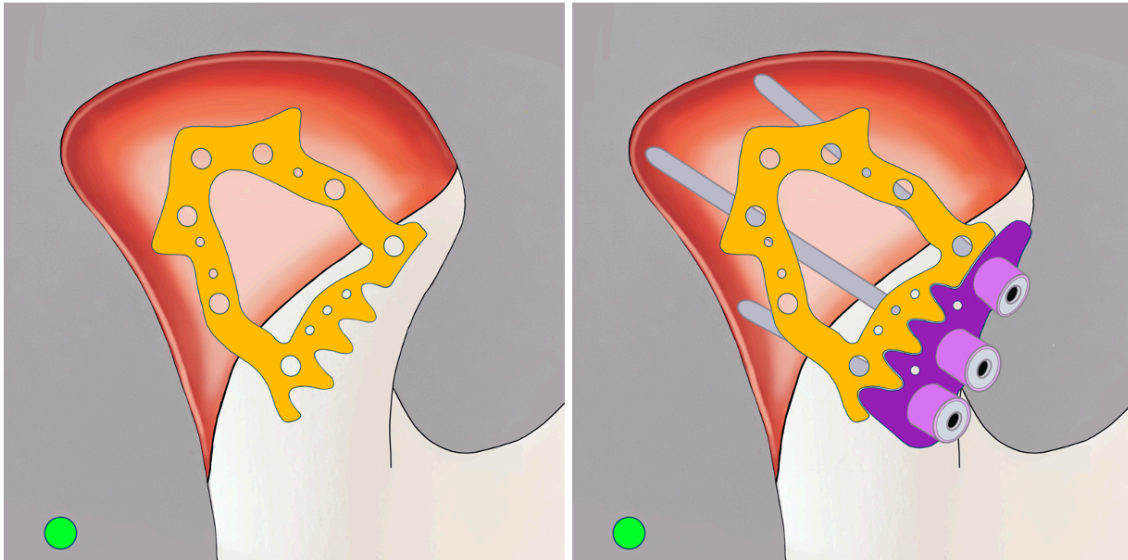


Abbildung 5.2-12 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. grüne Frakturzone Abbildung 5.2-7); Bestandteile: Grundgestell (Komponente 1) zur Reposition, Präfixierung und als „Docking Station“ und Navigation Guide (Komponente 2) (lila) mit integrierten Bohrzyklindern für die LSFPSO zum Interlocking; Bohrkanäle der LSFPSO (grau)

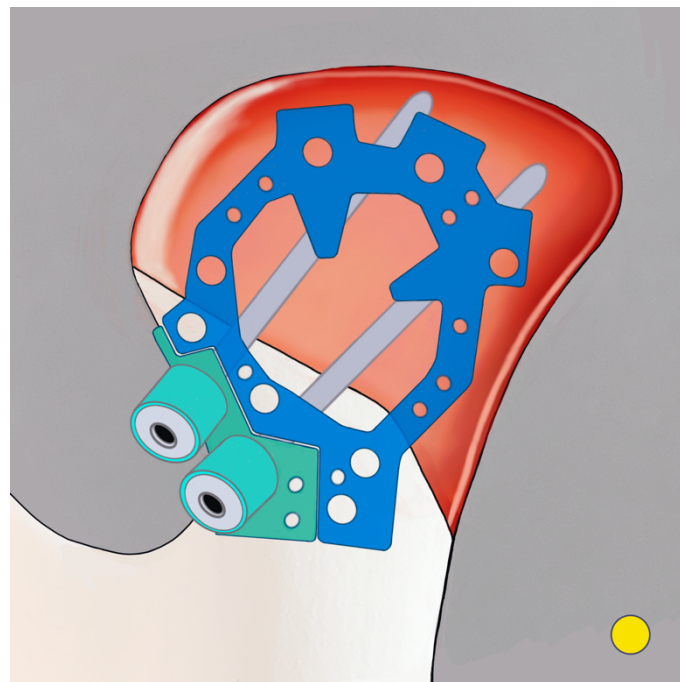


Abbildung 5.2-13 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur im Übergang AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. C (vgl. Abbildung 5.2-9 und gelbe Frakturzone Abbildung 5.2-7); Bestandteile: Grundgestell (Komponente 1) zur Reposition, Präfixierung und als „Docking Station“ (blau) und Navigation Guide (Komponente 2) (türkis) mit integrierten Bohrzyklindern für die LSFPSO zum Interlocking; Bohrkanäle der LSFPSO (grau)

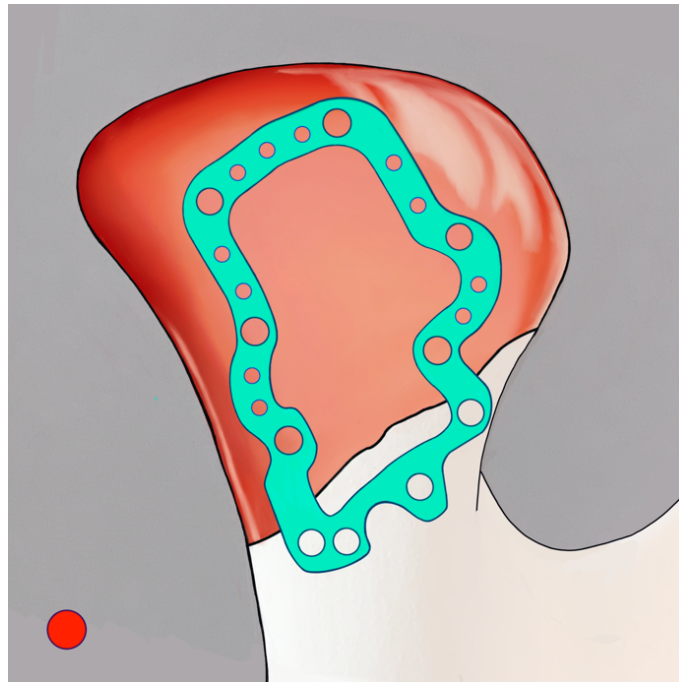


Abbildung 5.2-14 Grund- bzw. 1. Komponente eines Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenk-walzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. Abbildung 5.2-10 und rote Frakturzone Abbildung 5.2-7); Kaudal des Frakturspalts ist der Rand des Grundgestells (Komponente 1) wellenförmig gestaltet und geometrisch passgenau auf den Navigation Guide (Komponente 2) (hier nicht dargestellt) abgestimmt

Sofern der Navigation Guide nur mit Indikatorlöchern für die LSFPSO versehen ist, kann auf diesen wiederum ein Spezialinstrument mit eingebautem Drilling Guide (vgl. Abbildung 5.2-11 und eigener Fall 4 (Abbildung 2.4-2, Abbildung 2.4-4)) zur intra-medullären Richtungsvorgabe appliziert werden.

Die Grundgestelle der PSI, ob Einteiler oder 1. Komponente, sollten zu beiden Seiten des Frakturspalts multipel und ubiquitär mit Plattenlöchern zur Befestigung mit Mikro- und/oder Minischrauben ausgestattet werden.

Dadurch steigt die Zahl der Auswahlmöglichkeiten, wenn die Erreichbarkeit und die Anstellwinkel von Bohrinstrument und/oder Schraubendreher durch die Größe der OP Zugangskavität begrenzt sind. Außerdem nimmt die Stabilität beim Belassen des PSI im „Stand By“ zur LSFPSO mit der Anzahl (und Länge) der Fixierungsschrauben mit hoher Wahrscheinlichkeit zu.

Zur Befestigung des Navigation Guide im Interlocking bzw. Plug-in Modus reichen zwei Plattenlöcher bzw. Schrauben zur Lage- und Rotationsicherung aus.

Nach Anlegen der Bohrlöcher muss ein Navigation Guide mit Bohrzylindern immer entfernt werden. Gegebenenfalls wird er gegen eine „Washer“ Platte (= 3. PSI-Komponente) ausgetauscht.



Ein Navigation Guide, der nur über Indikatorlöcher verfügt, kann bei Bedarf hingegen direkt als „Washer“ in situ verbleiben, allerdings müssen die Befestigungsschrauben dann daraus entfernt werden.

Es ist nicht davon auszugehen, dass ein „Washer“ im Verbund (d.h. als Extender) eines einteiligen PSI die gleiche Wirkungsentfaltung bei der Verteilung von Druck- und Reibkräften unter den LSFPSO Schraubenköpfen hat, wie eine gesonderte, isoliert stehende (3.) Komponente, da sich die beiden in der mechanischen Resilienz und Ausdehnung der Auflageflächen unterscheiden werden.

Wenn der Fokus des PSI letztendlich darauf gerichtet ist, eine Beschädigung des Knochens am lateralen Fragmentende zu verhindern, dann sollte nicht nur zu einer „Extra“ Unterlegscheibe gegriffen, sondern deren Potential auch weitgehend ausgeschöpft werden.

Die „Washer“ Unterlage umfasst immer mindestens zwei („2er Tandem“) oder idealerweise auch mehr („3er Tandem“, „Triplett“) LSFPSO Schrauben (Abbildung 5.2-15).

Die Form der Platte orientiert sich an der Lokalisation und Versammlung der Schraubenköpfe – die Form kann dementsprechend linear oder beispielsweise gefiedert bzw. mit Flügeln ausgestattet sein.

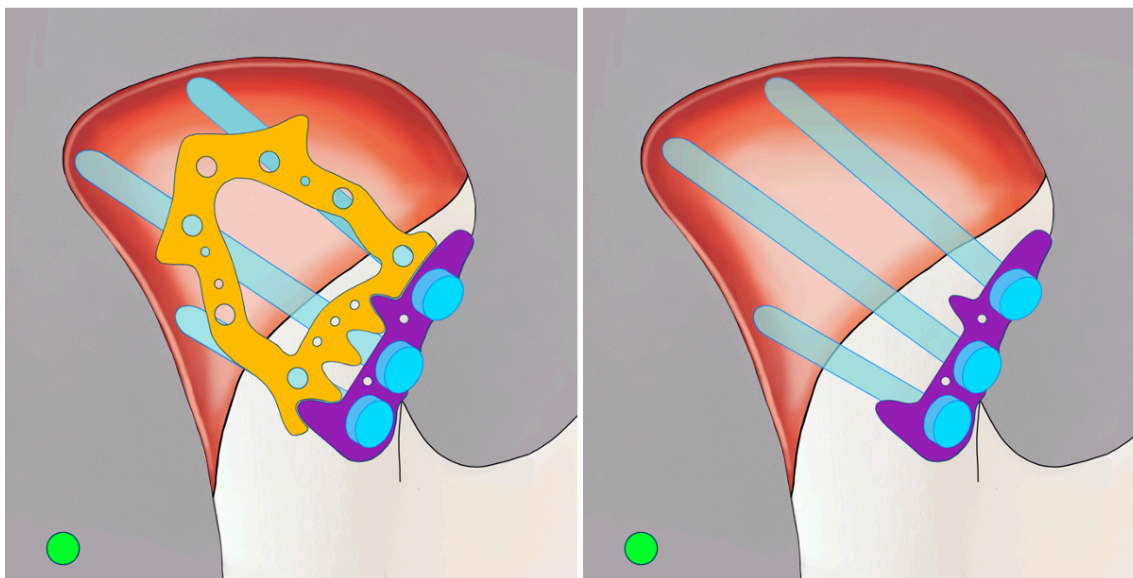


Abbildung 5.2-15 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. Abbildung 5.2-12 und grüne Frakturzone Abbildung 5.2-7); Grundgestell (Komponente 1) zur Reposition, Präfixierung und als „Docking Station“ (orange) und „Washer“ Platte (Komponente 3) (lila) zur permanenten Lastverteilung unter den Schraubenköpfen (hellblau)

Werden zur LSFPSO Schrauben mit einem Senk- oder sog. Linsenkopf verwendet, dann müssen als Voraussetzung zur axialen Lasteinleitung beim Anziehen der Schrauben, die zugehörigen Löcher in der „Washer“ Platte eine korrespondierende Trichterform aufweisen. Um für eine effektive Dämpfung des Schrauben-Anpressdrucks zu sorgen,

sollten die Kennwerte für die Festigkeit und Duktilität der Metalllegierung des „Washers“ unterhalb des Wertebereichs für die Schrauben liegen. Zugleich ist auf eine ausreichende Profilstärke („Dicke“) und genaue Anpassung an die Oberflächenkonturen des lateralen Fragmentendes zu achten. Dabei kann die Dicke des „Washers“ durchaus das Maß von Miniplatten überschreiten.

Die Auflagefläche sollte sich in Vertikalrichtung über die Gesamthöhe des lateralen Fragmentendes vom Kollum bis knapp unterhalb an die Frakturkante ausdehnen. In der Breite darf die Auflagefläche über die Grenzen der konvex vorspringenden Knochenleiste, die von der Kiefergelenkfortsatzbasis aufwärts bis an den Fuß des lateralen Walzenpols zieht, stellenweise – wie Halbinseln oder Flügelfortsätze – auf die benachbarten Knochenpartien hinausreichen und diese einfassen (Abbildung 5.2-16).

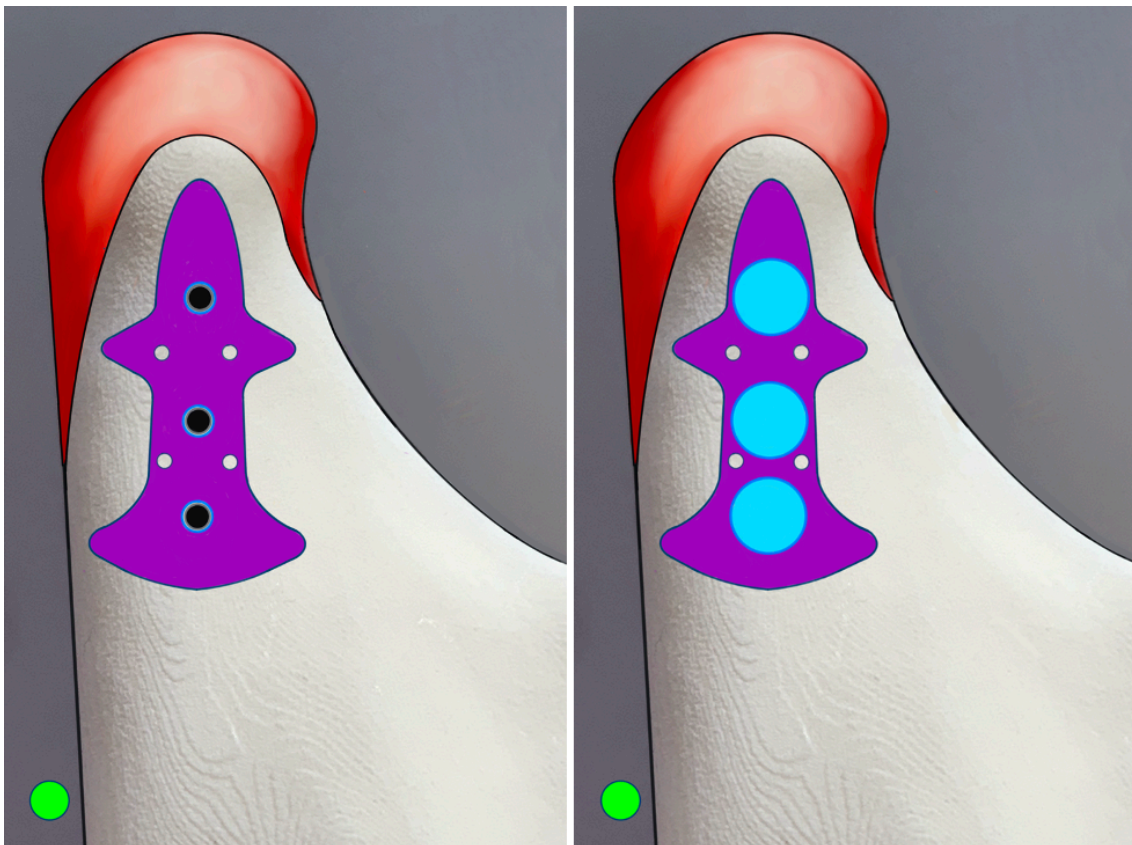


Abbildung 5.2-16 Detaildarstellung (Ansicht von lateral auf den Kiefergelenkfortsatz) zur „Washer“ Platte als „3er Tandem“/„Triplet“/„Tridem“ (Komponente 3 eines Mehrkomponenten PSI) zur Versorgung (PSRPO) einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. grüne Frakturzone Abbildung 5.2-7); Die Auflagefläche des „Washers“ reicht über die Grenzen der konvex vorspringenden Knochenleiste auf die benachbarten Knochenpartien hinaus; (links) Ausstattung der „Washer“ Platte mit kleineren Löchern zur Präfixierung mit Mikroschrauben (weiße Kreise) sowie mit 3 Plattenlöchern („3er Tandem“/„Triplet“/„Tridem“) für die LSFPSO Schrauben (schwarze Kreise); (rechts) Nach Insertion der LSFPSO Schrauben (hellblau); Der Durchmesser der Plattenlöcher für die LSFPSO Schrauben ist kleiner als der Umfang der Schraubenköpfe

Nur so ist ein Reinforcement des Knochens zu erreichen. Auch mit einem bei sog. Zahn- oder Fächerscheiben charakteristischen technischen Merkmal, nämlich Zähnen auf der Unterseite der Platte, z.B. in der Zirkumferenz der Schraubenlöcher oder entlang der Außenränder, ließe sich durch Konzentration der Krafteinleitung zusammen mit einer Oberflächenvergrößerung die Biomechanik des Verbunds aus Fragmentende, „Washer“ und LSFPSO Schrauben günstig beeinflussen.

Der Durchmesser der Plattenlöcher ist kleiner als der Umfang der Schraubenköpfe, sodass die Platte nach Insertion der LSFPSO Schrauben in situ verbleibt.

Zur Einbeziehung und Befestigung eines kleinen intermediären Fragments (sog. „Butterfly“ Fragment – bei Minor Fragmentation) im Bereich des lateralen Kondylenpols kann die „Washer“ Platte nach kranial erweitert und mit einem Loch für eine Mikro- oder Minischraube bestückt werden (vgl. unten – L-Platte Abbildung 5.2-29).

Nachfolgend sind 3 Varianten von „Washer“ Platten für die verschiedenen Frakturverläufe in der Farbgebung des Ampelschemas dargestellt.

Ihre Lokalisation orientiert sich an der Topografie der Frakturlinie. Für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B kann auch mit einer Tandem-Platte eine ausreichende Stabilität erzielt werden (Abbildung 5.2-17). Idealerweise handelt es sich aber um ein „Triplet“ zur Befestigung mit drei LSFPSO Schrauben (Abbildung 5.2-18, Abbildung 5.2-19, Abbildung 5.2-20). Die „Washer“ Platten werden nach Andocken an das Grundgestell im Bereich des Kollum/Ramus Frakturendes dorsolateral – nahe dem Frakturspalt – fixiert. Je tiefer die Frakturlinie verläuft, desto weiter kaudal wird die „Washer“ Platte appliziert und mit 2 bzw. 3 Stellschrauben fixiert:

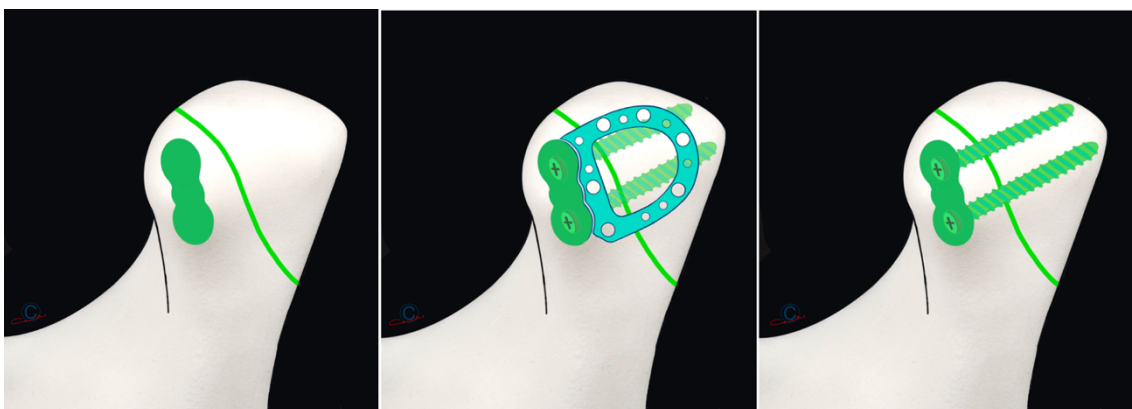


Abbildung 5.2-17 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. grüne Grenzlinie Abbildung 5.2-7); Virtuelle Planung: (links) „Washer“ Platte in „Tandem“ Konfiguration; (Mitte) Grundgestell als Navigator für „Washer“ Platte; (rechts) „Washer“ Platte mit 2 LSFPSO Schrauben (PSRPO)

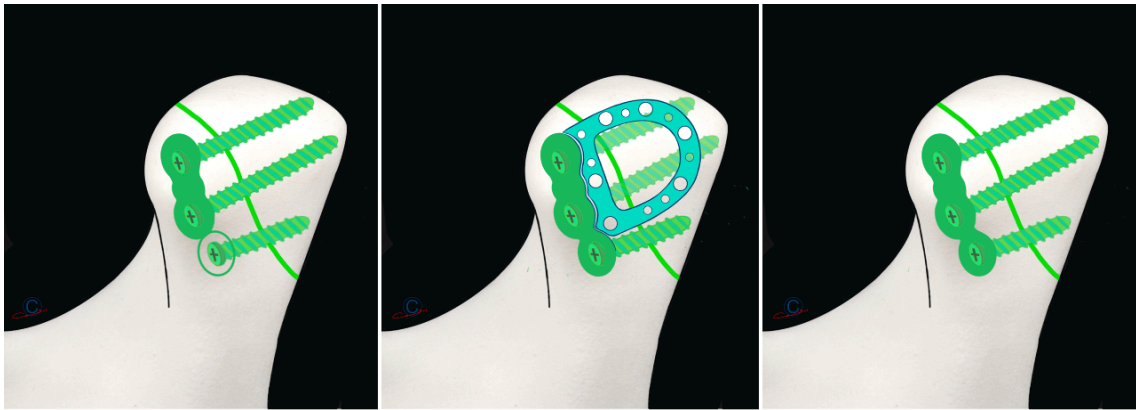


Abbildung 5.2-18 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom Borderline AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. grüne Grenzlinie Abbildung 5.2-7); Virtuelle Planung: (links) „Washer“ erweitert zu „3er Tandem“ bzw. „Triplett“ Konfiguration; (Mitte) Grundgestell mit angedocktem „Washer“; (rechts) „Washer“ Platte mit 3 LSFPSO Schrauben (PSRPO)



Abbildung 5.2-19 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ B (vgl. gelbe Grenzlinie Abbildung 5.2-7); Virtuelle Planung: (links) „Washer“ erweitert zu „3er Tandem“ bzw. „Triplett“ Konfiguration; (Mitte) Grundgestell (Repositions- und Präfixierungsplatte); (rechts) Grundgestell, „Washer“ und LSFPSO mit 3 Stellschrauben (PSRPO); Situation nach Entfernung des Grundgestells wird nicht gezeigt

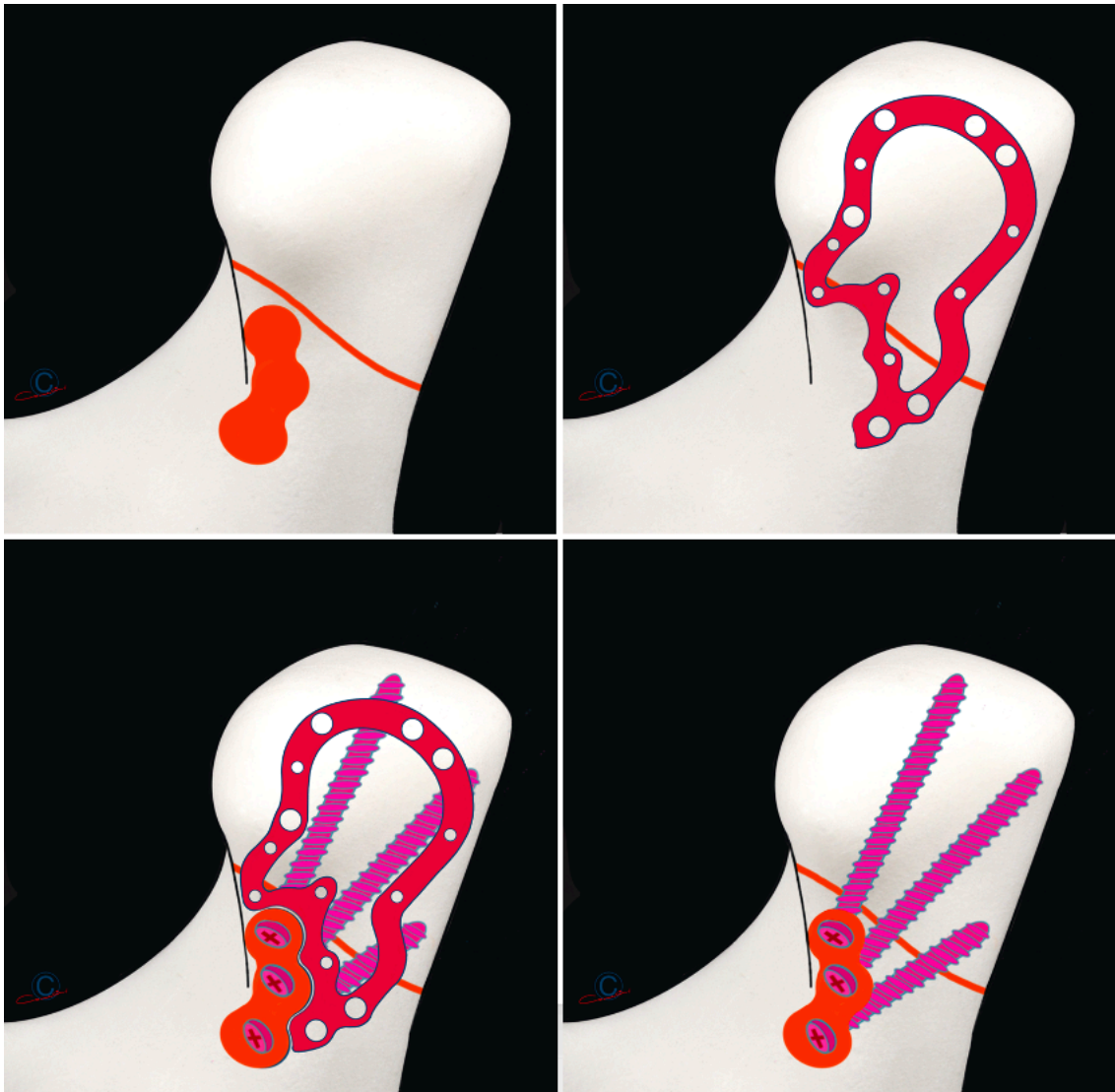


Abbildung 5.2-20 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. rote Grenzlinie Abbildung 5.2-7); Virtuelle Planung: (oben links) „Washer“ erweitert zu „3er Tandem“ bzw. „Triplett“ Konfiguration; (oben rechts) Grundgestell (Repositions- und Präfixierungsplatte); (unten links) Grundgestell, „Washer“ Platte und LSFPSO bzw. PSRPO mit 3 Stellschrauben; (unten rechts) „Washer“ mit 3 LSFPSO Schrauben (PSRPO) nach Entfernung des Grundgestells

Will man bei besonders prekären Knochenverhältnissen die Standfestigkeit mit der „Washer“ Platte grundlegend erhöhen, dann wird die Platte nach kaudal bis auf Höhe der Kiefergelenkfortsatzbasisregion extendiert und in diesem Bereich mit zusätzlichen Löchern für die Aufnahme von Kleinfragment-Stellschrauben ausgestattet (Abbildung 5.2-21). Die bikortikale Insertion mindestens einer dieser Schrauben in dieser vergleichsweise massiven Knochenregion führt zum „Buttressing“ der „Washer“ Platte und konvertiert sie damit zusätzlich in einen Stützfeiler zur Verankerung der LSFPSO.



Abbildung 5.2-21 Mehrkomponenten PSI zur Versorgung einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C (vgl. rote Grenzlinie Abbildung 5.2-7); Grundgestell bzw. Komponente 1 zur Reposition, Präfixierung und als „Docking Station“, „Washer“ Platte bzw. Komponente 3 zur Lastverteilung der LSFPSO (PSRPO) (pink), Extension der „Washer“ Platte nach kaudal bis auf Höhe der Kiefergelenkfortsatzbasisregion und dortige Fixierung mit zwei Kleinfragmentschrauben (gelb) zum „Buttressing“

Um die Verschiebung („shift“) der „Washer“ Platten nach kaudal in Entsprechung der Frakturhöhe/Grenzlinie zu demonstrieren, werden die „Washer“ für die verschiedenen Frakturhöhen entsprechend dem Ampelschema überlagert. Die aufsummierten Platten können in einer gemeinsamen Proto-/Archetyp-Silhouette zusammengefasst werden (Abbildung 5.2-22, Abbildung 5.2-23).

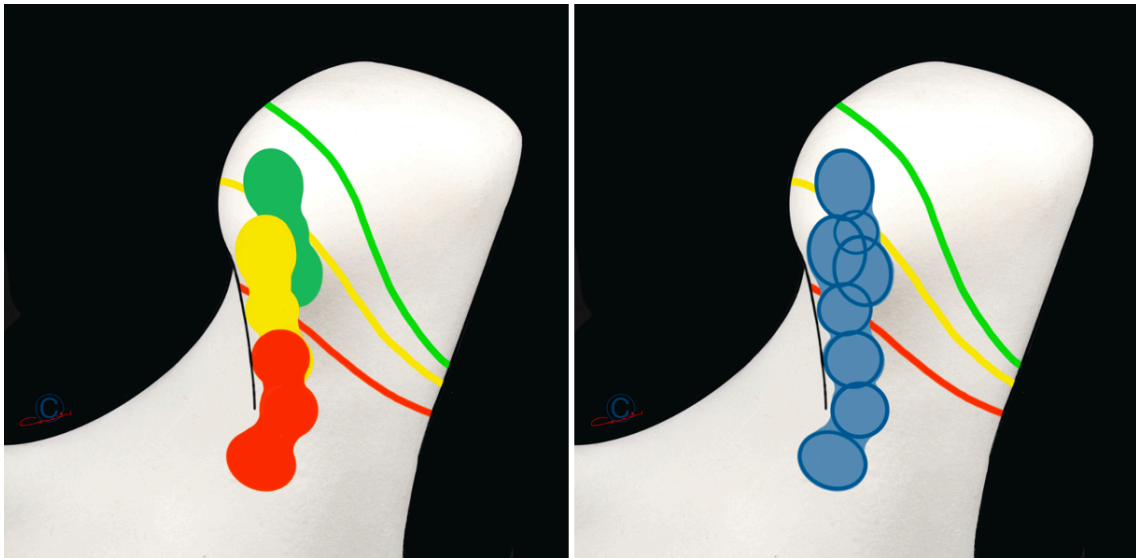


Abbildung 5.2-22 Überlagerung/Superposition der „Washer“ Platten für die einzelnen Frakturhöhen/Grenzlinien (grün/gelb/rot) (vgl. Abbildung 5.2-7) (links) und Zusammenfassung zu einer gemeinsamen Prototyp-Silhouette (rechts)

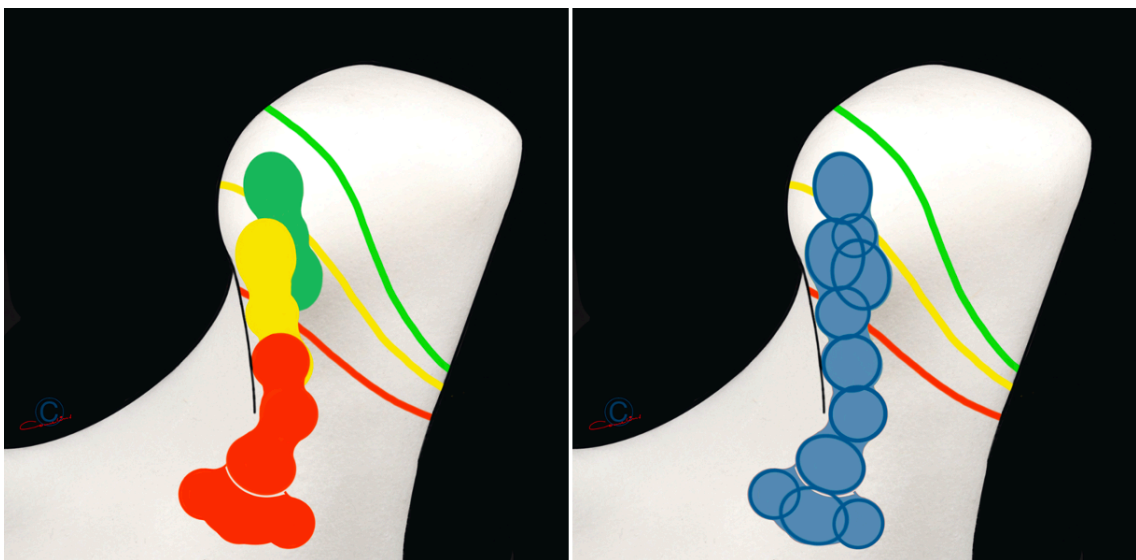


Abbildung 5.2-23 Überlagerung/Superposition der „Washer“ Platten mit Extension nach kaudal in den Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis („Buttressing“ Funktion) für die entsprechenden Frakturhöhen (grün/gelb/rot) (vgl. Abbildung 5.2-7) (links) und Superposition der „Washer“ Platten mit Extension („Buttressing“ Funktion) zu einer gemeinsamen Prototyp-Silhouette (rechts)

Analog zu den „Washer“ Platten können auch die Grundgestelle für die Reposition/ Präfixierung/Navigation für verschiedene Frakturhöhen/Grenzlinien (grün/gelb/rot) (vgl. Abbildung 5.2-7) überlagert und zu einer gemeinsamen Prototyp-Silhouette zusammengefasst werden (Abbildung 5.2-24). Ein einheitlicher Prototyp kann allerdings nur für einen Teilabschnitt der Platten ermittelt werden. Dieser Abschnitt ist bogenförmig und befindet sich kranial auf der latero-dorsalen Fläche des medialen Walzenfragments (Abbildung 5.2-25).

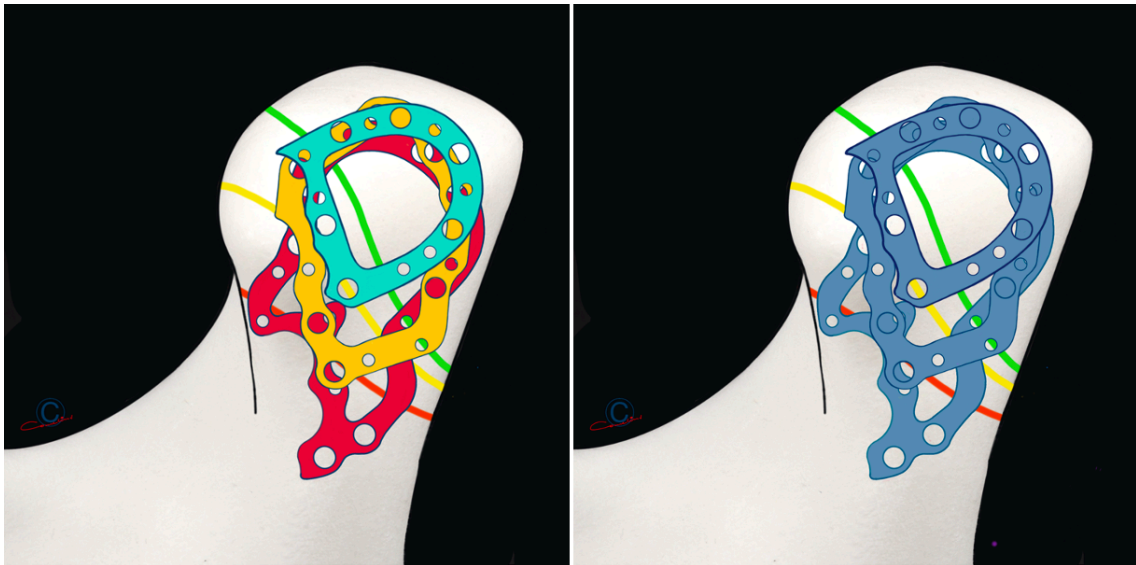


Abbildung 5.2-24 Überlagerung/Superposition der Grundgestelle für die verschiedenen Frakturhöhen/Grenzlinien (grün/gelb/rot) (vgl. Abbildung 5.2-7) (links) und Zusammenfassung mit Versuch einer gemeinsamen Prototyp-Silhouette (rechts)

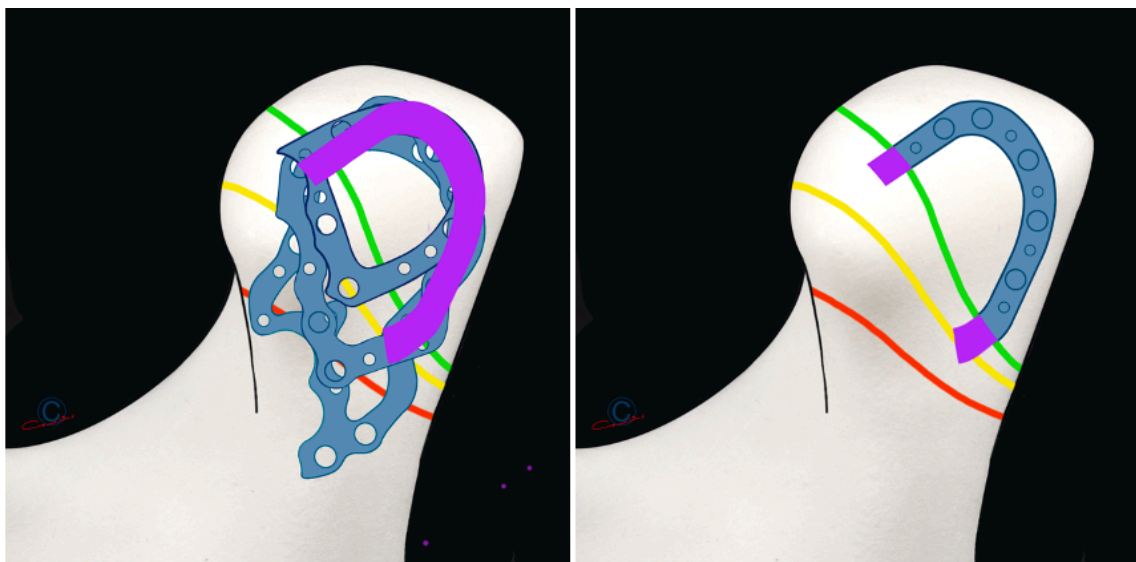


Abbildung 5.2-25 Versuch einer Zusammenfassung der Grundgestelle zu einer gemeinsamen Prototyp-Silhouette für die verschiedenen Frakturhöhen/Grenzlinien (grün/gelb/rot) (vgl. Abbildung 5.2-7); Eine Zusammenfassung ist nur für einen bogenförmigen Teilabschnitt im kranio-medial Bereich des Kieferköpfcens möglich (lila) (links); Isolierte Darstellung dieses gemeinsamen Proto-/Archetyp-Abschnitts (rechts)

Nach bisheriger Auffassung sollen dreidimensionale „Stand Alone“ Gerüste – sie bestehen aus einem umfangreichen Netzwerk fest verschränkter Plattenarme – nur Anwendung finden, wenn Lokalisation und Fragmentationsgrad der Walzenfraktur eine LSF(P)SO nicht mehr zulassen.

Das „Stand Alone“ Gerüst nach bisherigem Design bildet demnach ein einteiliges Gehäuse („Housing“ bzw. einen „Käfig“), das die Dorsal- und Lateralfäche des Kiefergelenkköpfchens in originärer (rekonstruierter) Anatomie umgibt und sich kaudalwärts



bis in die unverletzten, stabilen Regionen von Kollum oder der Kiefergelenkfortsatzbasis ausdehnt. Kritisch sind das Einpassen und die stabile Verankerung bei der Montage des Gehäuses und im Anschluss daran auch die Reposition und das Rearrangement der Fragmente innerhalb des bereits liegenden Gehäusenetzwerks. „Stand Alone“ Gehäuse haben Miniplatten-Format, dennoch sollten sie neben Plattenlöchern für Minischrauben auch kleinere Löcher für Mikroschrauben aufweisen.

Prinzipiell lässt sich auch an ein aus zwei oder mehreren Komponenten zusammengesetztes „Stand Alone“ Gehäuse denken. Die Einzelkomponenten könnten schrittweise verankert und nach sequenzieller Einordnung aller Fragmente ggf. abschließend untereinander verschraubt werden.

Im Rahmen einer nachfolgenden Illustration zur Applikation eines Mehrkomponenten PSI wurde eine L-Platte aus der möglichen Palette von Grundgestellformen ausgewählt. Diese L-Platte übernimmt die Funktion des Hauptlastträgers und besitzt zugleich weitere Funktionalitäten (Abbildung 5.2-26):



Abbildung 5.2-26 Applikationssequenz eines Mehrkomponenten PSI: (links) initial Repositions- und Präfixierungsplatte (1. Komponente) (orange); (Mitte) Andocken der L-Platte mit Navigator- und „Washer“ Funktion (3. Komponente) (rot); (rechts) LSFPSO (blau) mit L-Platte als Hauptlastträger (PSRPO)

Die Differentialindikation für Mehrkomponenten PSI, wie in der gerade gezeigten Beispiel-Illustration, ergibt sich für Frakturzenarien steigender Komplexität (Abbildung 5.2-27, Abbildung 5.2-28, Abbildung 5.2-29, Abbildung 5.2-30):



Abbildung 5.2-27 Anwendbarkeit eines Mehrkomponenten PSI (L-Platte als Hauptlastträger) bei einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit zunehmender Komplexitätsstufe – hier: „Minor Fragmentation“ im Bereich des lateralen Kondylenpols; Repositionsplatte (orange), L-Platte zur PSRPO (rot); Zugleich Möglichkeit das kleine Fragment zu fixieren; LSF/SO bzw. PSRPO (blau)



Abbildung 5.2-28 Anwendbarkeit eines Mehrkomponenten PSI (L-Platte als Hauptlastträger) bei einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C – hier: „Minor Fragmentation“ im Sinne einer zusätzlichen AO-Typ m/Neff-Typ A Fraktur; Fixation dieses Fragments über eine zusätzliche Kleinfragmentschraube innerhalb der L-Platte (türkis); Repositionsplatte (orange); L-Platte (rot); LSF/SO bzw. PSRPO (blau)

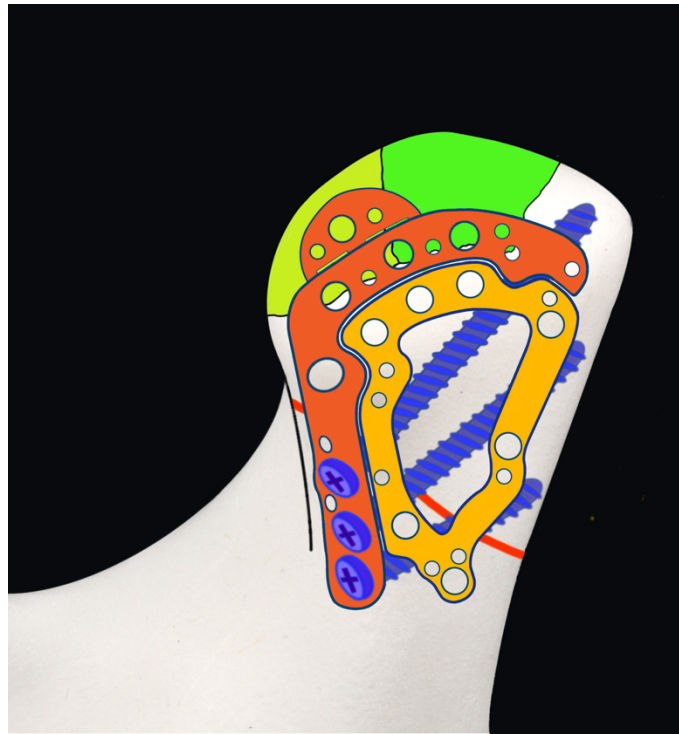


Abbildung 5.2-29 Anwendbarkeit eines Mehrkomponenten PSI (L-Platte als Hauptlastträger) bei einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit „Minor Fragmentation“ – hier: zwei Intermediärfragmente im Bereich des lateralen Kondylenpols; Extensionsschild der L-Platte (rot) nach kranial zur Fixation eines der beiden kleinen intermediären Fragmente; Die Extension lässt sich bei Bedarf zur Fixierung des zweiten Fragments vergrößern; Repositionsplatte (orange), LSFPO bzw. PSRPO (blau)

Bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p mit „Minor Fragmentation“ kann ein großes Intermediärfragment über eine zusätzliche Kleinfragmentschraube in der L-Platte fixiert werden (Abbildung 5.2-28).

Bei Vorliegen mehrerer kleinerer Intermediärfragmente kann die L-Platte auch über eine zusätzliche Extension im Bereich des lateralen Kondylenpols erweitert werden (Abbildung 5.2-29). Dieses Extensionsschild wird bedarfsgerecht vergrößert. Zur Fixation kleiner intermediärer Fragmente weist es ebenfalls Plattenlöcher zur Insertion zusätzlicher Kleinfragmentschrauben auf.



Abbildung 5.2-30 Mehrkomponenten PSI (L-Platte als Hauptlastträger) bei einer Kiefergelenkwalzenfraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit hoher Komplexität – hier: Instabilität des lateralen (distalen) Fragmentendes; Extension der L-Platte (rot) nach kaudal und dorsal in den Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis und dortige Fixation mit zwei bikortikal inserierten Kleinfragmentschrauben zum „Buttressing“ (gelb); Erweiterung der L-Platte nach anterior über die Konvexität benachbarter Knochenpartien (Collum) dient der eindeutig definierten Positionierung der L-Platte; Repositionsplatte (orange); LSF/PSRPO (blau)

Außer einer kranialen Extension im Bereich des lateralen Kondylenpols (Abbildung 5.2-29) ist bei unzureichenden Stabilitäts- und Verankerungsverhältnissen auch eine Extension nach kaudal und dorsal in den Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis möglich. Die Extension enthält dort zwei Plattenlöcher zur Fixation mit zwei bikortikalen Kleinfragmentschrauben, was zum „Buttressing“ der L-Platte führt (Diarra et al. 2023). Eine zusätzliche Erweiterung der L-Platte nach anterior über die konvexe Knochenleiste auf benachbarte Knochenpartien kann zudem zur Verifikation der korrekten Positionierung der L-Platte ebenfalls realisiert werden (Abbildung 5.2-30).

Die von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) vorgeschlagene Sequenz zur Applikation bei einem Mehrkomponenten PSI in der „Top (Upside)-Down“ Reihenfolge

1. Repositions-/Präfixierungs-/ (Grid-) Platte
2. Navigation Guide
3. Reinforcement- bzw. „Washer“

ist kritisch einzuschätzen.

Die Erfahrungen beim eigenen Fall (Nr. 4) zeigen, dass (vgl. Fallsammlung 2.4 und Diskussion der eigenen Fälle 5.1) die aufeinander abgestimmten Einzelschritte kompromittiert werden können bis hin zum gänzlichen Scheitern, wenn die geplante Reposition des proximalen (kleinen) mobilen Walzenfragments und die Applikation der 1. PSI-Komponente nicht exakt umgesetzt werden kann oder misslingt.

Wenn dieser Anfangsbaustein, von dem die Verwendung aller weiteren PSI abhängig ist, nicht passt, wird gleichsam eine „Kettenreaktion“ ausgelöst. Die Repositionsplatte kann im Einzelfall als maßgebliche Referenz für die Navigation also unzuverlässig sein.

Vorteilhaft erscheint daher ein Kurswechsel zu einem „Bottom Up“ Prozedere mit Beginn der Referenzierung der 1. PSI-Komponente auf das distale (große) Fragment bzw. laterale Ramusende (Abbildung 5.2-31, Abbildung 5.2-32, Abbildung 5.2-33, Abbildung 5.2-34).

Wie schon zuvor übernimmt die L-Platte über zwei bikortikal inserierte Stellschrauben im Bereich ihrer kaudal erweiterten Basis eine „Buttressing“ Funktion.

Zusätzlich wird das kaudale Plattenende weit nach anterior über die Gelenkfortsatzbasis bis an die Kante der Incisura mandibularis (sigmoidea) extendiert. Auf diese Weise gelingt es, die Positionierung der L-Platte zur Kiefergelenkfortsatzbasis bzw. zur Incisura mandibularis eindeutig zu definieren. Durch Andocken der Repositions-/Navigationsplatte kommt es zur komplementären Referenzierung.

Insbesondere bei Multifragmentierung werden auf diese Weise stabile Leitstrukturen für die Reposition multipler Intermediärfragmente geschaffen (Abbildung 5.2-32).

Die Fixation erfolgt anschließend als LSFPSO bzw. PSRPO. Für derartige Frakturmuster verwendet Pavlychuk et al. dagegen ein „Stand Alone“ PSI (Variante 3).



Abbildung 5.2-31 Modifikationsvorschlag: „Bottom Up“ Sequenz zur Applikation eines Mehrkomponenten PSI bei einer Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit „Major Fragmentation“ (Einzelheiten siehe Text); L-Platte mit erweiterter Basis zum „Buttressing“ und einer weiter nach anterior reichenden Extension bis zur Incisura mandibularis; Positionierung der L-Platte unter Referenzierung zur Kiefergelenkfortsatzbasis bzw. zur Incisur, Repositions-/Navigationsplatte im „Docking“ der L-Platte zur komplementären Referenzierung (orange); „Buttressing“ der L-Platte mit zwei bikortikal inserierten Stellschrauben; Daraus resultierend: stabile Leitstrukturen zur Reposition bei Multifragmentierung mit verschiedenen Fixierungsmöglichkeiten über LSFPSO bzw. PSRPO und/oder Mini- oder Mikro-schrauben



Abbildung 5.2-32 Anwendungsbeispiel für die „Bottom Up“ Sequenz (L-Platte mit anteriorer Extension) bei Multifragmentierung; Das gezeigte Frakturmuster entspricht dem Fallbeispiel für die PSI Variante 3 von Pavlychuk et al. (2019a) (vgl. hier vorne Abbildung 1.3-44)

Alternativ kann die Referenzierung der 1. PSI-Komponente bei Anwendung der „Bottom Up“ Sequenz über eine Extension der Plattenbasis nach posterior um die hintere Zirkumferenz der Kiefergelenkfortsatzbasis erfolgen (Abbildung 5.2-33, Abbildung 5.2-34). Die weitere Referenzierung und Fixation der Fragmente erfolgt analog zum zuvor beschriebenen Prozedere.

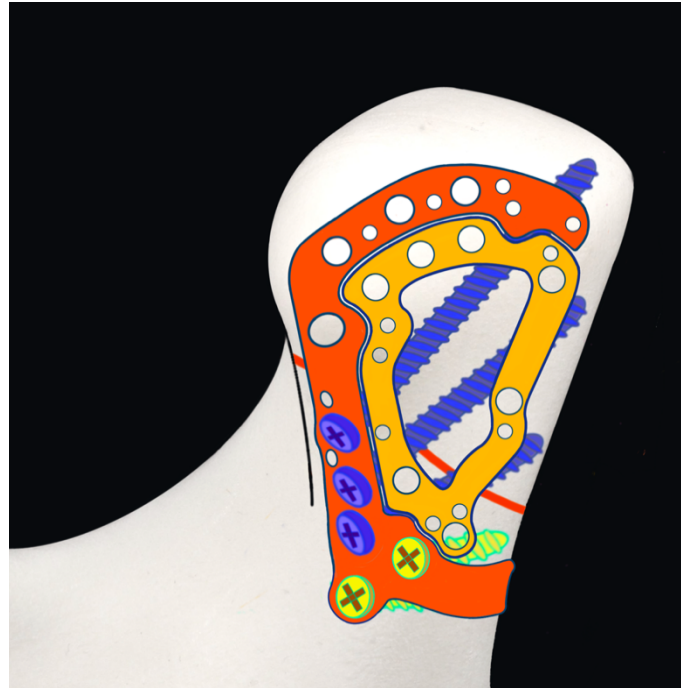


Abbildung 5.2-33 Modifikationsvorschlag: „Bottom Up“ Sequenz zur Applikation eines Mehrkomponenten PSI bei einer Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C; L-Platte mit erweiterter Basis zum „Buttressing“ und einer posterioren Extension um die hintere Zirkumferenz der Kiefergelenkfortsatzbasis; Positionierung der L-Platte unter Referenzierung zur Kiefergelenkfortsatzbasis bzw. zum Ramus, Repositions-/Navigationsplatte im „Docking“ der L-Platte zur komplementären Referenzierung (orange); „Buttressing“ der L-Platte mit zwei bikortikal inserierten Stellschrauben; Daraus resultierend: stabile Leitstrukturen zur Reposition bei Multifragmentierung mit verschiedenen Fixierungsmöglichkeiten über LSFPSO bzw. PSRPO und/oder Mini- oder Mikroschrauben (Einzelheiten siehe Text)



Abbildung 5.2-34 Anwendungsbeispiel für die „Bottom Up“ Sequenz (L-Platte mit posteriorer Extension) bei Multifragmentierung; Das gezeigte Frakturmuster entspricht dem Fallbeispiel für die PSI Variante 3 von Pavlychuk et al. (2019a) (vgl. hier vorne Abbildung 1.3-44)

Als weitere Modifikation ist bei Applikation der „Bottom Up“ Sequenz auch eine isolierte PSI-Komponente zur Referenzierung der L-Platte zum Ramus denkbar. Dabei wird initial eine bandförmige/umlaufende Referenzplatte von lateral inseriert. Diese „Foundation“ Platte umfasst das Kollum bzw. die Kiefergelenkfortsatzbasis nach anterior und posterior von der Incisura mandibularis semilunaris/sigmoidea (siehe Einleitung) bis zum Ramushinterrand. Lateral ist eine Einkerbung vorgesehen, in die eine L-Platte als „Buttressing“ Platte nach dem „Tongue in Groove“ Prinzip passgenau hineingreift (Abbildung 5.2-35).

Die L-Platte erhält dadurch eine definierte Endposition und kann dann als Indikator für die korrekte Reposition des Walzenfragments fungieren.

Eine Repositions- und Präfixierungsplatte dient zur Reposition des kleinen proximalen Fragments. An ihren Rändern ist diese sowohl zur L-Platte als auch zur „Foundation“ Platte geometrisch passgenau gestaltet, sodass ein exaktes Andocken erfolgen kann.

Nach Fixation des proximalen kleinen Fragments mit 3 bikortikal inserierten Stellschrauben und einer zusätzlichen Kleinfragmentschraube zum „Buttressing“ an der Kiefergelenkfortsatzbasis (LSFPSO/PSRPO), kann die Repositionsplatte ggf. wieder entfernt werden (Abbildung 5.2-36).

Diese Vorgehensweise kommt vor allem bei komplexeren Frakturmustern in Betracht (Abbildung 5.2-37).



Poxleitner et al. (2019) beschreiben das sog. „Condyle Catching“ bei der endoskopisch assistierten Versorgung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen im Basis- und Kollumbereich, wozu eine ähnliche zweiarmige bandförmige Basis an der Osteosyntheseplatte eingesetzt wird.

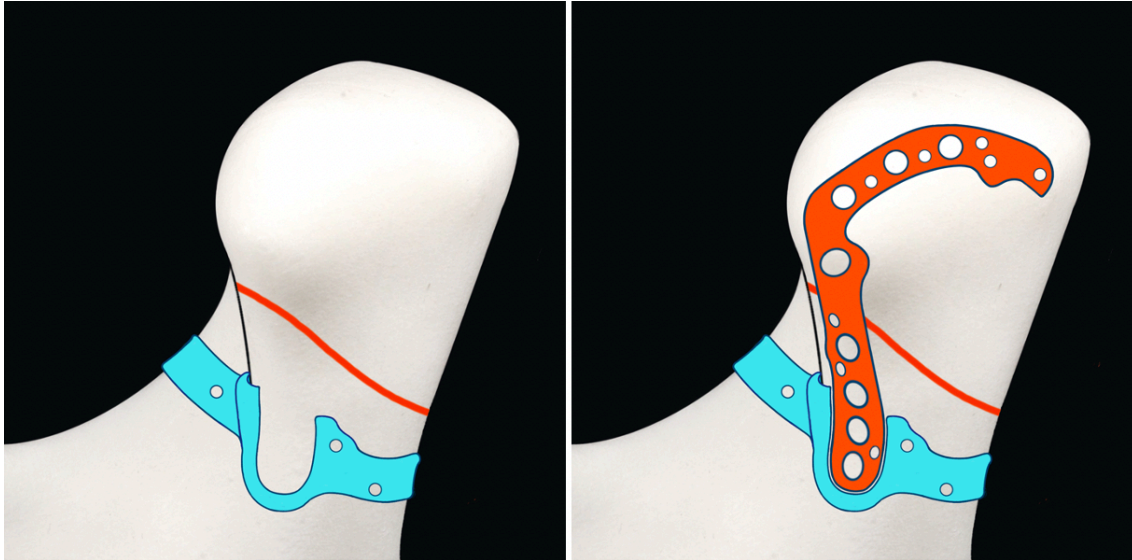


Abbildung 5.2-35 „Bottom Up“ Sequenz am Beispiel einer Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit „Foundation“ und (eingepasster) L-Platte; (links) Bandförmige, die Basis des Kiefergelenkfortsatzes umlaufende Referenzplatte („Foundation“ Platte); (rechts) L-Platte in Schlüssel-Schloss Position mit der „Foundation“ Platte (Einzelheiten siehe Text)

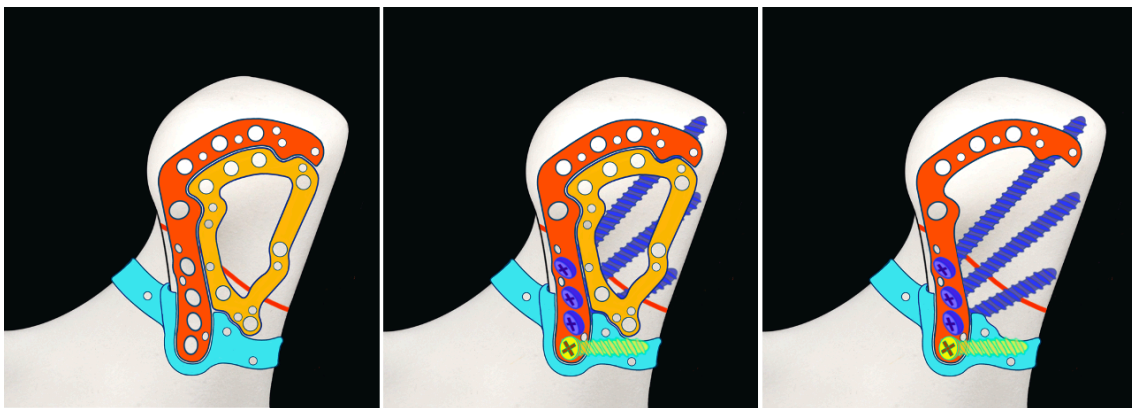


Abbildung 5.2-36 Fortsetzung: „Bottom Up“ Sequenz am Beispiel einer Fraktur vom AO-Typ p/Neff-Typ C mit „Foundation“ und L-Platte; (links) „Foundation“ (türkis) und L-Platte (rot) in situ, Repositions-/Navigationsplatte zur komplementären Referenzierung (orange); (Mitte) „Buttressing“ der L-Platte („Washer“) mit einer bikortikal inserierten Stellschraube (gelb) und Fixierung der L-Platte über LSFPSO bzw. PSRPO mit drei Stellschrauben (blau); (rechts) PSRPO aus L-Platte, 3 Stellschrauben und einer „Buttressing“ Schraube nach Entfernung der Repositions-/Navigationsplatte, „Foundation“ Platte noch in situ (Einzelheiten siehe Text)

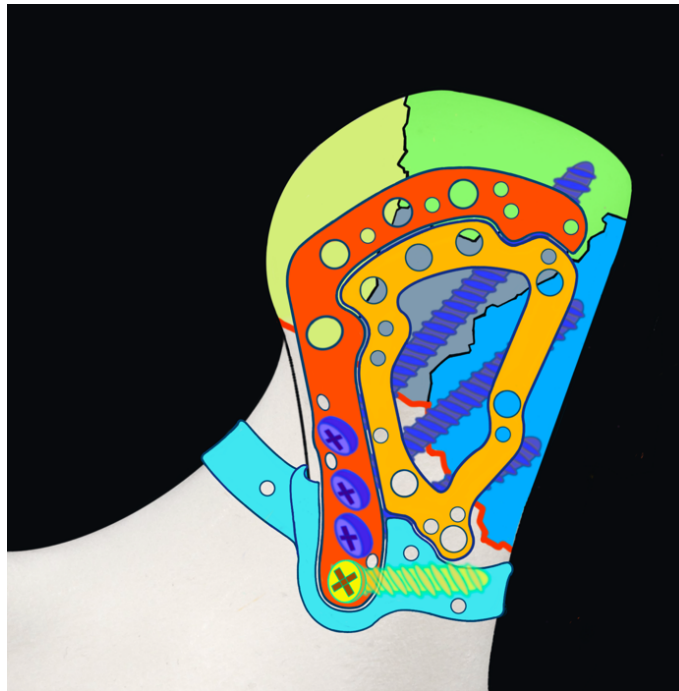


Abbildung 5.2-37 Anwendungsbeispiel für die „Bottom Up“ Sequenz auf Grundlage einer „Foundation“ Platte bei Multifragmentierung; Das gezeigte Frakturmuster entspricht dem Fallbeispiel für die PSI Variante 3 von Pavlychuk et al. (2019a) (vgl. hier vorne Abbildung 1.3-44)

Bei Multifragmentierung ist die zuvor beschriebene „Bottom Up“ Sequenz auch ohne LSFPSO realisierbar (Abbildung 5.2-38). Die Fixierung erfolgt dann lediglich über Mini- oder Mikroschrauben, in Kombination mit Double „Buttressing“ Schrauben im Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis. Es handelt sich damit um ein PSI zur „Stand Alone“ Stabilisierung, das im Gegensatz zur PSI Variante 3 von Pavlychuk et al. als Mehrkomponenten PSI konzipiert ist.

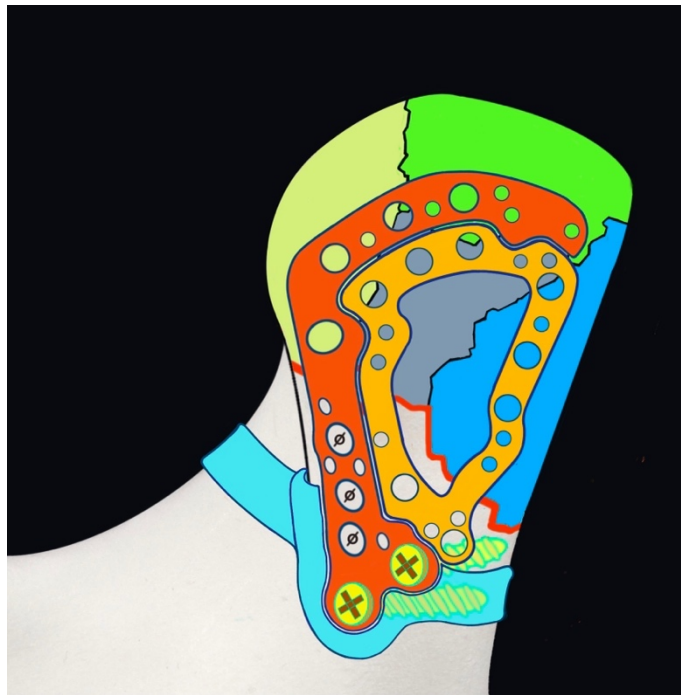


Abbildung 5.2-38 Anwendungsbeispiel für die „Bottom Up“ Sequenz auf Grundlage einer „Foundation“ Platte bei Multifragmentierung; Realisierung ohne LSFPSO (∅) als „Stand Alone“ PSI; Fixierung der Intermediärfragmente mit Mini- oder Mikroschrauben sowie über die L-Platte; Die L-Platte ist zum „Double Buttressing“ mit zwei bikortikalen Schrauben an der Kiefergelenkfortsatzbasis befestigt; Das gezeigte Frakturmuster entspricht dem Fallbeispiel für die PSI Variante 3 von Pavlychuk et al. in Abbildung 1.3-44, allerdings hier als Mehrkomponenten PSI

Mit Blick auf bestehende und zukünftige technische Möglichkeiten (FEA) zur Stabilitätsüberprüfung von PSI-Designs während der virtuellen Planungsphase ist die Indikationsbeschränkung von „Stand Alone“ Gerüsten auf komplexe Frakturmuster zu relativieren. Bei vergleichsweise „trivialen“ Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B oder Neff-Typ C wird ein „Stand Alone“ Design von vorneherein kompakter und weniger breit gefächert ausfallen als bei den hier zuletzt gezeigten Frakturmustern (Abbildung 5.2-37, Abbildung 5.2-38). Kann die FEA dann gleichwertige Ergebnisse für die Rigidität von „Stand Alone“ und LSFPSO liefern, ist das PSI zur alleinigen Stabilisierung dem Grunde nach nicht mehr abzulehnen. Selbstredend sind andere Pro (Vereinfachung, reduzierte OP Zeit) und Contra („Lead Time“, Finanzieller Aufwand) Argumente nicht außen vor zu lassen.

Nicht nur im unmittelbaren Kontext hier, sondern ganz generell sollte im Entscheidungsprozess für oder gegen ein PSI nach einfachen Lösungen/Alternativen gesucht werden. Bei der Gestaltung eines PSI sollte grundsätzlich ein Caveat vor überambitionierten Designvorschlägen zur Realisierung möglichst vieler Funktionalitäten Beachtung finden.

### 5.3 Schlussbetrachtung und Ausblick

Die Verwendung von PSI oder PSI-Komponenten bietet Perspektiven zur Erweiterung und Optimierung operativer Behandlungsstrategien bei Kiefergelenkwalzenfrakturen.

Inspiration und Ideenquelle für die Konzeption dieser PSI – in unserer Fallsammlung, bei den Formulierungen des Fragebogens und chronologisch darauf folgend in den Publikationen von Pavlychuk et al. 2019a, 2020a, b, c (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b) – waren die Arbeiten von Neff bzw. seiner Arbeitsgruppe (Neff 2003, Kolk und Neff 2015, Kolk et al. 2020). Aus diesen Arbeiten resultierte ein konfektioniertes Osteosynthese System (Modus® CFS 1.8/Condylar Head Fracture System, Medartis, Basel), das zur Vorbereitung einer LSFPSO eine rechteckförmige 0,9 mm Grid-Platte zur Reposition und Präfixierung des proximalen bzw. medialen Kondylus Fragments verwendete. Eine Unterlegscheibe bzw. ein „Washer“ Element zur Lastverteilung unter den Schraubenköpfen der LSFPSO auf Seiten des lateralen Frakturendes im Kollum-/Ramusbereich wurde von Neff und Kolk (2015) zwar schon beiläufig erwähnt, fand aber erst später aufgrund von FEA zur Biomechanik bei AO-Typ p Walzenfrakturen angemessene Wertschätzung und Beachtung (Pavlychuk et al. 2020b).

Wie die vorliegende Arbeit dokumentiert, haben sich auf Basis der Grid-Platte als auch des „Washer“ Elements („Tandem“ bzw. „Triplett“) bereits einige Vorstellungen und Ansätze zum Design von PSI bzw. von PSI-Komponenten entwickelt. Während unsere Fallsammlung und die Formulierung des Fragebogens noch eine PSI Gestaltung in einteiliger Gitter- oder Gerüstform mit Integration aller in Betracht kommender Funktionen (Reposition, Präfixierung, Stabilisierung, Stabilitätserhöhung der LSFPSO) in Betracht zog und systematisch vorgab (Bias!), beschrieben Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, c) eine Zusammensetzung aus 2 oder 3 PSI-Komponenten.

Die Differentialindikation für den Einsatz einer dieser beiden PSI-Kombinationen orientierte sich an der Biomechanik der Walzenfraktur und dem Risiko für postoperative Instabilitäten bzw. Lockerung der Osteosynthese. Die 2 Komponenten PSI Variante erfüllte erstens die Funktionalitäten zur Reposition und Präfixierung des medialen Fragments und diente zweitens mit einer gesonderten Navigations-Platte zur Lokalisation der Koordinaten für die Insertion der LSFPSO Schrauben und zur Vorgabe ihrer korrekten Angulationsstellung sowie intramedullären Position. Die 3 Komponenten PSI Variante bestand zudem – in Nachbildung des „Washer“ Elements – aus einer „Reinforcement“ Platte zur Erhöhung der Stabilität der ossären Strukturen im Bereich des lateralen Frakturendes (= distales Fragment) und der LSFPSO.

Die Belastbarkeit dieser Knochenregion kann infolge einer geringen Kortikalisschichtdicke, eines schmalen und/oder vertikal kurzen Frakturendes z.B. bei Fragmentation des lateralen Walzenpols reduziert sein, also einem Szenario wie es bei Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ C gelegentlich anzutreffen ist. Interessanterweise haben mehrere Entwürfe aus der Fragebogenaktion (vgl. Abbildungen und Zusammenfassung – (Tabelle 4.2-1, Tabelle 4.2-1.1, Tabelle 4.2-2, Tabelle 4.2-2a, Tabelle 4.2-2.1, Tabelle 4.2-2.1a, Tabelle 4.2-3, Tabelle 4.2-3.1, Tabelle 4.2-4, Tabelle 4.2-4a, Tabelle 4.2-4.1, Tabelle 4.2-4.1a) bereits eine Visualisierung all dieser Design Features und Funktionalitäten beinhaltet – aber eben in ein einziges PSI integriert, das als „Stand Alone“ oder im „Stand By“ zusammen mit einer LSF(P/L)SO zur Anwendung kommen soll.

Mit einer strengen Beschränkung der Indikation, limitiert auf Mehr-(Major) Fragment Frakturen wurde von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a) auch eine „Stand Alone“ Stabilisierung mit einem 1 Komponenten PSI Gerüst beschrieben.

Nach akkurater präoperativer, virtueller Simulation (CAD) kann ein PSI präzise im Bereich der Frakturzone adaptiert werden (Pavlychuk et al. 2020c). Die Passgenauigkeit des PSI ist dabei primär von Qualität und Art der präoperativen Computertomographie abhängig (Pavlychuk et al. 2020c).

Die klinische Anwendung aller bisheriger PSI Lösungsansätze ist aber nicht von vorneherein als unproblematisch einzuschätzen. Sowohl eine Überdimensionierung der PSI und/oder auch Unzulänglichkeiten bei der Reposition des medialen Fragments mit negativen Folgen für ein exaktes „Tongue in Groove“ Docking/Interlocking der PSI-Komponenten (vgl. Fall 4/Fallsammlung) können die intraoperative Umsetzung der Vorplanung kompromittieren oder sogar unmöglich machen.

Nicht nur aus diesem Grund ist eine Beurteilung des Patienten durch den Operateur prinzipiell notwendig, um den Bedarf für Modifikationen und eine Anpassung des Designs von PSI-Prototypen an die individuellen anatomischen Gegebenheiten, insbesondere die Weichgebessituation, aufgrund von Erfahrungswerten einkalkulieren zu können. Bei Behandlung während der posttraumatischen Frühphase sind einfachere Verhältnisse zu erwarten als bei Sekundärrekonstruktion der Kiefergelenkwalze (vgl. Fall 3/Fallsammlung). Die finale Gestaltung von PSI oder von PSI-Komponenten darf nicht an medizinische Ingenieure delegiert oder gar automatisiert werden.

Es würde voreilig anmuten, der PSI Anwendung bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen perspektivisch eine hohe Frequenz und gute Erfolgsaussichten vorauszusagen. Die Realität sieht bedauerlicherweise momentan noch nicht so aus.

Von der vorliegenden Arbeit mit einer kleinen anekdotischen Fallsammlung einmal abgesehen ist das Schrifttum seit den wegweisenden experimentellen Studien und Fall Publikationen von Pavlychuk et al. (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b) über einen Zeitraum von nunmehr 3 Jahren (Stand Februar 2024) ohne Resonanz durch spezielle bzw. substanzielle Beiträge zur Thematik geblieben. Mit Ausnahme von Neff, der an einigen Arbeiten von Pavlychuk mitwirkte, beschäftigten sich auch viele Protagonisten der ORIF bei Kiefergelenkwalzenfrakturen nicht weiter mit der Thematik.

Optimistisch betrachtet bedeutet der Einsatz von PSI trotz dieser Stagnation in der Weiterentwicklung grundsätzlich vielversprechende Optimierungsmöglichkeiten bei der operativen Therapie von Kiefergelenkwalzenfrakturen.

PSI scheinen auf dem Weg zu evidenzbasierten Standardtherapien bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen zu einer Optimierung der Operationsverfahren beitragen zu können.

Mit weiteren technologischen Fortschritten (z.B. Künstliche Intelligenz Analyse, Verfügbarkeit von FEA bei individuellen Frakturkonfigurationen, CAD, Rapid Prototyping, 3D Printing, Point of Care Fabrication) und zunehmenden Erfahrungswerten bei systematischer klinischer Anwendung dürfte PSI ein nicht zu unterschätzendes Potential in Hinsicht auf die Vereinfachung, Invasivität und Stabilität von Osteosynthesen bei Kiefergelenkwalzenfrakturen zukommen.

Finanzielle Aspekte sowie die Produktionszeiten sprechen aktuell noch gegen ihren routinemäßigen Einsatz. Angesichts des technischen Fortschritts ist dieser zukünftig aber zu erwarten (Aquilina et al. 2015).

Inwieweit der Einsatz von PSI bei der Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen außerdem eine weitere Verschiebung von der konservativen Therapie zur operativen Therapie begünstigen wird, ist derzeit noch nicht absehbar.

## 6 Zusammenfassung

Kiefergelenkwalzenfrakturen gehören zu den am häufigsten vorkommenden Unterkieferfrakturen bei Erwachsenen. Da die operative Frakturbehandlung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen technisch anspruchsvoll ist, sind patientenspezifische Implantate (PSI) von Interesse, weil sie das Potential zur Vereinfachung und Optimierung mitbringen.

Ziel dieser Arbeit war es, ein Anforderungsprofil und auf dieser Basis ein PSI Proto- bzw. Archetyp Design zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen zu entwerfen. Dazu wurden 3 Wege beschrrieben:

Übersicht und Auswertung des Schrifttums zum Stand operativer Therapieverfahren bei Kiefergelenkwalzenfrakturen, eigene kleine Fallsammlung und als Schwerpunkt die Durchführung einer Fragebogenaktion, mit der das Meinungsbild von Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgen aus dem deutschsprachigen Raum zu patientenspezifischen Komponenten bzw. Implantaten bei der operativen Versorgung von Walzenfrakturen geklärt werden sollte.

Während die Zahl der Publikationen zur ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen in den letzten 3 Jahrzehnten kontinuierlich angewachsen ist, beschränken sich spezifische Arbeiten zur Anwendung von PSI bis dato (Stand 02/2024) auf nur 4 Veröffentlichungen, alle von der gleichen Gruppe verfasst, aus den Jahren 2019 und 2020 (Pavlychuk et al. 2019a, Pavlychuk et al. 2020a, Pavlychuk et al. 2020c, Pavlychuk et al. 2020b).

In den Jahren 2017 bis 2020 wurden in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) der LMU München Kiefergelenkwalzenfrakturen bei insgesamt 4 Patienten unter Zuhilfenahme von PSI operativ versorgt. In einer retrospektiven Analyse werden die Erfahrungen aufgezeigt.

Der Fragenkatalog mit dem Titel „Kiefergelenkwalzenfrakturen – Behandlungsverfahren und Perspektiven“ (per E-Mail im Zeitraum zwischen Oktober 2018 und März 2019 versandt) bestand aus 2 Teilen:

- Teil I widmete sich der aktuellen Versorgungssituation (Diagnostik, Klassifikation, Therapievarianten, Häufigkeit konservative versus operative Behandlung usw.) von Kiefergelenkfortsatz- und in Sonderheit Kiefergelenkwalzenfrakturen an MKG-Kliniken in der BRD, Österreich und Schweiz.
- Teil II bezog sich ganz speziell auf die Design Merkmale/Features von PSI zur operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen des AO-Typ p/Neff-Typ B und des AO-Typ p/Neff-Typ C.

29 Chirurgen aus 26, von insgesamt 92 kontaktierten MKG-Kliniken beantworteten den Fragenkatalog. Aus der geringen Rücklaufquote ergibt sich sicherlich kein repräsentatives Meinungsbild.

Die Ergebnisse der Fragebogenaktion lassen sich kurz zusammenfassen:

Teil I:

In den MKG-Institutionen der Responder wurde zum Zeitpunkt der Fragebogenaktion (2018/2019) kein einheitliches Klassifikationssystem für Kiefergelenkwalzenfrakturen verwendet.

Den Angaben zufolge wurden 70 % der Walzenfrakturen operativ und 30 % der Frakturen mit einer konservativ-frühfunktionellen Therapie versorgt.

Ein Überblick zur allgemeinen Versorgungslandschaft und Qualität in den deutschsprachigen Ländern bzw. Landesteilen lässt sich aus dem Fragebogenergebnis nicht gewinnen.

Teil II:

Eine operative Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze unter Zuhilfenahme eines PSI bzw. von PSI-Komponenten zogen nur 10% (n = 3/29 Responder) vorbehaltlos in Betracht, 31% (n = 9/29) knüpften eine Verwendung von PSI an Vorbedingungen. Eine Mehrheit von 59 % Antwortenden (n = 17/29) erwogen einen PSI Einsatz nicht und gaben anderen Vorgehensweisen den Vorzug – wie der manuellen Reposition, Präfixierung und Stabilisierung mit einer Verschraubung von lateral (LSFSO - „Lateral Small Fragment Screw Osteosynthesis“) – aber auch nicht-operative/konservative Behandlungsvarianten.



Trotz aller Vorbehalte und Ablehnung von PSI beteiligten sich n = 26 Responder weiter an Teil II des Fragebogens.

In der Beschreibung des Anforderungsprofils für ein PSI wurden dabei als Zweck bzw. wesentliche Funktionalitäten die Reposition, Präfixierung und die Stabilisierung/ Fixation mit („Stand By“) oder ohne Kombination („Stand Alone“) mit der lateralen Schraubenosteosynthese (LSFSO) genannt.

Darüber hinaus fand auch eine Indikator- bzw. Navigationsfunktion für die Positionierung der LSFSO Zuspruch.

Als Material wurden in erster Linie Titan aber auch resorbierbare Magnesiumlegierungen angegeben.

Zur Gestaltung der Grundgestelle wurden Geometrien lateinischer Großbuchstaben – wie A, L, H, Y, I, P, O oder umfangreichere Gitter bzw. Gerüste gewählt. Die Dimensionierung der PSI sollte einem Mikro- oder Miniplatten-Format entsprechen.

Von der Notwendigkeit einer grundsätzlichen Unterscheidung im Basisdesign der PSI für Frakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B und vom AO-Typ p/Neff-Typ C ging nur ein Drittel der Responder (36 % bzw. n = 9/25) aus, 24 % (n = 6/25) waren unbestimmt und hielten dies für möglich. Die Mehrzahl von 40 % (n = 10/25) widersprach der Erfordernis einer Differenzierung, obwohl aus Publikationen und Kongressveranstaltungen seit langem experimentelle Daten bekannt sind, die erhebliche Unterschiede in der Biomechanik dieser Frakturtypen belegen.

Nur wenige Teilnehmer (n = 13 für Walzenfrakturen vom AO-Typ p/Neff-Typ B bzw. n = 10 für den Neff-Typ C) nahmen die Option wahr, einen Entwurf zum Design der PSI bzw. der PSI-Komponenten nach ihren Vorstellungen zu skizzieren.

Die überwiegende Mehrzahl der Layouts für die beiden Frakturtypen ist nach Form und Funktion homolog. Sie sind allesamt als Einteiler gestaltet mit Elementen (Arme/ Ausleger), die neben einer Reposition und Präfixierung/Stabilisierung auch Wegweiser für den Insertionsort der LSFSO sein können.

Die PSI in homologem Design sind in Entsprechung zur unterschiedlichen Topografie des Frakturspalts beim AO-Typ p/Neff-Typ C nach einem „shifting“ weiter kaudo-lateral angeordnet, sodass sich die PSI bei den Frakturtypen nur in ihrer Lokalisation unterscheiden.

Konzeptionell sehr interessant sind zwei Entwürfe, die das PSI-Design im Bereich des lateralen Frakturendes spezifizieren. Diese zeichnen sich durch Kaudalextension des

PSI in den Bereich der Kiefergelenkfortsatzbasis und dortige Fixierung mit bikortikalen Schrauben aus, wodurch das PSI eine „Buttressing“ Funktion übernimmt.

Die Frage, ob sich Ihrer Meinung nach allgemeingültige Kriterien für ein brauchbares Proto-/Archetyp PSI-Design zur Verwendung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen vom AO-Typ p definieren lassen, wurde von 68 % (n = 15/22) der Responder bejaht und von 32 % (n = 7/22) verneint.

Neue Maßstäbe für das PSI-Design bei Kiefergelenkwalzenfrakturen wurden – chronologisch später als die Fragebogenaktion – von der Arbeitsgruppe um Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) gesetzt, indem sie die verschiedenen Funktionalitäten auf bis zu vier Einzelkomponenten, die in der „Top Down“ Strategie mit Beginn der Reposition des proximalen bzw. medialen Fragments appliziert werden, verteilt hat. Nach dem Konzept dieser Autoren kommen die PSI-Komponenten immer in Kombination – passager oder permanent – mit einer LSFPSO zur Anwendung. Ausgenommen davon sind Frakturszenarien (z.B. Mehrfragmentfrakturen, Mehretagenfrakturen mit Abscherung des lateralen Fragmentendes im Kollumbereich), die eine LSFPSO verunmöglichen und infolgedessen die langfristige Stabilisierung mit einem einteiligen allumfassenden „Stand Alone“ Gerüst erforderlich machen.

Im Gegensatz zu einteiligen multifunktionellen PSI erlaubt das Mehrkomponenten System den Rückbau bzw. die Entfernung von Baugruppen, die nach der LSFPSO nicht mehr unbedingt zum ossären Reinforcement („Washer“) oder zu einer „Stand By“ Zusatzstabilisierung benötigt werden. Diese Reduktion von Hardware in der Caput-/ Gelenkkapselregion hat Präventivwirkung, weil dadurch vermehrte Fremdkörperreaktionen und Knochenresorptionen verhindert werden können.

In einer Synopsis aus der Fallsammlung, unseren Fragebogenergebnissen und den Publikationen von Pavlychuk et al. (2019a, 2020a, b, c) lässt sich probatorisch ein erstes allgemeingültiges Anforderungsprofil für das PSI-Design bzw. für einen Proto- oder besser „Arche“-Typen zur Verwendung bei der ORIF von Kiefergelenkwalzenfrakturen ableiten.

Aufgrund von Schwierigkeiten bei der Eingliederung der Repositionsplatte (vgl. Fall 4 unserer Fallsammlung) erfolgte eine Modifikation der „Top Down“ Applikationssequenz (Pavlychuk et al. 2019a, 2020a, b, c) zu einem „Bottom Up“ Prozedere (vgl. auch „Condyle Catching“ – Poxleitner et al. (2019)) auf der Grundlage einer Referenzierung der 1. PSI-Komponente auf das distale Fragment oder einer basalen „Foundation“ Platte.

Dabei sind einige Kriterien essenziell:

- Multifunktionalität: Reposition, Präfixierung des proximalen kleinen Fragments, Navigation – Bestimmung von Lokalisation und Angulation der LSFPSO
- Intraoperativ freibleibende Sicht auf den Frakturspalt
- Stabilitätserhöhung ossärer Strukturen bzw. der LSFPSO durch:
  - „Patient specific reinforcement plate“ (PSRPO) bzw. „Washer“ Platte
  - „Stand By“ – Belassen der Komponenten zu Reposition und Präfixierung
  - Kaudal Extension und „Buttressing“ des Lastträgers, d.h. einer „Stand By“- bzw. der „Washer“ Platte
  - „Stand Alone“ Stabilisierung mit 3D Gehäusen
- Risikostratifizierung für Instabilität bzw. Notwendigkeit zur Stabilisierung – Differentialindikation für unterschiedliches PSI-Design
- Mögliche Erweiterung der Indikationsstellung von 3D „Stand Alone“ PSI Gerüsten auf AO-Typ p Frakturvarianten (Neff-Typ C > Neff-Typ B) – nach Maßgabe durch individuelle FEA
- Dimensionierung des PSI in Abstimmung auf das limitierte Platzangebot im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes (Caput, Kollum, Basis Region)
- Flexible Befestigungsmöglichkeiten des PSI Grundgestells bzw. seiner Arme/ Ausleger bei begrenzter instrumenteller Zugänglichkeit
- Applikationssequenz bei Mehrkomponenten PSI mit zuverlässiger anatomischer Referenzierung (z.B. „Bottom Up“ statt „Top Down“)

In der Quintessenz lässt sich das Anforderungsprofil in eine Reihe von Grundzügen zum Design für einen Proto-/Archetypen bzw. Varianten davon umsetzen:

- Dimensionierung des PSI im Mikro- oder Miniplatten-Format
- Fertigung der PSI-Komponenten aus Titan, in Zukunft gegebenenfalls aus Magnesiumlegierungen
- Realisierung wahlweise in einteiliger, multifunktionaler Gerüststruktur oder nach einem Mehrkomponenten Konzept mit bis zu vier interagierenden Baugruppen jeweils mit individuellem oder begrenztem Funktionsumfang
- Bei Auswahl/Indikation eines Mehrkomponenten Konzepts:
  - Zwei Komponenten Design aus: 1. Repositions- bzw. Präfixierungsplatte und 2. Navigation Guide
  - Drei Komponenten Design aus: 1. Repositions- bzw. Präfixierungsplatte, 2. Navigation Guide und 3. „patient specific reinforcement plate“

- Gestaltung des PSI Grundgestells (Einteiler oder 1. Komponente) in geometrisch zweckmäßigen Grundformen
- Verstreben oder Fenestrierungen im Grundgestell, die in jeder OP-Phase eine zuverlässige Beurteilung des Frakturspalts ermöglichen
- Ausstattung des Grundgestells bzw. der PSI-Komponenten mit multiplen (überzähligen) Plattenlöchern zur Erhöhung der Flexibilität bei der Befestigung mit Mikro- oder Minischrauben
- Bei Mehrkomponenten PSI ggf. zur „Bottom Up“ Sequenz geeignetes Design der 1. Komponente oder basale „Foundation“ Platte

Mit diesen Ausführungen zum PSI-Design ist noch lange nicht von einer vollständigen Ausschöpfung der Möglichkeiten zu sprechen. Kreativität, Ideenreichtum und Innovationen sind zur Optimierung der operativen Versorgung mit PSI weiterhin gefragt. Damit einhergehend sollte auch eine dezidierte experimentelle und klinische Überprüfung der PSI erfolgen, um eine Datenlage mit hohem Evidenzlevel zu schaffen und möglicherweise langfristig auch validierte Therapiealgorithmen zu erstellen.

## 7 Verzeichnisse

### 7.1 Literaturverzeichnis

Abdel-Galil K and Loukota R (2008) Fixation of comminuted diacapitular fractures of the mandibular condyle with ultrasound-activated resorbable pins. *Br J Oral Maxillofac Surg* 46 (6):482-4.

<https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2007.11.025>

Akkemik Ö, Kugel H and Fischbach R (2022) Acute soft tissue injury to the temporomandibular joint and posttraumatic assessment after mandibular condyle fractures: a longitudinal prospective MRI study. *Dentomaxillofac Radiol* 51 (3):20210148. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20210148>

Al-Kayat A and Bramley P (1979) A modified pre-auricular approach to the temporomandibular joint and malar arch. *Br J of Oral Surg* 17 (2):91-103.

[https://doi.org/10.1016/s0007-117x\(79\)80036-0](https://doi.org/10.1016/s0007-117x(79)80036-0)

Al-Moraissi EA and Ellis III E (2015) Surgical treatment of adult mandibular condylar fractures provides better outcomes than closed treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 73 (3):482-493.

<https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.09.027>.

Al-Moraissi EA, Ellis E and Neff A (2018a) Does encountering the facial nerve during surgical management of mandibular condylar process fractures increase the risk of facial nerve weakness? A systematic review and meta-regression analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 46 (8):1223-1231.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.04.015>

Al-Moraissi EA, Louvrier A, Colletti G, Wolford LM, Biglioli F, Ragaey M, Meyer C and Ellis E, 3rd (2018b) Does the surgical approach for treating mandibular condylar fractures affect the rate of seventh cranial nerve injuries? A systematic review and meta-analysis based on a new classification for surgical approaches. *J Craniomaxillofac Surg* 46 (3):398-412.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.10.024>

- Alvord LS and Farmer BL (1997) Anatomy and orientation of the human external ear. *J Am Acad Audiol* 8 (6):383-90
- Amorim MY, Alves MG, Almeida JD, Montesinos GA, Costa AL and Lopes SLdC (2019) Inclination of the condylar long axis is not related to temporomandibular disc displacement. *J of Investig Clin Dent* 10 (1):e12375. <https://doi.org/10.1111/jicd.12375>
- Antoniades K, Karakasis D and Elephtheriades J (1993) Bifid mandibular condyle resulting from a sagittal fracture of the condylar head. *Br J Oral Maxillofac Surg* 31 (2):124-126. [https://doi.org/10.1016/0266-4356\(93\)90176-W](https://doi.org/10.1016/0266-4356(93)90176-W)
- Aquilina P, Parr WC, Chamoli U and Wroe S (2015) Finite element analysis of patient-specific condyle fracture plates: a preliminary study. *Cranio-maxillofac Trauma Reconstr* 8 (2):111-116. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1395385>
- Audigé L, Bhandari M and Kellam J (2004) How reliable are reliability studies of fracture classifications? A systematic review of their methodologies. *Acta Orthop Scand* 75 (2):184-194. <https://doi.org/10.1080/00016470412331294445>
- Audigé L, Bhandari M, Hanson B and Kellam J (2005) A concept for the validation of fracture classifications. *J Orthop Trauma* 19 (6):404-409. <https://doi.org/10.1097/01.bot.0000155310.04886.37>
- Audigé L, Cornelius C-P, Di Ieva A, Prein J and Group CC (2014) The first AO classification system for fractures of the craniomaxillofacial skeleton: rationale, methodological background, developmental process, and objectives. *Cranio-maxillofac Trauma Reconstr* 7 (Suppl 1):S006. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1389556>
- Axhausen G (1931) Die operative Freilegung des Kiefergelenks. *Chirurg* 3:713-719
- Baek K-W, Deibel W, Marinov D, Griessen M, Bruno A, Zeilhofer H-F, Cattin P and Juergens P (2015) Clinical applicability of robot-guided contact-free laser osteotomy in cranio-maxillo-facial surgery: in-vitro simulation and in-vivo surgery in minipig mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 53 (10):976-981. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.07.019>

Barnhart BJ, Reddy SG and Arnold GK (2021) Remind me again: physician response to web surveys: the effect of email reminders across 11 opinion survey efforts at the American Board of Internal Medicine from 2017 to 2019. *Eval Health Prof* 44 (3):245-259.

<https://doi.org/DOI:10.1177/01632787211019445>

Benech A, Arcuri F, Baragiotta N, Nicolotti M and Brucoli M (2011) Retroauricular transmeatal approach to manage mandibular condylar head fractures. *J Craniofac Surg* 22 (2):641-7.

<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e318207f495>

Berger J (1973) *Ways of seeing*. Penguin Viking Press 1973,

Bernal-Mañas C, González-Sequeros O, Moreno-Cascales M, Sarria-Cabrera R and Latorre-Reviriego R (2016) New anatomico-radiological findings of the lateral pterygoid muscle. *Surg Radiol Anat* 38 (9):1033-1043.

<https://doi.org/10.1007/s00276-016-1665-2>

Berner T, Essig H, Schumann P, Blumer M, Lanzer M, Rücker M and Gander T (2015) Closed versus open treatment of mandibular condylar process fractures: A meta-analysis of retrospective and prospective studies. *J Craniomaxillofac Surg* 43 (8):1404-8. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.07.027>

Bielecki-Kowalski B and Kozakiewicz M (2021) Clinico-anatomical classification of the processus condylaris mandibulae for traumatological purposes. *An Anat* 234:151616. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2020.151616>

Bockenheimer P (1920) Eine neue Methode zur Freilegung der Kiefergelenke ohne sichtbare Narben und ohne Verletzung des Nervus facialis. *Zentralbl Chir* 47:1560-1579

Boffano P, Benech R, Gallesio C, Arcuri F and Benech A (2014) Current opinions on surgical treatment of fractures of the condylar head. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 7 (2):92-100. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1371772>

Boffano P, Corre P and Righi S (2017) The role of intra-articular surgery in the management of mandibular condylar head fractures. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 25 (1):25-34. <https://doi.org/10.1016/j.cxom.2016.10.001>

Bumann A, Hoffmeister B and Schwarzer C (1993) Disc position in condylar fractures and importance for functional therapy. *Eur J Orthodont* 15:439

Bumann A, Lotzmann U and Rateitschak KH (2000) Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien. Thieme Stuttgart; p. 11-53.

Burnei C, Popescu G, Barbu D and Capraru F (2011) Intramedullary osteosynthesis versus plate osteosynthesis in subtrochanteric fractures. *J Med Life* 4 (4):324

Cai BL, Ren R, Yu HB, Liu PC, Shen SGF and Shi J (2018) Do open reduction and internal fixation with articular disc anatomical reduction and rigid anchorage manifest a promising prospect in the treatment of intracapsular fractures? *J Oral Maxillofac Surg* 76 (5):1026-1035. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.12.015>

Chaithanyaa N, Rai K and Lahoti K (2011) Setbacks of bio-resorbable plates and screws in the management of condylar fractures: our experience. *J Maxillofac Oral Surg* 10 (3):220-224. <https://doi.org/10.1007/s12663-011-0237-6>

Chen CT, Feng CH, Tsay PK, Lai JP and Chen YR (2011) Functional outcomes following surgical treatment of bilateral mandibular condylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 40 (1):38-44. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.09.002>

Chen M, Yang C, He D, Zhang S and Jiang B (2010) Soft tissue reduction during open treatment of intracapsular condylar fracture of the temporomandibular joint: our institution's experience. *J Oral Maxillofac Surg* 68 (9):2189-95. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.09.063>

Chepurnyi Y, Chernogorskyi D, Kopchak A and Petrenko O (2020) Clinical efficacy of peek patient-specific implants in orbital reconstruction. *J Oral Biol Craniofac Res* 10 (2):49-53. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.01.006>

Chrcanovic B (2012) Open versus closed reduction: diacapitular fractures of the mandibular condyle. *Oral Maxillofac Surg* 16 (3):257-65. <https://doi.org/10.1007/s10006-012-0337-6>



Chrcanovic B (2015) Surgical versus non-surgical treatment of mandibular condylar fractures: a meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 44 (2):158-179. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.09.024>

Chuo W, Yan G, Zhang R, Zhou Q and Yang M (2021) Accurate treatment of condylar fracture assisted by three-dimensional prototype and bioresorbable plates. *J Oral Maxillofac Surg* 79 (10):2124.e1-2124.e9. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2021.05.035>

Coclici A, Roman RA, Crasnean E, Faur C, Bran S, Baciut M, Dinu C and Hedesiu M (2020) An overview of the post-traumatic mandibular bifid condyle. *Maedica* 15 (2):258. <https://doi.org/10.26574/maedica.2020.15.2.258>

Cornelius C, Mast G and Ehrenfeld M (2020) Computer-assisted surgical planning and execution-models, cutting and drill guides, positioning aides, and patient specific implants. In: Ehrenfeld M, Futran ND, Manson PN, Prein J (eds) *Advanced Craniomaxillofacial Surgery-Tumor, Corrective Bone Surgery and Trauma* Georg Thieme Verlag Stuttgart New York:Chapter 5.3.12, pp. 635-675

Cornelius C-P, Audigé L, Kunz C, Buitrago-Téllez C, Neff A, Rasse M and Prein J (2013) Die neue AO-CMF-Traumaklassifikation für Erwachsene–Überblick, Präzisions-Level und anatomische Module für Unterkiefer, Kiefergelenkfortsätze, Mittelgesicht und Orbita. *OP-JOURNAL* 29 (02):109-128

Cornelius C-P, Audigé L and Prein J (2017) Die neue AO-CMF-Trauma-Klassifikation im Überblick. *Der MKG-Chirurg* 10 (2):74-81

Cornelius CP, Audige L, Kunz C, Rudderman R, Buitrago-Tellez CH, Frodel J and Prein J (2014) The comprehensive AOCMF classification system: mandible fractures - level 2 tutorial. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 7 (Suppl 1):S015-30. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1389557>

Davis B, Powell J and Morrison A (2005) Free-grafting of mandibular condyle fractures: clinical outcomes in 10 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34 (8):871-876. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2005.04.002>

- Deng TG, Liu CK, Liu P, Zhang LL, Wu LG, Zhou HZ, Ding YX and Hu KJ (2016) Influence of the lateral pterygoid muscle on traumatic temporomandibular joint bony ankylosis. *BMC Oral Health* 16 (1):1-10. <https://doi.org/10.1186/s12903-016-0220-1>
- Diarra D, Ni X-Q and Li Z (2023) Combined Plate and Long Screw Fixation of Transverse Condylar Head Fractures. *J Craniofac Surg* 34 (6):e607-e608. <https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000009548>
- Dwivedi AND, Tripathi R, Gupta PK, Tripathi S and Garg S (2012) Magnetic resonance imaging evaluation of temporomandibular joint and associated soft tissue changes following acute condylar injury. *J Oral Maxillofac Surg* 70 (12):2829-2834. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2012.08.026>
- Dworkin SF and LeResche L (1992) Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord* 6 (4):301-55
- Eckelt U, Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota R, Rasse M, Schubert J and Terheyden H (2006) Open versus closed treatment of fractures of the mandibular condylar process - a prospective randomized multi-centre study. *J Craniomaxillofac Surg* 34 (5):306-314. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2006.03.003>
- Edwards P, Cooper R, Roberts I and Frost C (2005) Meta-analysis of randomised trials of monetary incentives and response to mailed questionnaires. *J Epidemiol Community Health* 59 (11):987-999. <https://doi.org/10.1136/jech.2005.034397>
- El Haddioui A, Laison F, Zouaoui A, Bravetti P and Gaudy JF (2005) Functional anatomy of the human lateral pterygoid muscle. *Surg Radiol Anat* 27 (4):271-86. <https://doi.org/10.1007/s00276-005-0324-9>
- Ellis E and Throckmorton GS (2005) Treatment of mandibular condylar process fractures: biological considerations. *J Oral Maxillofac Surg* 63 (1):115-34. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.02.019>

Ellis E and Zide MF (2006) Surgical approaches to the facial skeleton. Lippincott Williams & Wilkins,

Emshoff R, Rudisch A, Ennemoser T and Gerhard S (2007) Magnetic resonance imaging findings of temporomandibular joint soft tissue changes in type V and VI condylar injuries. J Oral Maxillofac Surg 65 (8):1550-4.  
<https://doi.org/10.1016/j.joms.2006.10.068>

Fernandes PR, de Vasconcellos HA, Okeson JP, Bastos RL and Maia ML (2003) The anatomical relationship between the position of the auriculotemporal nerve and mandibular condyle. Cranio 21 (3):165-71.  
<https://doi.org/10.1080/08869634.2003.11746246>

Ferretti C, Bryant R, Becker P and Lawrence C (2005) Temporomandibular joint morphology following post-traumatic ankylosis in 26 patients. Int J Oral Maxillofac Surg 34 (4):376-81. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2004.09.003>

Gander T, Bredell M, Eliades T, Rucker M and Essig H (2015) Splintless orthognathic surgery: a novel technique using patient-specific implants (PSI). J Craniomaxillofac Surg 43 (3):319-322.  
<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.12.003>

Gates S, Williams MA, Withers E, Williamson E, Mt-Isa S and Lamb SE (2009) Does a monetary incentive improve the response to a postal questionnaire in a randomised controlled trial? The MINT incentive study. Trials 10 (1):1-7.  
<https://doi.org/10.1186/1745-6215-10-44>

Gellrich NC, Essig H and Schramm A (2017) Computerassistierte Planung und Chirurgie in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Der MKG-Chirurg 10 (3):169-171. <https://doi.org/10.1007/s12285-017-0116-3>

Gerhard S, Ennemoser T, Rudisch A and Emshoff R (2007) Condylar injury: magnetic resonance imaging findings of temporomandibular joint soft-tissue changes. Int J Oral Maxillofac Surg 36 (3):214-218.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2006.09.013>

Goots A, Isa MI, Fenton TW and Wei F (2022) Blunt force trauma in the human mandible: An experimental investigation. *Forensic Science International: Reports* 5:100252. <https://doi.org/10.1016/j.fsir.2021.100252>

Griffin C and Harris R (1975) Innervation of the temporomandibular joint. *Aust Dent J* 20 (2):78-85. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1975.tb04333.x>

Groves RM, Presser S and Dipko S (2004) The role of topic interest in survey participation decisions. *Public Opin Q* 68 (1):2-31. <https://doi.org/DOI:10.1093/poq/nfh002>

Guo SS, Zhou WN, Wan LZ, Yuan H, Yuan Y, Du YF and Jiang HB (2016) Computer-aided design-based preoperative planning of screw osteosynthesis for type B condylar head fractures: A preliminary study. *J Craniomaxillofac Surg* 44 (2):167-76. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.11.013>

Gupta MV and Sahoo N (2009) Extracorporeal fixation of displaced mandibular condylar fracture: viable option. *Med J Armed Forces India* 65 (3):229-231. [https://doi.org/10.1016/s0377-1237\(09\)80009-9](https://doi.org/10.1016/s0377-1237(09)80009-9)

Han C, Dilxat D, Zhang X, Li H, Chen J and Liu L (2018) Does intraoperative navigation improve the anatomical reduction of intracapsular condylar fractures? *J Oral Maxillofac Surg* 76 (12):2583-2591. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.07.030>

Han X, Shao X, Lin X, Gui W, Zhang M and Liang L (2020) Open surgery versus closed treatment of unilateral mandibular condyle fractures. *J Craniofac Surg* 31 (2):484-487. <https://doi.org/10.1097/scs.0000000000006080>

Hardigan PC, Popovici I and Carvajal MJ (2016) Response rate, response time, and economic costs of survey research: a randomized trial of practicing pharmacists. *Res Social Adm Pharm* 12 (1):141-148. <https://doi.org/10.1016/j.sapharm.2015.07.003>

Hausamen J-E, Machtens E, Reuther JF, Eufinger H, Kübler A and Schliephake H (2012) *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie*. Springer-Verlag,

He D, Yang C, Chen M, Jiang B and Wang B (2009) Intracapsular condylar fracture of the mandible: our classification and open treatment experience. *J Oral Maxillofac Surg* 67 (8):1672-9. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.02.012>

He D, Yang C, Chen M, Bin J, Zhang X and Qiu Y (2010) Modified preauricular approach and rigid internal fixation for intracapsular condyle fracture of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 68 (7):1578-84. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.07.076>

He D, Yang C, Zhang S and Wilson JJ (2015) Modified temporomandibular joint disc repositioning with miniscrew anchor: part I—surgical technique. *J Oral Maxillofac Surg* 73 (1):47. e1-47. e9. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.06.452>

Helkimo M (1974) Studies on function and dysfunction of the masticatory system. II. Index for anamnestic and clinical dysfunction and occlusal state. *Sven Tandlak Tidskr* 67 (2):101-21

Herbert TJ and Fisher WE (1984) Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. *J Bone Joint Surg Br* 66 (1):114-123. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.66B1.6693468>

Hirjak D, Machon V, Beno M, Galis B and Kupcova I (2017) Surgical treatment of condylar head fractures, the way to minimize the postraumatic TMJ ankylosis. *Bratisl Lek Listy* 118 (1):17-22. [https://doi.org/10.4149/blil\\_2017\\_004](https://doi.org/10.4149/blil_2017_004)

Hirjak D, Galis B, Beno M, Machon V, Mercuri LG and Neff A (2018) Intraoperative arthroscopy of the TMJ during surgical management of condylar head fractures: A preliminary report. *J Craniomaxillofac Surg* 46 (12):1989-1995. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.05.032>

Hlawitschka M, Loukota R and Eckelt U (2005) Functional and radiological results of open and closed treatment of intracapsular (diacapitular) condylar fractures of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34 (6):597-604. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2005.02.004>

Ho SY, Liao HT, Chen CH, Chen YC, Chen YR and Chen CT (2015) The radiographic and functional outcome of bilateral mandibular condylar head fractures: a comparison between open and closed treatment. *Ann Plast Surg* 74 Suppl 2:S93-8. <https://doi.org/10.1097/sap.0000000000000457>

Honigmann P, Hofer M, Hirsch S, Morawska M, Müller-Gerbl M, Thieringer FM and Coppo E (2022) Cold ablation robot-guided laser osteotomy in hand, wrist and forearm surgery—a feasibility study. *Int J Med Robot*:e2438. <https://doi.org/10.1002/rcs.2438>

Huang MF, Alfi D, Alfi J and Huang AT (2019) The use of patient-specific implants in oral and maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 31 (4):593-600. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2019.07.010>

Ishibashi H, Takenoshita Y, Ishibashi K and Oka M (1995) Age-related changes in the human mandibular condyle: a morphologic, radiologic, and histologic study. *J Oral Maxillofac Surg* 53 (9):1016-1023. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(95\)90117-5](https://doi.org/10.1016/0278-2391(95)90117-5)

Iwai T, Yajima Y, Matsui Y and Tohnai I (2013) Computer-assisted preoperative simulation for screw fixation of fractures of the condylar head. *Br J Oral Maxillofac Surg* 51 (2):176-177. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.03.021>

Jing J, Han Y, Song Y and Wan Y (2011) Surgical treatment on displaced and dislocated sagittal fractures of the mandibular condyle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111 (6):693-9. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.08.003>

Johner J-P, Essig H, Neff A, Wagner ME, Blumer M and Gander T (2021) Volumetric evaluated bone resorption after open reduction and internal fixation of condylar head fractures of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 79 (9):1902-1913. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2021.04.018>

Jones SD, Sugar AW and Mommaerts MY (2011) Retrieval of the displaced condylar fragment with a screw: simple method of reduction and stabilisation of high and intracapsular condylar fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 49 (1):58-61. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.02.006>

Kannadasan K, Shenoy KV, Kengagsubbiah S, Sathyabhama V and Priya V (2014) Extra corporeal fixation of fractured mandibular condyle. J Clin Diagn Res 8 (9):ZD41. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/10484.4914>

Katsavrias EG and Dibbets JM (2002) The postglenoid tubercle: prevalence and growth. Ann Anat 184 (2):185-8. [https://doi.org/10.1016/s0940-9602\(02\)80017-6](https://doi.org/10.1016/s0940-9602(02)80017-6)

Kermer C, Undt G and Rasse M (1998) Surgical reduction and fixation of intracapsular condylar fractures. A follow up study. Int J Oral Maxillofac Surg 27 (3):191-4. [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(98\)80008-8](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(98)80008-8)

Khanal L, Yadav P, Shah S and Koirala S (2017) Otomandibular ligaments: anatomical exploration and clinical application in humans. Academia Anatomica International 3 (1). <https://doi.org/10.21276/aanat.2017.3.1.5>

Kim BC, Lee YC, Cha HS and Lee S-H (2016) Characteristics of temporomandibular joint structures after mandibular condyle fractures revealed by magnetic resonance imaging. Maxillofac Plast Reconstr Surg 38 (1):1-7. <https://doi.org/10.1186/s40902-016-0066-0>

Kim I-K, Jang J-M, Cho H-Y, Seo J-H and Lee D-H (2017) Intracorporeal reduction of condylar fracture using both pedicled condylar and seperated ramal fragments after vertical ramal osteotomy. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg 43 (5):343-350. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2017.43.5.343>

Klatt J, Heiland M, Blessmann M, Blake F, Schmelzle R and Pohlenz P (2011) Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the neck and head of the mandibular condyle. J Craniomaxillofac Surg 39 (4):244-8. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2010.06.009>

Kleinheinz J, Meyer C and International Bone Research A (2009) Fractures of the mandibular condyle : basic considerations and treatment. Quintessence Publishing, London Berlin Chicago

KLS Martin (2021) SonicWeld RX Die beste Wahl. [https://www.klsmartin.com/fileadmin/user\\_upload/Homepage/Mediathek/90-421-01\\_SonicWeld\\_Rx.pdf](https://www.klsmartin.com/fileadmin/user_upload/Homepage/Mediathek/90-421-01_SonicWeld_Rx.pdf). aufgerufen am 4. August 2022

Köhler JA (1951) Diagnostik und Therapie der Kieferfrakturen. Hüthig, Heidelberg

Kolk A and Neff A (2015) Long-term results of ORIF of condylar head fractures of the mandible: A prospective 5-year follow-up study of small-fragment positional-screw osteosynthesis (SFPSO). J Craniomaxillofac Surg 43 (4):452-461. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.02.004>

Kolk A, Scheunemann L-M, Grill F, Stimmer H, Wolff K-D and Neff A (2020) Prognostic factors for long-term results after condylar head fractures: A comparative study of non-surgical treatment versus open reduction and osteosynthesis. J Craniomaxillofac Surg 48 (12):1138-1145. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2020.10.001>

Kommers SC, van den Bergh B and Forouzanfar T (2013) Quality of life after open versus closed treatment for mandibular condyle fractures: a review of literature. J Craniomaxillofac Surg 41 (8):e221-e225. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.01.022>

Kommers SC, Boffano P and Forouzanfar T (2015) Consensus or controversy? The classification and treatment decision-making by 491 maxillofacial surgeons from around the world in three cases of a unilateral mandibular condyle fracture. J Craniomaxillofac Surg 43 (10):1952-60. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.08.031>

Kozakiewicz M and Świniarski J (2017) Treatment of high fracture of the neck of the mandibular condylar process by rigid fixation performed by lag screws: Finite element analysis. Dent Med Probl 54 (3):223-228. <https://doi.org/10.17219/dmp/75907>

Kozakiewicz M (2018) Small-diameter compression screws completely embedded in bone for rigid internal fixation of the condylar head of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 56 (1):74-76. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2017.04.013>

Kozakiewicz M (2019a) Comparison of compression screws used for mandible head fracture treatment - Experimental study. Clin Oral Investig 23 (11):4059-4066. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02842-y>



Kozakiewicz M (2019b) Classification proposal for fractures of the processus condylaris mandibulae. Clin Oral Investig 23 (1):485-491.

<https://doi.org/10.1007/s00784-018-2459-1>

Kozakiewicz M (2020) Are magnesium screws proper for mandibular condyle head osteosynthesis? Materials (Basel) 13 (11):2641.

<https://doi.org/10.3390/ma13112641>

Kozakiewicz M (2021) Change in pull-out force during resorption of magnesium compression screws for osteosynthesis of mandibular condylar fractures.

Materials (Basel) 14 (2):237. <https://doi.org/10.3390/ma14020237>

Kozakiewicz M, Gabryelczak I and Bielecki-Kowalski B (2022) Clinical evaluation of magnesium alloy osteosynthesis in the mandibular head. Materials (Basel) 15 (3):711. <https://doi.org/10.3390/ma15030711>

Kozakiewicz M and Walczyk A (2023) Current Frequency of Mandibular Condylar Process Fractures. J Clin Med 12 (4):1394

Kreutziger KL (1987) Extended modified postauricular incision of the temporomandibular joint. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 63 (1):2-8.

[https://doi.org/10.1016/0030-4220\(87\)90330-6](https://doi.org/10.1016/0030-4220(87)90330-6)

Kumaran A and Soh HL (2020) Management of nonunion and malunion after primary mandibular condylar fracture treatment: a review and recommendations. J Oral Maxillofac Surg 78 (12):2267-2272.

<https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.05.043>

Lai BR and Liao HT (2020) Functional outcomes of surgical management of mandibular condylar head fractures. Ann Plast Surg 84 (1S):S69-S73.

<https://doi.org/10.1097/sap.0000000000002172>

Lämmle M, Bittermann G, Voss P, Metzger M and Schmelzeisen R (2017) Minimal-invasive individualisierte Therapie durch virtuelle Operationsplanung und bildgebende Verfahren. Der MKG-Chirurg 10 (1):34-41.

<https://doi.org/10.1007/s12285-016-0085-y>

Landes CA, Day K, Lipphardt R and Sader R (2008a) Closed versus open operative treatment of nondisplaced diacapitular (Class VI) fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 66 (8):1586-94. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.06.668>

Landes CA, Day K, Lipphardt R and Sader R (2008b) Prospective closed treatment of nondisplaced and nondislocated condylar neck and head fractures versus open reposition internal fixation of displaced and dislocated fractures. *Oral Maxillofac Surg* 12 (2):79-88. <https://doi.org/10.1007/s10006-008-0108-6>

Lang J (1995) *Clinical anatomy of the masticatory apparatus and peripharyngeal spaces*. Georg Thieme Verlag/Thieme Medical Publishers, Stuttgart New York

Langendoen J, Müller J and Jull G (1997) Retrodiscal tissue of the temporomandibular joint: clinical anatomy and its role in diagnosis and treatment of arthropathies. *Man Ther* 2 (4):191-198. <https://doi.org/10.1054/math.1997.0299>

Leonhardt H, Franke A, McLeod N, Lauer G and Nowak A (2017) Fixation of fractures of the condylar head of the mandible with a new magnesium-alloy biodegradable cannulated headless bone screw. *Br J Oral Maxillofac Surg* 55 (6):623-625. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2017.04.007>

Leonhardt H, Ziegler A, Lauer G and Franke A (2021) Osteosynthesis of the mandibular condyle with magnesium-based biodegradable headless compression screws show good clinical results during a 1-year follow-up period. *J Oral Maxillofac Surg* 79 (3):637-643. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.02.025>

Li H, Zhang G, Cui J, Liu W, Dilxat D and Liu L (2016) A modified preauricular approach for treating intracapsular condylar fractures to prevent facial nerve injury: The supratemporalis approach. *J Oral Maxillofac Surg* 74 (5):1013-22. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2015.12.013>

Li J, Yang H and Han L (2019) Open versus closed treatment for unilateral mandibular extra-capsular condylar fractures: A meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 47 (7):1110-1119. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.03.021>

Lindahl L (1977) Condylar fractures of the mandible: I. Classification and relation to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teeth-supporting structures, and fractures of the mandibular body. *Int J Oral Surg* 6 (1):12-21. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(77\)80067-7](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(77)80067-7)

Liokatis P, Malenova Y, Fegg FN, Haidari S, Probst M, Boskov M, Cornelius CP, Troeltzsch M and Probst FA (2022) Digital planning and individual implants for secondary reconstruction of midfacial deformities: A pilot study. *Laryngoscope Investig Otolaryngol*. <https://doi.org/10.1002/lio2.753>

Liu CK, Jing CX, Li W, Wang J, Zhou H, Hu M and Hu KJ (2015) Observational study of surgical treatment of sagittal fractures of mandibular condyle. *J Craniofac Surg* 26 (4):e359-64. <https://doi.org/10.1097/scs.0000000000001791>

Loukota R, Eckelt U, De Bont L and Rasse M (2005) Subclassification of fractures of the condylar process of the mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43 (1):72-73. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2004.08.018>

Loukota R (2007) Fixation of dicapitular fractures of the mandibular condyle with a headless bone screw. *Br J Oral Maxillofac Surg* 45 (5):399-401. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2005.12.002>

Loukota R, Neff A and Rasse M (2010) Nomenclature/classification of fractures of the mandibular condylar head. *Br J Oral Maxillofac Surg* 48 (6):477-478. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2009.08.036>

Luo S, Li B, Long X, Deng M, Cai H and Cheng Y (2011) Surgical treatment of sagittal fracture of mandibular condyle using long-screw osteosynthesis. *J Oral Maxillofac Surg* 69 (7):1988-94. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.10.020>

MacLennan W (1969) Fractures of the mandibular condylar process. *Br J Oral Surg* 7 (1):31-39. [https://doi.org/10.1016/s0007-117x\(69\)80058-2](https://doi.org/10.1016/s0007-117x(69)80058-2)

Madadian MA, Simon S and Messiha A (2020) Changing trends in the management of condylar fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 58 (9):1145-1150. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2020.07.035>

Mascha F, Winter K, Pietzka S, Heufelder M, Schramm A and Wilde F (2017) Accuracy of computer-assisted mandibular reconstructions using patient-specific implants in combination with CAD/CAM fabricated transfer keys. J Craniomaxillofac Surg 45 (11):1884-1897.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.08.028>

Matschke J, Franke A, Franke O, Bräuer C and Leonhardt H (2023) Methodology: workflow for virtual reposition of mandibular condyle fractures. Maxillofac Plast Reconstr Surg 45 (1):5. <https://doi.org/10.1186/s40902-023-00373-x>

McLeod NM and Saeed NR (2016) Treatment of fractures of the mandibular condylar head with ultrasound-activated resorbable pins: early clinical experience. Br J Oral Maxillofac Surg 54 (8):872-877.

<https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.05.027>

McLeod NM and Keenan M (2021) Towards a consensus for classification of mandibular condyle fractures. J Craniomaxillofac Surg 49 (4):251-255.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2021.01.017>.

McLuhan M (1966) Understanding media; the extensions of man. Signet Books, 1966, New York

McLuhan M and Fiore Q (1967) The medium is the message. Penguin Books 1967,

Medartis (2008) CFS (Craniofacial Surgery) „1.8 Modus“ – System für Gelenkwalzenfrakturen [http://medartis.oaktree.ch/uploads/CFS\\_OP-Technik\\_08\\_08\\_2008\\_d\\_01.pdf](http://medartis.oaktree.ch/uploads/CFS_OP-Technik_08_08_2008_d_01.pdf). aufgerufen am 4. August 2022

Mehra P and Wolford LM (2001) Use of the mitek anchor in temporomandibular joint disc-repositioning surgery. Proc (Bayl Univ Med Cent) 14 (1):22-26.

<https://doi.org/10.1080/08998280.2001.11927726>

Meng F, Hu K, Kong L, Zhao Y, Liu Y and Zhou S (2010a) Veterinary and radiological evaluations of open and closed treatment of type B diacapitular (intracapsular) fractures of the mandibular condyle in sheep. Br J Oral Maxillofac Surg 48 (6):448-52. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2009.08.002>

Meng F, Liu Y, Hu K and Kong L (2010b) Use of a temporary screw for alignment and fixation of sagittal mandibular condylar fractures with lateral screws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39 (6):548-553.

<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.01.018>

Mérida-Velasco J, de la Cuadra-Blanco C, Pozo Kreilinger J and Mérida-Velasco J (2012) Histological study of the extratympanic portion of the discomalleolar ligament in adult humans: a functional hypothesis. *J Anat* 220 (1):86-91. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2011.01447.x>

Mittermiller PA, Bidwell SS, Thieringer FM, Cornelius CP, Trickey AW, Kontio R, Girod S and the AOTCSG (2019) The comprehensive AO CMF classification system for mandibular fractures: A multicenter validation study. *Craniofac Trauma Reconstr* 12 (4):254-265. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1677459>

Mongini F (1975) Dental abrasion as a factor in remodeling of the mandibular condyle. *Acta Anat (Basel)* 92 (2):292-300. <https://doi.org/10.1159/000144448>

Mongini F (1977) Anatomic and clinical evaluation of the relationship between the temporomandibular joint and occlusion. *J Prosthet Dent* 38 (5):539-51. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(77\)90030-0](https://doi.org/10.1016/0022-3913(77)90030-0)

Müller-Richter UD, Reuther T, Böhm H, Kochel M and Kübler AC (2011) Treatment of intracapsular condylar fractures with resorbable pins. *J Oral Maxillofac Surg* 69 (12):3019-25. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.02.013>

Neff A, Kolk A, Deppe H and Horch H-H (1999) Neue Aspekte zur Indikation der operativen Versorgung intraartikulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 3 (1):24-29. <https://doi.org/10.1007/s100060050088>

Neff A, Kolk A and Horch H-H (2000) Position und Beweglichkeit des Discus articularis nach operativer Versorgung diakapitulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4 (2):111-117. <https://doi.org/10.1007/s100060050181>

- Neff A, Kolk A, Neff F and Horch HH (2002) Operative vs. konservative Therapie diakapitulärer und hoher Kollumluxationsfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 6 (2):66-73. <https://doi.org/10.1007/s10006-001-0345-4>
- Neff A (2003) Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Kiefergelenkwalze: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. Cuvillier Verlag,
- Neff A, Mühlberger G, Karoglan M, Kolk A, Mittelmeier W, Scheruhn D and Horch H-H (2004) Stabilität der Osteosynthese bei Gelenkwalzenfrakturen in Klinik und biomechanischer Simulation. Mund Kiefer Gesichtschir 8 (2):63-74. <https://doi.org/10.1007/s10006-004-0529-9>
- Neff A, Kolk A, Meschke F, Deppe H and Horch H-H (2005) Kleinfragmentschrauben vs. Plattenosteosynthese bei Gelenkwalzenfrakturen. Vergleich funktioneller Ergebnisse mit MRT und Achsiographie. Mund Kiefer Gesichtschir 9 (2):80-88. <https://doi.org/10.1007/s10006-005-0600-1>
- Neff A (2010) Retroauricular approach In: Eckelt U, Loukota R (Eds.): Fractures of the mandibular condyle – approaches and osteosynthesis. Eberl Medien GmbH&Co. KG, Immenstadt im Allgäu
- Neff A, Chossegros C, Blanc J-L, Champsaur P, Cheynet F, Devauchelle B, Eckelt U, Ferri J, Gabrielli MFR and Guyot L (2014a) Position paper from the IBRA symposium on surgery of the head - the 2nd international symposium for condylar fracture osteosynthesis, Marseille, France 2012. J Craniomaxillofac Surg 42 (7):1234-1249. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.03.005>
- Neff A, Cornelius CP, Rasse M, Torre DD and Audige L (2014b) The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures - level 3 tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 7 (Suppl 1):S044-58. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1389559>
- Neff A, Cornelius C-P, Rasse M and Audigé L (2017) Kiefergelenkfortsatzfrakturen nach der AO - CMF-Trauma-Klassifikation. Der MKG-Chirurg 10 (2):113-126. <https://doi.org/10.1007/s12285-017-0097-2>

Neff A (2019) Open reduction and internal fixation in temporomandibular joint traumatology: current concepts and future perspectives. *Stomatological Dis Sci* 3 (2). <https://doi.org/10.20517/2573-0002.2018.27>

Neuhaus M-T, Gellrich N-C, Sander AK, Lethaus B, Halama D and Zimmerer RM (2022) No significant bone resorption after open treatment of mandibular condylar head fractures in the medium-term. *J Clin Med* 11 (10):2868. <https://doi.org/10.3390/jcm11102868>

Nicol P, Uhl JF, Bertolus C and Vacher C (2019) The transverse facial artery and the mandibular condylar process: An anatomic and radiologic study. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 120 (4):341-346. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2019.04.002>

Oki K, Hyakusoku H, Aoki R, Murakami M and Oki K (2006) Fixation of intracapsular fractures of the condylar head with bioabsorbable screws. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 40 (4):244-248. <https://doi.org/10.1080/02844310510042358>

Omezli M, Torul D, Polat M and Dayi E (2015) Biomechanical comparison of osteosynthesis with poly-L-lactic acid and titanium screw in intracapsular condylar fracture fixation: An experimental study. *Niger J Clin Pract* 18 (5):589-593. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.158946>

Park JM, Jang YW, Kim SG, Park YW, Rotaru H, Baciut G and Hurubeanu L (2010) Comparative study of the prognosis of an extracorporeal reduction and a closed treatment in mandibular condyle head and/or neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 68 (12):2986-2993. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.02.034>

Pattison S (2007) *Seeing things*. London: SCM

Pau M, Feichtinger M, Reinbacher KE, Ivancic P and Kärcher H (2012) Trans-tragal incision for improved exposure of diacapitular and condylar neck fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41 (1):61-5. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.10.006>

Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Cherpurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2019a) The use of CAD/CAM technology in surgical treatment of condylar head fracture [Ukrainian: ЗАСТОСУВАННЯ CAD/CAM ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ПЕРЕЛОМІВ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ]. Ukrainian Scientific Medical Youth Journal 4 (112):23-31. <https://doi.org/10.32345/usmyj>

Pavlychuk T, Shydlovsky M and Kopchak A (2019b) A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. J Oral Biol Craniofac Res 9 (2):123-127. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.02.001>

Pavlychuk T, Cherpurnyi Y and Kopchak A (2020a) Evaluation of bone fragments reposition accuracy in patient with condylar head fractures using navigation guides and patient-specific fixators [Ukrainian: ОЦІНКА ТОЧНОСТІ РЕПОЗИЦІЇ КІСТКОВИХ ФРАГМЕНТІВ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ НАВІГАЦІЙНИХ ХІРУРГІЧНИХ ШАБЛОНІВ ТА ПАЦІЄНТО-СПЕЦИФІЧНИХ ФІКСАТОРІВ]. Bulletin of Problems Biology and Medicine 3 (1):341-347. <https://doi.org/10.29254/2077-4214-2020-3-157-341-347>

Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Cherpurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020b) Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med 16 (1):1-14. <https://doi.org/10.1186/s13005-020-00236-0>

Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Cherpurnyi Y, Neff A and Kopchak A (2020c) Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res 10 (4):608-614. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.08.018>

Peeck J (1974) Retention of pictorial and verbal content of a text with illustrations. J Educ Psychol 66 (6):880

Pilling E, Schneider M, Mai R, Loukota RA and Eckelt U (2006) Minimally invasive fracture treatment with cannulated lag screws in intracapsular fractures of the condyle. J Oral Maxillofac Surg 64 (5):868-72. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.11.049>



Pilling E, Meissner H, Jung R, Koch R, Loukota R, Mai R, Reitemeier B, Richter G, Stadlinger B, Stelnicki E and Eckelt U (2007) An experimental study of the biomechanical stability of ultrasound-activated pinned (SonicWeld Rx+Resorb-X) and screwed fixed (Resorb-X) resorbable materials for osteosynthesis in the treatment of simulated craniosynostosis in sheep. Br J Oral Maxillofac Surg 45 (6):451-6. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2006.12.008>

Politi M, Toro C, Cian R, Costa F and Robiony M (2004) The deep subfascial approach to the temporomandibular joint. J Oral Maxillofac Surg 62 (9):1097-1102. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2003.10.013>

Poxleitner P, Voss PJ, Steybe D, Schlager S, Schwarz S, Fuessinger MA, Schmelzeisen R and Metzger M (2019) Catching condyle - Endoscopic-assisted transoral open reduction and rigid fixation of condylar process fractures using an auto reposition and fixation osteosynthesis plate. J Craniomaxillofac Surg 47 (5):778-785. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.01.047>

Qiu Y-t, Yang C, Chen M-j and Qiu W-l (2016) Can a novel surgical approach to the temporomandibular joint improve access and reduce complications? J Oral Maxillofac Surg 74 (7):1336-1342. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.01.039>

Rahme D and Harris I (2007) Intramedullary nailing versus fixed angle blade plating for subtrochanteric femoral fractures: a prospective randomised controlled trial. J Orthop Surg (Hong Kong) 15 (3):278-281

Ramakrishnan K, Scott C, Vivek N and Saravanan C (2021) Association between shape of the mandibular condylar head and the occurrence of unilateral condylar fracture - A retrospective computed tomographic study. J Craniomaxillofac Surg 49 (6):488-493. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2021.04.004>.

Rasse M (1993) Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Die operative Versorgung - Tierexperiment und Klinik. Habilitationsschrift Med Fakultät Universität Wien

Rasse M, Fialka V and Paternostro T (1993a) Modifikationen des Zugangs zum Kiefergelenk und Ramus mandibulae. Acta Chir Austriaca 25 (1):49-54

Rasse M, Koch A, Traxler H and Mallek R (1993b) Der Frakturverlauf von diakapitulären Frakturen der Mandibula - eine klinische Studie mit anatomischer Korrelation. *Z Stomatol* 90:119-125

Rasse M (2000) Neuere Entwicklungen der Therapie der Gelenkfortsatzbrüche der Mandibula. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4 (2):69-87.

<https://doi.org/10.1007/s100060050175>

Rastogi S, Sharma S, Kumar S, Reddy MP and Niranjaprasad Indra B (2015) Fracture of mandibular condyle—to open or not to open: an attempt to settle the controversy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 119 (6):608-13.

<https://doi.org/10.1016/j.oooo.2015.01.012>

Reich R (2000) Conservative and surgical treatment possibilities in temporomandibular joint diseases. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4:S392-400.

<https://doi.org/10.1007/PL00014563>

Ren R, Dai J, Si J, Cai B and Shi J (2018) Changes of disc status in adult patients with condylar head fracture who did or did not undergo disc anchoring operation. *J Craniomaxillofac Surg* 46 (12):2248-2255.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.10.001>

Ren R, Dai J, Zhi Y, Xie F and Shi J (2020) Comparison of temporomandibular joint function and morphology after surgical and non-surgical treatment in adult condylar head fractures. *J Craniomaxillofac Surg* 48 (3):323-330.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2020.01.019>

Rowe NL and Killey HC (1968) *Fractures of the facial skeleton* 2nd ed. E.&S. Livingstone LTD, Edinburgh London

Santander P, Quast A, Olbrisch C, Rose M, Moser N, Schliephake H and Meyer-Marcotty P (2020) Comprehensive 3D analysis of condylar morphology in adults with different skeletal patterns—a cross-sectional study. *Head Face Med* 16 (1):1-10. <https://doi.org/10.1186/s13005-020-00245-z>

Schmidt BL, Pogrel MA, Necoechea M and Kearns G (1998) The distribution of the auriculotemporal nerve around the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 86 (2):165-168.

[https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(98\)90119-6](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(98)90119-6)

Schmolke C (1994) The relationship between the temporomandibular joint capsule, articular disc and jaw muscles. *J Anat* 184 (Pt 2):335-345

Schneider A, Zahnert D, Klengel S, Loukota R and Eckelt U (2007) A comparison of MRI, radiographic and clinical findings of the position of the TMJ articular disc following open treatment of condylar neck fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 45 (7):534-537. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2006.11.019>

Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota RA, Rasse M, Schubert J, Terheyden H and Eckelt U (2008) Open reduction and internal fixation versus closed treatment and mandibulomaxillary fixation of fractures of the mandibular condylar process: a randomized, prospective, multicenter study with special evaluation of fracture level. *J Oral Maxillofac Surg* 66 (12):2537-44. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.107>

Schneider M, Loukota R and Eckelt U (2009) Reduction of diacapitular fractures of the mandibular condyle using a special repositioning pin. *Br J Oral Maxillofac Surg* 47 (7):558-559. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2008.10.017>

Schneider M, Loukota R, Reitemeier B, Meissner H, Stadlinger B, Eckelt U and Richter G (2010) Bone block fixation by ultrasound activated resorbable pin osteosynthesis: a biomechanical in vitro analysis of stability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109 (1):79-85.

<https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.07.040>

Schneider M, Eckelt U, Reitemeier B, Meissner H, Richter G, Loukota R and Stadlinger B (2011) Stability of fixation of diacapitular fractures of the mandibular condylar process by ultrasound-aided resorbable pins (SonicWeld Rx(R) System) in pigs. *Br J Oral Maxillofac Surg* 49 (4):297-301.

<https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.05.001>

Schneider M, Seinige C, Pilling E, Rasse M, Loukota R, Stadlinger B, Mai R and Eckelt U (2012) Ultrasound-aided resorbable osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar base: an experimental study in sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* 50 (6):528-532. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2011.10.003>

Schneider M, Loukota R, Kuchta A, Stadlinger B, Jung R, Speckl K, Schmiedekampf R and Eckelt U (2013) Treatment of fractures of the condylar head with resorbable pins or titanium screws: an experimental study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 51 (5):421-7. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.07.015>

Schöneegg D, Müller GT, Blumer M, Essig H and Wagner ME (2022) Two-versus three-screw osteosynthesis of the mandibular condylar head: A finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 127:105077. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105077>

Schramm A and Wilde F (2017) Operationsschablonen und patientenspezifische Implantate. *Der MKG-Chirurg* 10 (3):172-182. <https://doi.org/10.1007/s12285-017-0107-4>

Schulte E, Schumacher U and Schünke M (2018) PROMETHEUS Kopf, Hals und Neuroanatomie: LernAtlas Anatomie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York

Shakya S, Zhang X and Liu L (2020) Key points in surgical management of mandibular condylar fractures. *Chin J Traumatol* 23 (2):63-70. <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2019.08.006>

Shakya S, Li K-D, Huang D, Liu Z-Q, Liu Z-R and Liu L (2022) Mini suture anchor: An effective device for reduction and fixation of displaced temporomandibular joint disc with intracapsular condylar fracture. *Chin J Traumatol* 25 (01):49-53. <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2021.08.009>

Shiju M, Rastogi S, Gupta P, Kukreja S, Thomas R, Bhugra AK, Parvatha Reddy M and Choudhury R (2015) Fractures of the mandibular condyle—Open versus closed—A treatment dilemma. *J Craniomaxillofac Surg* 43 (4):448-51. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.01.012>

Shilo D, Elias YB, Capucha T, Blanc O, Emodi O and Rachmiel A (2019) Craniofacial morphometric features associated with pericondylar fractures of the mandible. *J Craniofac Surg* 30 (7):2065-2068.

<https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000005960>

Sidebottom A and Gupta B (2020) Temporomandibular joint. In: Brennan PA, Standring SM, Wiseman SM eds. *Gray's surgical anatomy*. Elsevier Limited,

Siéssere S, Vitti M, de Sousa LG, Semprini M and Regalo SCH (2017) Bilaminar zone: anatomical aspects, irrigation, and innervation. *J Morph Sci* 21 (4):0-0

Sikora M, Chęciński M and Chlubek D (2021a) Non-shortening fracture of the mandibular head resulting in severe mouth opening disorder operated on via the retroauricular approach—a case report. *Pomeranian J Life Sci* 67 (3)

Sikora M, Chęciński M and Chlubek D (2021b) Retro-auricular approach to the fractures of the mandibular condyle: A systematic review. *J Clin Med* 10 (2):230.

<https://doi.org/10.3390/jcm10020230>

Skroch L, Fischer I, Meisgeier A, Kozolka F, Apitzsch J and Neff A (2020) Condylar remodeling after osteosynthesis of fractures of the condylar head or close to the temporomandibular joint. *J Craniomaxillofac Surg* 48 (4):413-420.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2020.02.005>.

Smolka W, Cornelius CP and Lechler C (2018) Resorption behaviour of the articular surface dome and functional outcome after open reduction and internal fixation of mandibular condylar head fractures using small-fragment positional screws. *J Craniomaxillofac Surg* 46 (11):1953-1959.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.09.008>

Spiessl B and Schroll KG (1972) Gelenkfortsatz- und Gelenkköpfchenfrakturen. In: Nigst H (Hrsg.), *Spezielle Frakturen-und Luxationslehre, Bd I/1 Gesichtsschädel*, bearbeitet von Spiessl, B.Schroll,K.G. Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York

Standlee JP, Caputo A and Ralph J (1981) The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint. *J Oral Rehabil* 8 (5):391-400.

<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1981.tb00513.x>

Stedman RC, Connelly NA, Heberlein TA, Decker DJ and Allred SB (2019) The end of the (research) world as we know it? Understanding and coping with declining response rates to mail surveys. *Society & Natural Resources* 32 (10):1139-1154. <https://doi.org/10.1080/08941920.2019.1587127>

Stegenga B, de Bont LG and Boering G (1993) Temporomandibular joint pain assessment. *J Orofac Pain* 7 (1):23-37

Stoor P, Suomalainen A, Lindqvist C, Mesimäki K, Danielsson D, Westermark A and Kontio RK (2014) Rapid prototyped patient specific implants for reconstruction of orbital wall defects. *J Craniomaxillofac Surg* 42 (8):1644-649.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.05.006>

Sukegawa S, Masui M, Kanno T, Miki M, Nakamoto H and Furuki Y (2020a) Evaluation of open reduction and internal fixation of mandibular condyle fracture by intraoperative cone-beam computed tomography in a hybrid operating room. *J Craniofac Surg* 31 (3):762-765.

<https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000006101>

Sukegawa S, Yamamoto N, Nakano K, Takabatake K, Kawai H, Kanno T, Nagatsuka H and Furuki Y (2020b) Biomechanical loading comparison between titanium and bioactive resorbable screw systems for fixation of intracapsular condylar head fractures. *Materials* 13 (14):3153.

<https://doi.org/10.3390/ma13143153>

Suojanen J, Leikola J and Stoor P (2016) The use of patient-specific implants in orthognathic surgery: a series of 32 maxillary osteotomy patients. *J Craniomaxillofac Surg* 44 (12):1913-1916.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.09.008>

Suzuki T, Kawamura H, Kasahara T and Nagasaka H (2004) Resorbable poly-L-lactide plates and screws for the treatment of mandibular condylar process fractures: a clinical and radiologic follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg* 62 (8):919-924.

<https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.01.016>

Takaku S, Yoshida M, Sano T and Toyoda T (1996) Magnetic resonance images in patients with acute traumatic injury of the temporomandibular joint: a preliminary report. *J Craniomaxillofac Surg* 24 (3):173-177.

[https://doi.org/10.1016/s1010-5182\(96\)80052-7](https://doi.org/10.1016/s1010-5182(96)80052-7)

Talebzadeh N, Rosenstein TP and Pogrel MA (1999) Anatomy of the structures medial to the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88 (6):674-678. [https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(99\)70008-9](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(99)70008-9)

Tanner J, Friedlander A and Chang T (2012) Bilateral bifid mandibular condyles diagnosed with three-dimensional reconstruction. *Dentomaxillofac Radiol* 41 (8):691-695. <https://doi.org/10.1259/dmfr/15030240>

Terheyden H, Fleiner B, Schubert F and Bumann A (1996) Zur Position des Diskus bei Collum-mandibulae-Frakturen - eine magnetresonanztomographische Studie. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 41:112-114

Throckmorton GS and Ellis E (2000) Recovery of mandibular motion after closed and open treatment of unilateral mandibular condylar process fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29 (6):421-427

Toure G (2018) Arterial vascularization of the mandibular condyle and fractures of the condyle. *Plast Reconstr Surg* 141 (5):718e-725e.

<https://doi.org/10.1097/PRS.00000000000004295>

Ueno N, Sudo H, Hattori Y, Yuge K, Miyaki T and Ito H (1993) Innervation of the external ear in humans and the musk shrew. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho* 96 (2):212-218,365. <https://doi.org/10.3950/jibiinkoka.96.212>

Umstadt HE, Ellers M, Müller HH and Austermann KH (2000) Functional reconstruction of the TM joint in cases of severely displaced fractures and fracture dislocation. *J Craniomaxillofac Surg* 28 (2):97-105.

<https://doi.org/10.1054/jcms.2000.0123>

Ureel M, Augello M, Holzinger D, Wilken T, Berg B-I, Zeilhofer H-F, Millesi G, Juergens P and Mueller AA (2021) Cold ablation robot-guided laser osteotome (CARLO®): From bench to bedside. *J Clin Med* 10 (3):450.

<https://doi.org/10.3390/jcm10030450>

Van Rossum G and Drake FL (2019) Python 3 reference manual.

Von Korff M, Ormel J, Keefe FJ and Dworkin SF (1992) Grading the severity of chronic pain. *Pain* 50 (2):133-149. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(92\)90154-4](https://doi.org/10.1016/0304-3959(92)90154-4)

Voy E and Fuchs M (1980) Anatomische Untersuchungen zur Blutgefäßstruktur im Bereich des Kiefergelenkes. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 25:2-5

Vujović S, Desnica J, Stanišić D, Ognjanović I, Stevanovic M and Rosic G (2022) Applications of biodegradable magnesium-based materials in reconstructive oral and maxillofacial surgery: A review. *Molecules* 27 (17):5529

Wang J, Li H, Jia H and Ma X (2020) Intramedullary versus extramedullary fixation in the treatment of subtrochanteric femur fractures: A comprehensive systematic review and meta-analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc* 54 (6):639-646. <https://doi.org/10.5152/j.aott.2020.19216>

Wang P, Yang J and Yu Q (2009) MR imaging assessment of temporomandibular joint soft tissue injuries in dislocated and nondislocated mandibular condylar fractures. *AJNR Am J Neuroradiol* 30 (1):59-63.

<https://doi.org/10.3174/ajnr.A1313>

Wang WH, Deng JY, Zhu J, Li M, Xia B and Xu B (2013) Computer-assisted virtual technology in intracapsular condylar fracture with two resorbable long-screws. *Br J Oral Maxillofac Surg* 51 (2):138-43.

<https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.04.005>

Wassmund M (1927) *Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels: unter besonderer Berücksichtigung der Komplikationen des Hirnschädels; ihre Klinik und Therapie; praktisches Lehrbuch.* Meusser,

WHO (1946) *Basic documents.* Geneva: WHO, 1948. Constitution of World Health Organization



Wilde F, Hanken H, Probst F, Schramm A, Heiland M and Cornelius C-P (2015) Multicenter study on the use of patient-specific CAD/CAM reconstruction plates for mandibular reconstruction. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 10 (12):2035-2051. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1193-2>

Williams CM (1968) Learning from pictures.

Wysocki J, Reymond J and Krasucki K (2012) Vascularization of the mandibular condylar head with respect to intracapsular fractures of mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 40 (2):112-115. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2011.03.017>

Xie S-T, Singhal D, Chen C-T and Chen Y-R (2013) Functional and radiologic outcome of open reduction and internal fixation of condylar head and neck fractures using miniplate or microplate system. *Ann Plast Surg* 71:S61-S66. <https://doi.org/10.1097/SAP.0000000000000040>

Xin P, Jiang B, Dai J, Hu G, Wang X, Xu B and Shen SG (2014) Finite element analysis of type B condylar head fractures and osteosynthesis using two positional screws. *J Craniomaxillofac Surg* 42 (5):482-8. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.06.006>

Xu DD, Dai JH, Li ZB and Li Z (2017) Minimally-invasive removal of a screw in the mandibular condyle using computer-assisted navigation. *Br J Oral Maxillofac Surg* 55 (8):865-867. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2017.06.013>

Xu X, Ping Y and Yan J (2008) Application of lateral lag screw with sagittal condylar fracture and management of articular disk. *Zhejiang Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban (Journal of Zhejiang University Medical Sciences)* 37 (5):519-523. [https://doi.org/DOI: 10.3785/j.issn.1008-9292.2008.05.018](https://doi.org/DOI:10.3785/j.issn.1008-9292.2008.05.018)

y Sanchez JG, Torres JD, Rubio GP and Rodríguez CG (2015) Bat wing surgical approach for the temporomandibular joint. *J Maxillofac Oral Surg* 14 (3):875-881. <https://doi.org/10.1007/s12663-014-0724-7>

Yale SH, Ceballos M, Kresnoff CS and Hauptfuehrer J (1963) Some observations on the classification of mandibular condyle types. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 16 (5):572-577. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(63\)90146-4](https://doi.org/10.1016/0030-4220(63)90146-4)

Yamashita FC, Yamashita AL, Romanichen IMM, Tolentino EDS, Chicarelli M and Iwaki LCV (2020) Three-dimensional evaluation of mandibular condyle and coronoid process according to sex, age, and skeletal deformities. CRANIO®:1-6. <https://doi.org/10.1080/08869634.2020.1800323>

Yan G, Zhou Q and Yang M (2019) A new method To reposition the displaced articular disc for a patient with comminuted condylar fracture. J Craniofac Surg 30 (4):e373-e376. <https://doi.org/10.1097/scs.0000000000005384>

Yang ML, Zhang B, Zhou Q, Gao XB, Liu Q and Lu L (2013) Minimally-invasive open reduction of intracapsular condylar fractures with preoperative simulation using computer-aided design. Br J Oral Maxillofac Surg 51 (3):e29-33. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.03.005>

Yang X, Yao Z, He D, Cai Y, Dong M and Yang C (2015) Does soft tissue injury affect intracapsular condylar fracture healing? J Oral Maxillofac Surg 73 (11):2169-2180. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2015.05.030>

Yu YH, Wang MH, Zhang SY, Fang YM, Zhu XH, Pan LL and Yang C (2013) Magnetic resonance imaging assessment of temporomandibular joint soft tissue injuries of intracapsular condylar fracture. Br J Oral Maxillofac Surg 51 (2):133-137. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.03.019>

Zhang B, Yang M, Zhou Q and Liu Q (2016) Delayed open reduction and single screw internal fixation as a treatment option in cases of failed non-surgical treatment of bilateral condylar head fractures with fragmentation. J Craniomaxillofac Surg 44 (10):1655-1661. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.08.013>

Zheng J, Zhang S, Yang C, Abdelrehem A, He D and Chiu H (2016) Assessment of magnetic resonance images of displacement of the disc of the temporomandibular joint in different types of condylar fracture. Br J Oral Maxillofac Surg 54 (1):74-79. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.10.005>

Zhou Q, Zhu H, He D, Yang C, Song X and Ellis III E (2019) Modified temporomandibular joint disc repositioning with mini-screw anchor: part II - stability evaluation by magnetic resonance imaging. J Oral Maxillofac Surg 77 (2):273-279. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.07.016>

Zhou W, Rong Q, An J and Zhang Y (2021) Finite element analysis of two-and three-dimensional fixation in treating mandibular symphyseal fracture combined with bilateral condylar intracapsular fractures. *J Craniofac Surg* 32 (7):2557-2561. <https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000007601>

## 7.2 Abkürzungsverzeichnis

AO	= Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASIF	= Association for Study of Internal Fixation
CMF	= CranioMaxilloFacial
CR	= Closed Reduction
CAD	= Computer-Aided Design
CAM	= Computer-Aided Manufacturing
CT	= Computertomographie
CR	= Closed Reduction
DI	= Helkimo Dysfunktionsindex
DVT	= Digitale Volumetomographie
et al.	= et alii
Fa.	= Firma
FEA	= Finite Element Analyse
GCPS	= Graded Chronic Pain Scale
HRQoL	= Health-Related Quality of Life
i.e.	= id est
IBRA	= International Bone Research Association
IMF	= Intermaxilläre Fixation
KG	= Kiefergelenk
KI	= Künstliche Intelligenz
LMU	= Ludwig-Maximilians-Universität München
Lig.	= Ligamentum
LSFSO	= Lateral Small Fragment Screw Osteosynthesis
LSF(L)SO	= Lateral Small Fragment (Lag) Screw Osteosynthesis
LSF(P)SO	= Lateral Small Fragment (Positional) Screw Osteosynthesis
LSF(P/L)SO	= Lateral Small Fragment (Positional/Lag) Screw Osteosynthesis
MFIQ	= Mandibular Function Impairment Questionnaire
MMF	= Mandibulo-maxilläre Fixation
N.	= Nervus
OÄ	= OberärztInnen
ORIF	= Open Reduction and (stable) Internal Fixation
OPT	= Orthopantomogramm
p.a.	= posterior-anterior
PDS	= Poly-P-Dioxanon
PSI	= Patient Specific Implant
PSRP	= Patient Specific Reinforcement Plate
PSRPO	= Patient Specific Reinforcement Plate Osteosynthesis

RDC	= Research Diagnostic Criteria
RCT	= Randomized Controlled Trials
STL	= Stereolithografie
SFPSO	= Small Fragment Positional Screw Osteosynthesis
SORG	= Strasbourg Osteosynthesis Research Group
TMD	= Temporomandibular Disorders
VAS	= Visuelle Analog Skala/Visual Analog(ue) Scale

## 8 Anhang

### Fragebogen - „Kiefergelenkwalzenfrakturen - Behandlungsverfahren und Perspektiven“

Identifizierungs Code

Klinik und Poliklinik für  
Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität München – Innenstadt  
Prof. Dr. Dr. Michael Ehrenfeld  
Prof. Dr. Dr. Carl-Peter Cornelius

An die  
Ordinarien/Ordinaria/Klinikdirektoren/Innen, Oberärzte/Innen, Fachärzte/Innen  
der Fachabteilungen für MKG-Chirurgie

München, den 07.11.2018

Betr.:  
Kiefergelenkwalzenfrakturen – Behandlungsverfahren und Perspektiven

Sehr geehrte Frau/Herr Prof., Dr.  
Sehr geehrte Damen und Herren,

im Rahmen einer Dissertation zum Thema „Kiefergelenkwalzenfrakturen bei Erwachsenen“  
möchten wir Sie um Teilnahme an der Befragung im Anhang dieses Schreibens bitten.

Die klinisch-wissenschaftliche Debatte bei diesen Frakturen dreht sich um Aspekte zur Bildgebung, Einteilung bzw. Klassifikation, Behandlungsalternativen, ggf. operative Zugangswege, Repositions- und Osteosyntheseverfahren inklusive Begleitmaßnahmen zur Wiederherstellung der diskoligamentären Strukturen bis hin zur Nachbetreuung und möglicherweise Metallentfernung postoperativ.

Der Ihnen vorliegende Fragenkatalog dient einerseits (Teil I) zu einer praxisbezogenen Datenerfassung der an den MKG-Institutionen im deutschsprachigen Raum etablierten Vorgehensweisen in der Diagnostik und Therapie von Kiefergelenkfortsatzfrakturen; zum anderen (Teil II) ist eine Abbildungsserie zur Skizzierung von Vorstellungen und Ideen zur CAD/CAM Herstellung patientenspezifischer Tools wie Repositionshilfen, Osteosynthese-Platten und / oder Bohrführungen („Drilling guides“) für Stell- oder Zugschrauben bei Kiefergelenkwalzenfrakturen, einschließlich einer Frageliste dazu, beigefügt.

Ihre Mitwirkung soll dazu beitragen eine Übersicht der Versorgungslandschaft zu erstellen und mögliche Aspekte

1

und anwenderorientierte Erkenntnisse für die Gestaltung patientenspezifischer Implantate zu sammeln und in Zukunft neue Wege zu eröffnen.

Wir würden uns freuen, wenn Sie sich bis Anfang Dezember 2018 an dieser Umfrage beteiligen.

Teil I des Fragebogens sollte einmal repräsentativ für jede Institution beantwortet werden und Teil II nach Möglichkeit von allen an der Frakturversorgung beteiligten Leitenden Ärztinnen/-Ärzten, Oberärztinnen/-Ärzten und Fachärztinnen/-Ärzten ausgefüllt werden.

Der Zeitbedarf sollte nach unserer Einschätzung 25 Minuten nicht wesentlich überschreiten.

Selbstverständlich garantieren wir eine neutrale und anonyme Verwendung Ihrer Angaben und Skizzen oder auch persönlichen Daten.

Sobald ein Gesamtergebnis vorliegt erhalten Sie eine Rückmeldung

Mit Dank im Voraus und freundlichen Grüßen,



Prof. Dr. Dr. M. Ehrenfeld



Prof. Dr. Dr. C.P. Cornelius

Anhang: Fragenkatalog (Teil I, Teil II), Abbildungsserie – Kiefergelenkwalzen

**Wichtige Anmerkung:**

Dieser Fragebogen kann nach Ausdruck oder elektronisch (Acrobat Reader) ausgefüllt werden .  
Es ist sicherlich einfacher, die Skizzen für ein Plattendesign nach Ihren Vorstellungen auf einem Ausdruck der entsprechenden Bildseiten zu entwerfen und per Post zurückzusenden.  
Um den elektronischen Fragebogen und die Skizzen zusammen führen zu können bitten wir darum, einen **Identifizierungs Code** Ihrer Wahl auf den Dokumenten einzutragen.  
Danke im Voraus

Rücksendeadressen:

E- Mail:

[Peter.Cornelius@med.uni-muenchen.de](mailto:Peter.Cornelius@med.uni-muenchen.de)

Postalisch:

Prof. C.P. Cornelius  
Klinik für MKG-Chirurgie  
LMU München  
Lindwurmstr. 2a  
D-80337 München

TEIL I. Fragenkatalog

---

Versorgungssituation – Kiefergelenkfortsatzfrakturen

---

**1. Klassifikation**

---

- 1.1 Wird in Ihrer Institution/Klinik/Abteilung ein System zur Klassifikation von Kiefergelenkfortsatzfrakturen verbindlich verwendet?
- ja
  - nein
- 1.2 Falls Ja – Welches System findet Anwendung?
- Spiessl & Schroll
  - Loukota / SORG
  - AO CMF (Mandible Level 2 / Condylar Process Level 3)
  - Lindahl
  - Rowe & Killey
  - Klinikeigenes Einteilungssystem
- 1.3 Verwenden Sie darüber hinaus eine Einteilung für Kiefergelenkwalzenfrakturen? (Condylar Head Fractures)
- ja
  - nein
- 1.4 Falls Ja – Welche Einteilung?
- Spiessl & Schroll (Typ 5 /Typ 6)
  - Rasse
  - Neff
  - AO CMF (Condylar Process Level 3)



2. Fraktur Diagnostik

---

2.1 Welche Bildgebungsverfahren benutzen Sie in der präoperativen Diagnostik von Kiefergelenkfortsatzfrakturen?

[Mehrfachantworten möglich]

- OPT
- Schädel Röntgen ( z.B. Unterkiefer nach Clementschitsch p.a 15°, Felsenbein nach Schüller, etc.)
- DVT
- CT

3. Indikationsstellung – Behandlungsverfahren

---

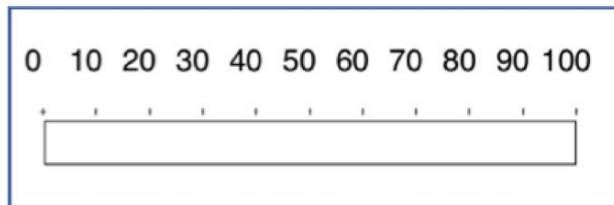
( Erwachsene Alter > 18 Jahre)

3.1 Wie verhält sich der Prozentsatz nicht-operativ/konservativ (z.B. geschlossene Behandlung, Physiotherapie, Schienung, mandibulo-maxilläre Fixation) versus operativ (offene Reduktion/Fixierung) versorgter

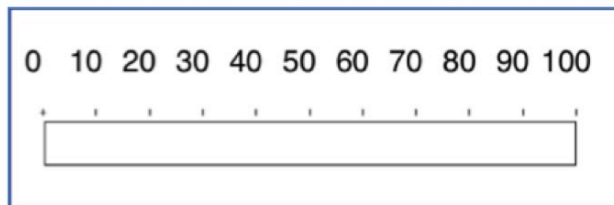
Kiefergelenkfortsatzfrakturen bei Ihnen?

(Bitte markieren Sie)

Konservative Versorgung in %



Operative Versorgung in %



4. Erfolgsaussichten der Behandlung von Kiefergelenkwalzenfrakturen

---

4.1 Wie beurteilen sie grundsätzlich die Erfolgswahrscheinlichkeit nach nicht-operativ/konservativer Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen?

0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100

4.2 Wie beurteilen sie grundsätzlich die Erfolgswahrscheinlichkeit nach operativer Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen?

0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100

5. Eigene Vorgehensweise bei Kiefergelenkwalzenfrakturen

---

5.1 Werden Walzenfrakturen gegenwärtig von Ihnen operativ versorgt?

- ja
- nein

5.2 Wie viele Walzenfrakturen pro Jahr werden von Ihnen versorgt?

..... pro Jahr

5.3 Seit welchem Zeitraum versorgen Sie Kiefergelenkwalzenfrakturen bereits operativ?

seit ..... Jahr(en)

- 5.4 Wie beurteilen Sie Ihre eigene Erfahrung beziehungsweise Routine bei der operativen Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen?
- sehr gut
  - gut
  - ausreichend
  - gering
- 5.5 Ziehen Sie die operative Versorgung von Walzenfrakturen unter Zuhilfenahme eines patientenspezifischen Implantates generell in Erwägung?
- ja
  - nein
  - bedingt
- 5.6 Falls nein, welche alternative Vorgehensweise(n) würden Sie bevorzugen?  
(Mehrfachantworten möglich)
- Ausschließlich nicht-operativ/konservative Behandlung
  - Manuelle Reposition und ausschließliche Stabilisierung durch Verschraubung von lateral
  - Reposition und Präfixierung mit Kirschnerdraht, anschließend Verschraubung von lateral
  - Reposition und Präfixierung mit resorbierbaren Pins, anschließend Verschraubung von lateral
  - Manuelle Reposition und Stabilisierung mit konfektionierter Osteosyntheseplatte
  - Reposition und Präfixierung (Kirschnerdraht oder Pins) und Stabilisierung mit konfektionierter Osteosyntheseplatte
  - Nach manueller Reposition und Präfixierung mit einer auf der dorsolateralen Fläche der Walze angebrachten Mikro / Miniplatte Stabilisierung durch Verschraubung von lateral (Belassen / Entfernung der dorsalen Platte)
  - Anderes .....
- 5.7 Welchen Zweck würden Sie einer patientenspezifischen Osteosyntheseplatte (PSI) zuordnen?  
[Mehrfach Antworten möglich]
- Repositionshilfe
  - Präfixierung
  - Stabilisierung auf Dauer (Platte in situ) ohne zusätzliche Stellschraube/Zugschraube
  - Stabilisierung auf Dauer (Platte in situ) mit zusätzlicher Stellschraube/Zugschraube

- 5.8 Welches Material eignet sich Ihrer Meinung nach zur Herstellung eines derartigen patientenspezifischen Implantats?
- Titan
  - Polymer / Resorbierbares Material
  - Magnesium (resorbierbar)
  - sonstige
- 5.9 Würden Sie ein speziell entwickeltes zusätzliches Instrument(-arium) als Repositionshilfe für hilfreich halten?
- ja
  - nein
- 5.10 Welcher Schraubendurchmesser eignet sich zur Stabilisierung durch eine laterale Verschraubung? [Mehrfachantworten möglich]
- 1,3
  - 1,5
  - 1,8
  - 2,0
- 5.11 Welche(s) Design / Funktion eignet sich für die laterale Schraubenfixierung?
- Konventionelle Schraube als Stellschraube
  - Konventionelle Schraube als Zugschraube
  - Selbstschneidende Schraube (Stellschraube)
  - Selbstbohrende Schraube (Stellschraube)
  - Spezielle Zugschrauben (Herbertschraube bzw. Headless bone screw)
- 5.12 Halten Sie zur Festlegung der Insertionsrichtung und Anordnung der Schrauben von lateral eine Ziel / Insertionshilfe („Drilling guide“) für sinnvoll, um den Platzverhältnissen und der Konfiguration der Fragmentenden weitmöglichst zu entsprechen?
- ja
  - nein

## TEIL II. Walzenfrakturen

### Patientenspezifisches Design von Osteosyntheseplatten zur Verwendung bei Kiefergelenkwalzenfrakturen

#### PRÄAMBEL - Klassifikation der Kiefergelenkwalzenfraktur

Die weitere Darstellung basiert auf der AO CMF Klassifikation für Kiefergelenkwalzenfrakturen bzw. der Einteilung nach Neff / Rasse.

Zur schnellen Orientierung sind die verschiedenen Typen im folgendem Schema zusammengefasst und anschließend im Einzelnen erläutert:

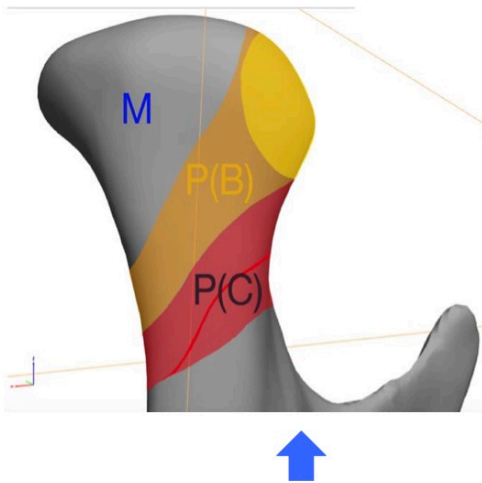


Abbildung: Schema Gelenkwalzenfrakturen mit Zonen für den Frakturlinien-Verlauf.

Fraktur Typ M (AO CMF Klassifikation) entspricht Typ A (Neff),  
(früher übliche Bezeichnung: Typ VI (Spiess/Schroll)).

Fraktur Typ P (AO CMF Klassifikation) fasst den Typ B und Typ C (Neff),  
(früher übliche Bezeichnung: Typ V (Spiess/Schroll) zusammen.

Lateraler Walzenpol – hellgelb;

Der Blaue Pfeil deutet auf das Ramus(fraktur)ende, das je nach Verlauf der Frakturlinie unterschiedliche Konfigurationen (Breite, Höhe, Volumen) annehmen kann.

1. **Frakturtyp M:**

---

**Frakturtyp M:** (Typ A): (= Spiessl Typ VI: Kapitulumfrakturen)  
Frakturverlauf **medial** des lateralen Walzenpols

---

2. **Frakturtyp P:**

---

**Frakturtyp P:** (= Spiessl Typ V: hohe Collumfraktur mit Luxation)

Bei Frakturen vom Typ P handelt es sich jeweils um sehr hohe Collumfrakturen mit sagittalem Frakturlinienverlauf.

2.1 **P (Neff Typ B):**

Frakturverlauf **innerhalb des lateralen Walzen / Condyluspols** ( einhergehend mit Zerreißung des lig. laterale und Luxation des medialen Fragments nach antero-medio-kaudal)

Fragmentierungsgrade:

*Non-fragmented:*

keine intermediär gelegenen Fragmente vorhanden

*Minor Fragmentation:*

Fraktur mit mehreren intermediären kleineren Fragmenten oder Absprengungen wodurch die strukturelle Integrität der Gelenkwalze nicht beeinträchtigt wird

*Major Fragmentation (früher sogenannte: Trümmerfraktur):*

Fraktur mit mehreren intermediären Fragmenten und damit einhergehendem Verlust eines größeren Strukturelements, das eine operative Wiederherstellung der Gelenkwalze möglich macht

2.2 **P (Neff Typ C):**

Frakturverlauf **lateral des lateralen Walzen / Condyluspols** mit Abtrennung der gesamten Gelenkwalze (und antero medialer Luxation der diskokondylären Einheit)

Fragmentierungsgrade:

*Non-fragmented:*

keine intermediär gelegenen Fragmente vorhanden

*Minor Fragmentation:*

Fraktur mit mehreren intermediären kleineren Fragmenten oder Absprengungen  
wodurch die strukturelle Integrität der Gelenkwalze nicht beeinträchtigt wird

*Major Fragmentation (früher sogenannte: Trümmerfraktur):*

Fraktur mit mehreren intermediären Fragmenten und damit einhergehendem Verlust  
eines größeren Strukturelements, das eine Wiederherstellung der Gelenkwalze möglich macht

### 3. Ihre Design Vorschläge

---

Bitte verwenden Sie die in obiger Präambel beschriebene Klassifikation (AO, Neff, Rasse) der Gelenkwalzenfrakturen als Grundlage für Ihre Skizzen einer patientenspezifischen Osteosynthesplatte bzw. eines patientenspezifischen Implantats (PSI) nach Ihren Vorstellungen.

Der Frakturtyp **M** wird hier nicht berücksichtigt, da sich nur ausnahmsweise, bei einer Höhenminderung des Ramus ascendens und daraus resultierender Okklusionsstörung, eine Indikation zur operativen Intervention ergibt.

Für den Frakturtyp **P** (Neff Typ **B**) - d.h. mit einem Frakturlinienverlauf innerhalb des lateralen Walzenpols – und den Frakturtyp **P** (Neff Typ **C**) ist jeweils eine Bilderserie mit einer repräsentativen Frakturlinie vorgegeben.

Das Modell in jeder dieser beiden Bilderserien ist – ähnlich wie intraoperativ – aus einer Perspektive von kaudal dargestellt, die Abfolge der acht Einzelbilder entspricht dabei sukzessiven Rotationsstellungen von dorsal nach lateral.

Wählen Sie aus diesen Bildserien die für Ihren Design Vorschlag brauchbarsten Ansichten bzw. Einzelbilder aus.

Vermutlich wird sich das PSI Design für die beiden Frakturtypen unterscheiden.

An die beiden Bildserien schließt sich jeweils noch einmal ein Fragenkatalog an, um dessen Beantwortung wir Sie ebenfalls bitten.

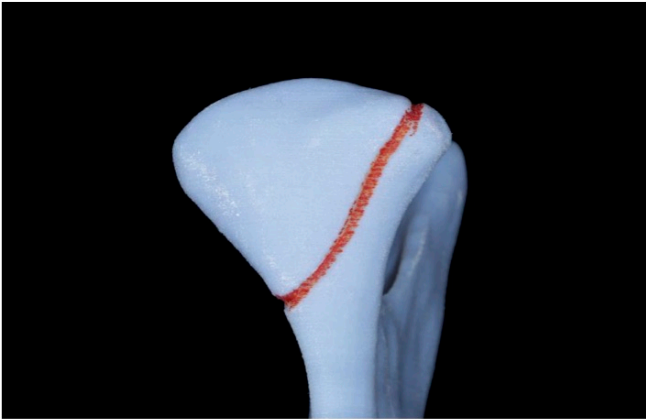


3.1 Bilderserie zur Kiefergelenkwalzenfraktur vom TYP **P** (Typ **B**):

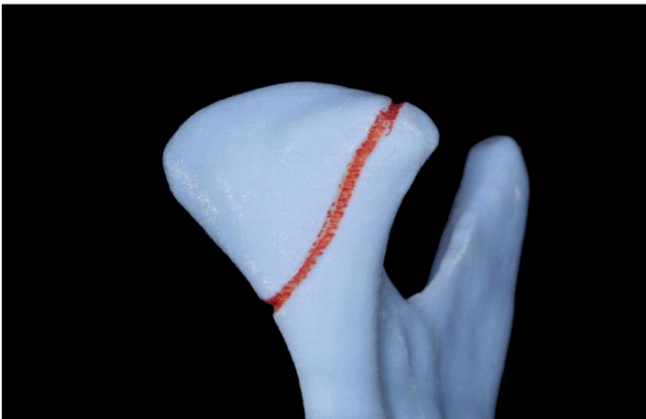
Frakturlinienverlauf innerhalb der lateralen Polzone zur Skizzierung eines PSI

---

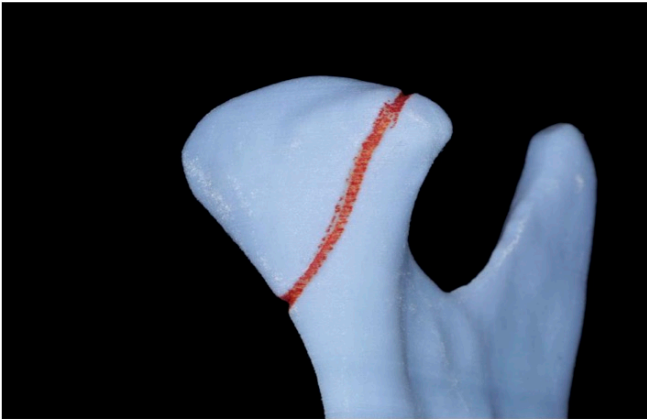
Bitte skizzieren Sie Ihren Vorschlag für das Design eines Patientspezifischen Implantats ( ggf. Implantate) in eine Auswahl ( ein oder mehrere) geeigneter Ansichten.



P-Fraktur (Typ B) Dorsal



P-Fraktur (Typ B) Dorsolateral 1



P-Fraktur (Typ B) Dorsolateral 2



P-Fraktur (Typ B) Dorsolateral 3



P-Fraktur (Typ B) Laterodorsal 3



P-Fraktur (Typ B) Laterodorsal 2



P-Fraktur (Typ B) Laterodorsal 1



P-Fraktur (Typ B) Lateral

- 3.1.1 Welche Gesichtspunkte spielen dabei für das Design einer patientenspezifischen Platte (PSI) bei einer **P** (Neff **B**) Fraktursituation innerhalb der Lateralen Polzone ein Rolle?  
[Mehrfach Antworten möglich]
- Operative Zugänglichkeit der Fraktur/ Überblick über den Frakturspalt
  - Verlauf und Reichweite des Frakturspalts nach kaudal
  - Dislokation bzw. Luxationsgrad des medialen Walzenfragments
  - Fragmentation
  - Konfiguration (Vertikalhöhe und -breite) des Frakturendes im seitlichen Collum /Ramusbereich
- 3.1.2 Welche Dimension sollte die patientenspezifische Platte (PSI) haben?
- Mikroplatte
  - Miniplatte
  - andere .....
- 3.1.3 Wo soll das PSI auf der Rückseite des medialen Fragments aufliegen?
- Lateral – nahe Frakturspalt
  - Medial
  - Mitte
  - Lateral und Medial
  - andere .....
- 3.1.4 Wo soll das PSI im Bereich des Frakturendes auf der Collum/Ramuseite aufliegen?
- Dorsal – nahe Frakturspalt
  - Dorso-lateral – unterhalb des Fraktuspalts
  - Lateral oberhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung
  - Lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung
  - andere .....

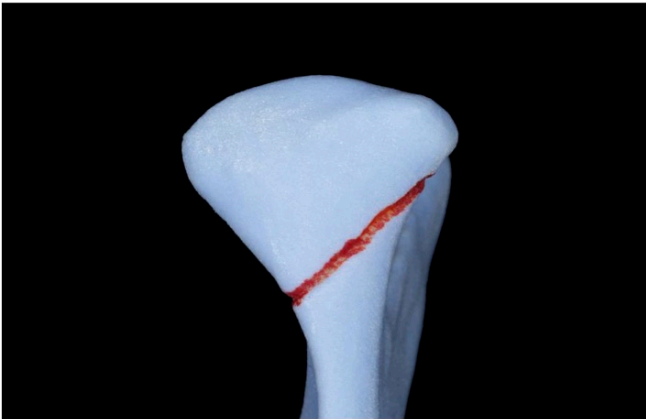
- 3.1.5 Welche Ausgangs-/ Grundform der patientenspezifischen Platte (PSI) halten Sie für angebracht?
- Gitterform ( z.B. Rechteck, Quadrat, Dreieck)
  - Kreuzform
  - Kleeblattform
  - L-Form
  - S-Form
  - T-Form
  - H-Form mit symmetrischen Plattenschenkeln
  - H-Form mit asymmetrischen Plattenschenkeln
  - andere .....
- 3.1.6 Wie viele Löcher sollte die Platte (PSI) auf den Frakturseiten aufweisen?
- Mediales Fragment
- 2
  - 3
  - 4
- Laterales Frakturende (Collum / Ramus)
- 2
  - 3
  - 4
- 3.1.7 Sollte die Platte (PSI) die Reposition bei Dislokation des medialen Fragments vereinfachen?
- ja
  - nein
- 3.1.8 Soll die patientenspezifische Platte (PSI) zur ‚Stand Alone‘ - Stabilisierung der Fraktur dienen?
- ja
  - nein
  - bei besonderen Frakturverläufen
- 3.1.9 Falls Antwort nein in 3.1.8 – Sollte die Platte (PSI) einen Indikator für die Positionierung der von lateral zur Stabilisierung inserierten Schrauben besitzen?
- ja
  - nein

- 3.1.10 Sollte der Frakturspalt bei der Reposition des Fragments und Applikation der Platte (PSI) noch sicher zu beurteilen sein?
- ja
  - nein
- 3.1.11 Welches Schraubendesign eignet sich zur Befestigung des patientenspezifischen Implantats (PSI)?  
[Mehrfach Antworten möglich]
- Konventionelle Schraube
  - Selbstschneidende Schraube
  - Selbstbohrende Schraube
  - Lockingschraube
- 3.1.12 Welcher Schraubendurchmesser eignet sich für das patientenspezifische Implantat (PSI)?  
[Mehrfach Antworten möglich]
- 1,1
  - 1,2
  - 1,3
  - 1,5
  - 1,8
- 3.1.13 Gibt es Ihrer Meinung nach weitere hier nicht genannte Kriterien, die für das Design eines PSI für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom Typ **P** (Neff Typ **B**) maßgeblich sein könnten?  
Falls ja, bitte nennen  
.....

3.2 Bilderserie Kiefergelenkwalzenfraktur vom TYP P (Typ C):  
Frakturlinienverlauf lateral der lateralen Polzone zur Skizzierung eines PSI

---

Bitte skizzieren Sie Ihren Vorschlag für das Design eines Patientspezifischen Implantats ( ggf. Implantate) in eine Auswahl ( ein oder mehrere) geeigneter Ansichten.



P-Fraktur Typ C Dorsal



P-Fraktur Typ C Dorsolateral 1



P-Fraktur Typ C Dorsolateral 2



P-Fraktur Typ C Dorsolateral 3



P-Fraktur Typ C Laterodorsal 3





P-Fraktur Typ C Laterodorsal 2



P-Fraktur Typ C Laterodorsal 1



P-Fraktur Typ C Lateral

- 3.2.1 Sehen Sie Notwendigkeiten für ein grundsätzlich anderes Design eines PSI für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom Typ **P** (Neff **C**) im Unterschied zu Frakturen vom Typ **P** (Neff **B**)?
- ja
  - nein
  - unbestimmt – möglicherweise
- 3.2.2 Falls Antwort ja in 3.2.1 – Worin bestehen die Hauptunterschiede für das PSI Design bei einer **P** (Neff **C**) Fraktursituation, Frakturlinienverlauf lateral der Lateralen Polzone eine besondere Rolle spielen?
- [Mehrfach Antworten möglich]
- Operative Zugänglichkeit der Fraktur/ Überblick über den Frakturspalt
  - Verlauf, Reichweite und Richtung des Frakturspalts nach kaudal
  - Dislokation und Luxationsgrad des medialen Fragments
  - Fragmentation
  - Größe des medialen Fragments
  - Konfiguration (Vertikalhöhe und -breite) des Frakturendes im seitlichen Collum /Ramusbereich
  - andere .....
- 3.2.3 Welche Dimension soll die Platte haben
- Mikroplatte
  - Miniplatte
  - andere .....
- 3.2.4 Wo soll das PSI auf der Rückseite des medialen Fragments aufliegen?
- Lateral – nahe Frakturspalt
  - Medial
  - Mitte
  - Lateral und Medial
  - andere .....
- 3.2.5 Wo soll das PSI im Bereich des Ramus bzw. Collum Ramus Frakturendes aufliegen?
- Dorso-lateral - nahe Frakturspalt
  - Dorso-lateral – unterhalb des Frakturspalts
  - Lateral unterhalb der Insertionszone für die laterale Verschraubung
  - andere .....

- 3.2.6 Welche Ausgangs-/ Grundform der patientenspezifischen Platte (PSI) halten Sie für angebracht?
- Gitterform ( z.B. Rechteck, Quadrat, Dreieck)
  - Kreuzform
  - Kleeblattform
  - L-Form
  - S-Form
  - T-Form
  - H-Form mit symmetrischen Plattenschenkeln
  - H-Form mit asymmetrischen Plattenschenkeln
  - andere .....
- 3.2.7 Wie viele Löcher sollte die Platte (PSI) auf den Frakturseiten aufweisen?
- Mediales Fragment
- 2
  - 3
  - 4
- Laterales Frakturende (Collum / Ramus)
- 2
  - 3
  - 4
- 3.2.8 Sollte die Platte (PSI) die Reposition bei Dislokation des medialen Fragments vereinfachen?
- ja
  - nein
- 3.2.9 Soll die patientenspezifische Platte (PSI) zur ‚Stand Alone‘ - Stabilisierung der Fraktur dienen?
- ja
  - nein
  - bei besonderen Frakturverläufen
- 3.2.10 Falls Antwort nein in 3.2.9 – Sollte die Platte (PSI) einen Indikator für die Positionierung der von lateral zur Stabilisierung inserierten Schrauben besitzen?
- ja
  - nein

- 3.2.11 Sollte der Frakturspalt bei der Reposition des Fragments und Applikation der Platte (PSI) noch sicher zu beurteilen sein?
- ja
  - nein
- 3.2.12 Welches Schraubendesign eignet sich für das patientenspezifische Implantat (PSI)?
- Konventionelle Schraube
  - Selbstschneidende Schraube
  - Selbstbohrende Schraube
  - Lockingschraube
- 3.2.13 Welcher Schraubendurchmesser eignet sich für das patientenspezifische Implantat (PSI)?
- 1,1
  - 1,2
  - 1,3
  - 1,5
  - 1,8
- 3.2.14 Gibt es Ihrer Meinung nach weitere hier nicht genannte Kriterien, die für das Design eines PSI für Kiefergelenkwalzenfrakturen vom Typ **P** (Neff Typ **C**) maßgeblich sein könnten?  
Falls ja, bitte nennen  
.....

**Hinweis:**

Zu Anschauungszwecken senden wir Ihnen auf Rückfrage gerne auch ein realitätsgetreues Modell für jeden der beiden Frakturtypen in vergrößertem Maßstab (1,5:1 oder 2:1) zu. (gegen Rückgabe)

An diesem Modell haben Sie die Möglichkeit Ihren Vorschlag mittels eines plastischen Materials zu modellieren und zu fotodokumentieren.

**4. Diagnostik**

---

- 4.1 Welches Schnittbildverfahren würden Sie zur patientenspezifischen Erfassung im Hinblick auf das CAD/CAM Fertigungsverfahren wählen?
- CT
  - DVT
- 4.2 Halten Sie ein virtuelles Spiegelungsverfahren von einer intakten Kiefergelenkwalze (z.B. bei einseitigen Frakturen) auf die Frakturseite für angebracht?
- ja
  - nein
  - bedingt

**5. Operative Eingliederung der patientenspezifischen Osteosyntheseplatte (PSI)**

---

- 5.1 In welchem Zeitraum nach Trauma soll der Eingriff stattfinden?
- sofort möglichst
  - im Intervall nach Abklingen der Schwellung
  - verzögert  $\geq 8 -10$  Tage
- 5.2 Welchen Zeitraum zur Planung und Herstellung des PSI halten Sie für realistisch?  
..... Tage
- 5.3 Welchen Maximal Zeitraum zur Planung und Herstellung des PSI halten Sie für akzeptabel?  
..... Tage
- 5.4 Würden Sie bis zur OP zwischenzeitlich eine IMF/MMF (Intermaxilläre bzw. Mandibulo-Maxilläre Fixation) verwenden?
- ja
  - nein

- 5.5 Welches IMF/MMF Verfahren würden Sie dazu verwenden?
- Drahtbogen(-kunststoff)schiene (z.B. Schuchardt)
  - Schienenverbände
  - IMF Schrauben
  - Schrauben/Schienen Hybrid ( z.B. Stryker Smart Lock, DPS Matrix Wave Plate, usw.)
  - Drahtligaturen (Ernst)
  - Gummizüge
  - sonstige
- 5.6 Welcher Zugangsweg zur Frakturversorgung sollte gewählt werden?
- retroaurikulär
  - präaurikulär
  - sonstige .....
- 5.7 Wie argumentieren Sie für den gewählten Zugangsweg?  
[Mehrfach Antworten möglich]
- Berücksichtigung der Sichtverhältnisse und Zugänglichkeit zum Frakturspalt
  - Minimierung des Risikos von Nervus facialis Läsionen
  - Vermeidung sichtbarer Narben – Ästhetische Aspekte
  - Zeitaufwand
  - Vertrautheit mit der Technik
  - Dauer der Nachbehandlung
  - Reduktion postoperativer Langzeitkomplikationen
  - sonstige .....
- 5.8 Ist für die Insertion eines PSI ein zusätzliches Spezialinstrumentarium wünschenswert?
- ja
  - nein
- 5.9 Ist eine intraoperative Navigation sinnvoll?
- ja
  - nein

- 5.10 Welche intraoperative Bilddiagnostik würden Sie verwenden?
- C-Bogen
  - CT
  - Cone Beam CT
  - keine
- 5.11 Ist gegebenenfalls zusätzlich eine Behandlung des diskoligamentären Apparats (Reposition, Refixierung, Mitek Anker, usw.) sinnvoll?
- ja
  - nein
- 6. Postoperatives Management**
- 
- 6.1 Sollte postoperativ eine IMF/MMF erfolgen?
- nein
  - elastisch
  - starr
- 6.2 Sollte nicht resorbierbares Osteosynthesematerial entfernt werden?
- grundsätzlich ja
  - grundsätzlich nein
  - unter folgenden Bedingungen:
- 6.3 Wann sollte das nicht resorbierbare Osteosynthesematerial entfernt werden?  
Nach ..... Monaten
- 6.4 Welches postoperative Bildgebungsverfahren verwenden Sie?
- OPT
  - DVT
  - CT
  - Schädelröntgen
  - andere
- 6.5 Nach welchem Zeitraum kann der Erfolg eines Eingriffs zur Frakturbehandlung im Bereich der Kiefergelenkwalzen abschließend postoperativ beurteilt werden?  
Zeitangabe.....

- 6.6 Wie sollte eine objektive Überprüfung des (funktionellen) Operationsergebnisses erfolgen?  
Bitte in Stichworten angeben .....

7. FAZIT

---

- 7.1 Sehen Sie Risiken, potentielle Schwachstellen, ungelöste Probleme an der / den  
von Ihnen skizzierten patientenspezifischen Plattenosteosynthese(n)?  
 ja  
 nein
- 7.2 Wenn ja welche?  
.....
- 7.3 Lassen sich Ihrer Meinung nach allgemeingültige Kriterien für ein brauchbares Plattendesign  
zur Verwendung bei Walzenfrakturen (Typ P) definieren?  
 ja  
 nein
- 7.4 Halten Sie eine in vitro / FEA ( Finite Element Analyse) eines Prototyps im Grundformdesign für not-  
wendig, falls die patientenspezifische Platte (PSI) zur ‚Stand Alone‘ - Stabilisierung der Fraktur An-  
wendung findet ?  
 ja  
 nein
- 7.5 Anmerkungen/weiterführende Kommentare



**8. Optionale Angaben**

---

- 8.1 Die folgenden Angaben sind optional -  
Name und Personen-bezogene Daten werden bei der Auswertung  
anonymisiert

MKG-Facharzt seit ..... Jahren

Alter:

Uniklinik:

Hauptfachabteilung:

Weiblich / Männlich:

Belegarzt:

Land / Bundesland:

Name:

## 9 Danksagung

Ein großer Dank gilt an dieser Stelle allen Rücksendern für Ihre Beteiligung an unserer Fragebogenaktion.

Desweiteren möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich über die vergangenen Jahre bei meiner Promotion unterstützt und begleitet haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. Dr. Carl-Peter Cornelius für die Überlassung des Dissertationsthemas sowie die ausgezeichnete Betreuung und höchstengagierte Mitarbeit an dieser Arbeit.

Bei Herrn Dr. Dr. Paris Liokatis möchte ich mich für die Mitbetreuung dieser Arbeit und seine Unterstützung darüber hinaus bedanken.

Frau Dr. Katrin Heck und Frau Dr. Sabina Würsching danke ich für ihre Hilfestellung bei der Formatierung dieser Arbeit und bei jedweden computertechnischen Schwierigkeiten.

Allen meinen Freunden und Kollegen danke ich für die seelische Unterstützung und Motivation. Ganz besonders möchte ich mich dabei bei meiner lieben Freundin und Kollegin Frau Annabelle Schmid für die immer aufmunternden Worte und Momente bedanken.

Nicht zuletzt möchte ich mich von ganzem Herzen bei meinen Eltern und meinen Großeltern bedanken, die mir beginnend mit meinem Studium und darüber hinaus alles erst ermöglicht haben. Ich danke ihnen für ihre Unterstützung in allen Lebenslagen. Sie tragen einen entscheidenden Anteil an der Fertigstellung dieser Arbeit, da sie mich immer wieder ermutigt haben, mein Ziel nicht aufzugeben.

Mein größter Dank gilt meiner Mutter, Frau Dagmar Friedrich-Heidbrink, für ihre bedingungslose Liebe und immerwährende Unterstützung in jeglicher Hinsicht.

10 Lebenslauf

## 11 Eidesstattliche Erklärung

Heidbrink, Anna Katharina

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Zur Versorgung von Kiefergelenkwalzenfrakturen  
mit patientenspezifischen Implantaten (PSI) – Literaturübersicht, Fallsammlung  
und Ergebnisse einer Fragebogenaktion“

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 06.03.2024

Anna Katharina Heidbrink