

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Michael Ehrenfeld

**Zur Osteosynthese bei Frakturen
im zahnlosen geringgradig atrophen Unterkiefer
Stabilität von Mini- und Makroplatten im experimentellen Vergleich**

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

vorgelegt von
Jean Paul Christian Rathgeber
aus Aalen
2013

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Carl Peter Cornelius

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus
Prof. Dr. rer. nat. Mechthild Stöckelhuber

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2013

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	II
1 Einleitung	1
1.1 Grundsätzliche Aspekte	1
1.2 Therapievarianten	2
1.2.1 Komplikationen	12
1.3 Experimentelle Untersuchungen	19
1.4 Problemstellung der vorliegenden Arbeit	23
2 Material und Methoden	25
2.1 Vorbetrachtung	25
2.2 Versuchsaufbau	26
2.2.1 Belastungsvorrichtung	26
2.2.2 Messvorrichtung	29
2.2.2.1 Ω - Wegaufnehmer, Dehnungsmessstreifen	29
2.2.2.2 Messdosen	29
2.2.2.3 Spyder 8	30
2.2.2.4 Messsoftware catman®	31
2.2.2.5 IBM- Kompatibler PC	32
2.3 Osteosynthesen	32
2.3.1 Unterkiefermodelle	32
2.3.2 Osteotomie der Unterkiefermodelle	32
2.3.3 Osteosynthesysteme	32
2.3.4 Anfangsdokumentation der Osteosynthespaltbreite	33
2.3.5 Schraubenanzugsmomente	34
2.4 Belastungsversuche	34
2.4.1 Montage der Ω - Wegaufnehmer	34
2.4.2 Messreihen im Belastungssimulator	35
2.5 Schraubenlösemomente	35
2.6 Datenauswertung	35
2.6.1 Initiale Osteosynthespaltbreite	36
2.6.2 Belastungsversuche	36
2.6.3 Schraubenanzugs- und -lösemomente	37
2.7 Osteosynthesysteme im Einzelnen - Versuchsgruppen	38
2.7.1 Miniplattensysteme	39
2.7.1.1 Minikompressionsplatten für den atrophen Unterkiefer	39
2.7.1.2 Winkelstabile Miniplattensysteme	40
2.7.1.2.1 Unidirektionale winkelstabile Platten	41
2.7.1.2.2 Multidirektionale winkelstabile Platten	43
2.7.1.3 Miniadaptionsplatten 1.3 in 3D Anordnung	44
2.7.1.4 Miniadaptionsplatten 2.0	45
2.7.2 Makroplattensysteme	46
2.7.2.1 Konventionelle adaptive Rekonstruktionsplatten	47
2.7.2.2 Unidirektionale winkelstabile Rekonstruktionsplatten	48
3 Ergebnisse	50
3.1 Initiale Osteosynthespaltbreite	50
3.2 Stabilitätsuntersuchungen	57
3.2.1 Deskriptive Auswertung der Miniplattensysteme	58
3.2.1.1 Minikompressionsplatten für den atrophen Unterkiefer	58
3.2.1.2 Winkelstabile Miniplattensysteme: Uni- und Multidirektional	59
3.2.1.3 Miniadaptionsplatten	61
3.2.2 Deskriptive Auswertung der Makroplattensysteme	63
3.2.3 Inferenzielle Auswertung	64
3.2.3.1 Osteosynthespaltbreite am Cranialrand des Unterkiefermodells	64
3.2.3.2 Osteosynthespaltbreite auf der Lingualseite des Unterkiefermodells	68
3.3 Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheschrauben	71
3.3.1 Deskriptive Auswertung der Anzugs- und Lösemomente	71

3.3.2	Inferenzielle Auswertung	78
4	Diskussion	80
4.1	Konzeption der Studie	80
4.2	Versuchsaufbau	81
4.2.1	Kieferbelastungssimulator	81
4.2.2	Unterkiefermodell.....	83
4.2.2.1	Frakturzeugung - Osteotomie versus Bruchflächen.....	84
4.2.3	Kaukräfte.....	86
4.3	Ergebnisse	90
4.3.1	Initiale Osteosynthespaltbreite.....	91
4.3.2	Stabilitätuntersuchungen / Belastungsversuche	95
4.3.2.1	Stabilität der Systeme im Gesamtklassment - Inferenz Statistik.....	101
4.3.3	Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben	103
4.3.3.1	Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben im Gesamtklassment der Systeme - Inferenz Statistik	106
4.4	Synopsis – Ergebnisse und Auswahl von Plattensystemen unter ‚Downsizing‘- Aspekten	110
5	Zusammenfassung.....	118
6	Literatur	122
	Abkürzungsverzeichnis	136
	Abbildungsverzeichnis	138
	Tabellenverzeichnis	140
	Diagrammverzeichnis	142
	Anhang	143
	Danksagung	161

1 Einleitung

1.1 Grundsätzliche Aspekte

Frakturen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer machen nur einen geringen prozentualen Anteil am Gesamtaufkommen aller Gesichtsschädelfrakturen aus (ca. 1 % bei Bruce u. Strachnan 1976, Marciani 2001 und ca. 3 % bei Thaller 1993).

Prädilektionsgebiet für Frakturen im zahnlosen mäßig atrophischen Unterkiefer ist die Korpusregion dorsal des Foramen mentale (Amaratunga 1988).

Mit fortschreitenden Atrophiegraden wandern die Frakturen offenbar weiter nach anterior und durchqueren direkt die foraminale Region oder die nervale Austrittsöffnung (Kunz et al. 2001).

Die genannten Unterkieferabschnitte sind im zahnlosen Unterkiefer mit 62 % (Kunz et al. 2001) bis 86 % (Bruce und Ellis 1993) weitaus häufiger von Frakturen betroffen als in der bezahnten Mandibula.

Die Mehrheit der Patienten mit Frakturen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer gehört zur älteren Bevölkerungsgruppe (> 65 bis 70 Jahre), weshalb mit einer hohen Inzidenz von systemischen Komorbiditäten zu rechnen ist, z.B. kardiovaskulären oder chronisch respiratorischen Erkrankungen und Diabetes mellitus. Oftmals liegt zusätzlich eine Fehl- oder sogar eine Unterernährungssituation vor (Bruce und Ellis 1993, Xie 1999).

Überdies können ungünstige lokale Faktoren, wie die Abnahme der vertikalen Knochenhöhe, eine veränderte Knochenqualität (altersassoziierte Osteoporose aber auch Sklerosierung bzw. Dichtezunahme der Knochen-Kortices, McGregor u. MacDonald 1989), Abnahme der Vaskularisation (Bradley 1972, 1981, 1988) oder eine progene intermaxilläre Relation des Unterkiefers zur Oberkieferposition (Härle 1989) zu einem erhöhten Risiko für Komplikationen bei einer operativen Fakturversorgung beitragen.

Die Reparatur und das Remodelling (extern und intern) des residualen Unterkiefer- Alveolarfortsatzes nach Verlust oder Extraktion aller Zähne verläuft nach stereotypen Gesetzmäßigkeiten mit periost-osteoklastischer Resorption, die in der horizontalen Dimension beginnt und sich später vertikal fortsetzt. Die horizontale Resorption soll durch muskulären Druck von Lippen, Wange und Zunge zustande kommen, der Resorptionsvorgang in Vertikalrichtung wird als Inaktivitätsatrophie gedeutet. Die Resorptionsraten sind in den ersten Monaten nach Zahnverlust am größten, verlangsamen sich nach 6 Monaten deutlich und erreichen eine Stabilitätsphase nach 1 bis 2 Jahren (Carlsson 1967). Die progredienten Resorptionsstadien im Unterkiefer zeigen charakteristische Formen in den Knochenquerschnitten, für die mehrere Klassifikationen vorgeschlagen wurden (Wical und Swoope 1974a und b, Atwood 1971, 1979). Am bekanntesten ist die Einteilung von Cawood u. Howell (1988), nach der sechs Resorptionsklassen unterschieden werden. Diese Einteilung geht aus von Anfangsphasen mit gerundetem Kieferkamm, über „messerscharfe Kammformen“ mit erhaltener Höhe und reduzierter Breite bis hin zur vollständigen Abflachung der alveolären Knochenpartien, um bei hochatrophischen Extremvarianten mit Resorption bis in die basalen Unterkieferstrukturen, „negativem“ Höhenprofil und direkt unter dem Mukoperiost frei liegenden N. alveolaris inferior zu enden.

In der Traumatologie wird der Atrophiegrad des zahnlosen Unterkiefers üblicherweise gemäß der Einteilung von Luhr (Luhr et al. 1996a, 1996b) angegeben. (Tab. 1.1).

Atrophiegrad	Vertikalhöhe in der Frakturzone
keine traumatologisch relevante Atrophie	> 20 mm
Klasse I	16 – 20 mm
Klasse II	11 – 15 mm
Klasse III	≤ 10 mm

Tab. 1.1: Atrophiegrade bei Frakturen im zahnlosen Unterkiefer nach Luhr et al. (1996)

In Abhängigkeit der variierenden Atrophiegrade und infolge der möglichen Risikokonstellationen durch systemische und weitere lokale Faktoren gilt die adäquate Frakturbehandlung im zahnlosen Unterkiefer als besondere Herausforderung und gibt seit vielen Jahren Anlass zu Kontroversen (Nasser et al. 2007)

1.2 Therapievarianten

Im Grundsatz werden konservative, geschlossene Behandlungsmethoden von operativen Techniken mit offener Reposition und Fixation unterschieden. Die konservativen Verfahren (Tab. 1.2.1) reichen von der Verordnung weicher Kost (Cope 1982) über das Tragen von Kopf-Kinn Kappen bis zum „Einbinden“ von vorhandenem Zahnersatz (Unterkiefer Totalprothesen) oder von besonders angefertigten Gunning- Splints (Gunning 1863♦) zur mandibulo- maxillären Ruhigstellung. Zur Befestigung der Prothesen bzw. Gunning Splints im Unterkiefer verwendete man lange Zeit Drahtumschlingungen (circum mandibular wiring), die perkutan mit Hilfe von Führungsahnen eingebracht wurden; seit Mitte der 1980er Jahre werden dazu Osteosyntheseschrauben benutzt. Bei einer geschlossenen Behandlung werden die dislozierten Fragmentenden manuell oder durch Instrumenten- Zug (z.B. mit Haken, Klemmen, usw.) in Kontakt gebracht, bevor die Frakturzone ruhig gestellt wird, damit die Knochenheilung beginnen kann. Ein sehr einfaches und gut kontrollierbares Verfahren zur Immobilisation der Fragmente durch maxillo- mandibuläre Fixation im zahnlosen Kiefer ist die Applikation von Miniplatten zur Distanzüberbrückung zwischen Ober- und Unterkiefer unter Aufrechterhaltung der vertikalen Kieferrelation (Wolfe et al. 1989, Horie et al. 1992). Dazu werden die Plattenenden von ca. 4 - 5 cm langen Miniplatten an gegenüberliegenden Stellen auf der vestibulären Schleimhautseite der Alveolarfortsätze des Ober- und Unterkiefers bis hoch in die Umschlagfalten ankonturiert und mit mindestens zwei Schrauben auf jeder Seite transmukös befestigt.

♦ Thomas Brian Gunning (1813 – 1889), Zahnarzt, der während des amerikanischen Bürgerkriegs 1864 einen der von ihm entwickelten Splints zur Therapie einer beidseitigen Unterkiefer Fraktur für William H. Seward, den Staatssekretär von Abraham Lincoln anfertigte. Der Splint war einteilig, mit einem Futterloch versehen, bestand aus vulkanisiertem Kautschuk (Hartgummi) und wurde eingeschraubt. (Romm 1986)

Verfahren	Kurzbeschreibung	Vorteile	Nachteile
Keine aktive Behandlung	Keine chirurgische Intervention, weiche Kost, engmaschige Verlaufskontrollen, falls Frakturmuster geeignet: Redessierung und Ruhigstellung des Unterkiefers mit Kopf-Kinn Kappe	Anwendbarkeit bei multimorbiden inoperablen Patienten, falls keine anderen Therapie Optionen bestehen	Auf Sonderfälle beschränkt – singuläre Fraktur ohne oder mit minimaler Dislokation, Potentiell problematischer Endpunkt: Mal-Union, Pseudarthrose/ Non-Union, Dysfunktion
Totalprothesen – zur Maxillo Mandibulären Fixierung (MMF) (.circumferential/ mandibular wiring')	Vorhandene Totalprothesen modifiziert zum Monoblock, mit dem der Unterkiefer in Verbindung zum Oberkiefer immobilisiert wird ‚Futterloch‘ notwendig, Draht und / oder Schraubenfixierung in Maxilla und Mandibula	Unaufwändige Vorbereitung der Prothesen durch Anbringen von Haken oder Kieferbruchschienen, Wenig invasiv	Nicht rigide Fixierung, lange intraorale Verweildauer, MMF für alte und/oder gesundheitlich kompromittierte Patienten schwer zu tolerieren, eingeschränkte Compliance
Gunning Splint – zur Maxillo Mandibulären Fixierung (MMF) (.circumferential/ mandibular wiring')	Auf Situationsmodellen von Ober- und Unterkiefer im Labor hergestellte Methyl Methacrylat Prothesenbasen mit Bisswällen, die intermaxillär verschlüsselt werden, ‚Futterloch‘ notwendig, Draht und/ oder Schraubenfixierung in Maxilla und Mandibula	Wenig invasiv	Aufwändige Herstellung, Nicht rigide Fixierung, lange intraorale Verweildauer, MMF für alte und / oder gesundheitlich kompromittierte Patienten schwer zu tolerieren, eingeschränkte Compliance
Maxillo Mandibuläre Fixierung (MMF) über transmukös fixierte Miniplatten	Transmukös auf den Lateralfächen der Alveolarfortsätze von Ober- und Unterkiefer angebrachte Miniplatten zur Aufrechterhaltung der Vertikaldistanz und Immobilisation des Unterkiefers	Einfach ohne Vorbereitung und in Lokalanästhesie durchführbar	Nicht rigide Fixierung, lange intraorale Verweildauer, MMF für alte und/oder gesundheitlich kompromittierte Patienten schwer zu tolerieren, Eingeschränkte Compliance
Fixateur Externe	Perkutane Pins oder Schanz-Schrauben in den Unterkieferfragmenten und Stabilisierung mit einer äußeren Rahmenkonstruktion aus einem Metallbogen, Kohlefaserstäben oder Methylmethacrylatschild	Geringfügiges Weichgewebetrauma ohne extensive Knochenexposition, einfache und schnelle Technik, ggf. in Lokalanästhesie durchzuführen	Behinderung durch externe Pins Schrauben, Metall- oder Kunststoff Gestell, Verletzungsrisiko für den N. alveolaris inferior, ausreichendes Knochenangebot zur Pinfixierung notwendig

Tab. 1.2.1: Frakturen im zahnlosen Unterkiefer – Geschlossene Behandlungsverfahren (Modifiziert und erweitert in Anlehnung an Madsen et al. 2009)

Die Länge des nicht mit Schrauben besetzten Plattenabschnitts sollte dabei der Ruheschwebe des Unterkiefers entsprechen, wobei jedes Unterkieferfragment in dem entsprechenden Abstand gesondert mit einer Miniplatte gefasst werden sollte. Besonders geeignet sind Locking-Miniplatten, da sich die Platten mit Hilfe des Zusatzgewindes im Schraubenkopf über dem Schleimhautniveau anbringen lassen, so dass eine Weichgewebe Kompression mit nachfolgender Nekroseentstehung vermieden wird.

Historisch war der Fixateur externe („äußerer Festhalter“ mit perkutaner Knochenverankerung) eine der ersten Möglichkeiten zur operativen Behandlung von Unterkieferfrakturen (Pohl 1941, Ginestet 1946 u.v.m., Übersicht s. Cornelius et al. 2009). Die Indikation für eine Externe Pin Fixation wurde insbesondere bei Frakturen gesehen, die mit den damals gebräuchlichen intraoralen Schienen- oder Prothesenverbänden nur unter Schwierigkeiten zu behandeln waren: dislozierte Brüche im zahnlosen Unterkiefer oder in unbezahnten Unterkieferabschnitten, Trümmer- und Defektsituationen sowie pathologische Frakturen. Moderne Fixateur externe Systeme bestehen aus die Haut penetrierenden Fixationselementen (Metall Pins bzw. Schanz-Schrauben) und einem aufsteck- und verschraubbaren äußeren Gerüst in Form eines Metallbogens, Kohlefaserstäben oder eines anmodellierbaren Kunststoffschilds aus Kaltpolymerisat. Sämtliche Fixateur externe Systeme zeichnen sich durch eine einfache, schnelle und atraumatische Handhabung ohne Notwendigkeit zu einer größeren Exposition der Knochenoberflächen aus. Die wenig invasive auf die Insertionspunkte konzentrierte Weichgewebepenetration ist der Grund, weshalb die Pinfixation unter den geschlossenen Behandlungsverfahren aufgelistet (Tab. 1.2.1) wird. Bevorzugtes Anwendungsgebiet sind heutzutage Unterkieferfrakturen, bei denen die Knochenqualität verändert ist und die zusätzlich eine kompromittierte Weichgewebsbedeckung (z.B. als Bestrahlungsfolge) aufweisen. Voraussetzung für die Verwendung eines Fixateur externe bei Frakturen im zahnlosen atrophem Unterkiefer ist ein für die Pininsertion ausreichendes Mindestangebot an Knochensubstanz, das jedoch weit entfernt von der Frakturzone lokalisiert sein kann. Wegen der sperrigen, den Patienten beeinträchtigenden äußeren Rahmenkonstruktion wird sich der Einsatz eines Fixateur externe heutzutage allerdings auf Ausnahmesituationen beschränken (Kaufman et al. 2008, Alpert et al. 2009, Madsen et al. 2009).

Die offene Reposition von Frakturen im zahnlosen atrophem Unterkiefer bietet zahlreiche Optionen zur internen Fixierung mit Osteosyntheseplatten in unterschiedlichem Design, variierender Dimensionierung (d.h. Mini- und Makroplatten) Anzahl sowie die Kombinationsmöglichkeit mit mehreren Typen von Knochentransplantaten (Tab. 1.2.2).

Ganz nach Typ und der Größe der Hardware kommen für die offene Reposition und interne Fixation (ORIF) – alternativ oder auch gemeinsam – transorale oder externe operative Zugangswege in Frage. Die Freilegung des zahnlosen atrophem Unterkiefers über externe submandibuläre Schnitfführungen (ggf. erweitert, umlaufend submandibulär/ submental im Sinne einer Froschmaul Inzision) geht mit dem Risiko von Läsionen des R. marginalis mandibulae (VII) einher, erlaubt andererseits aber eine übersichtliche Darstellung sämtlicher Unterkieferabschnitte, falls nötig bis in den Bereich der Gelenkfortsätze. Transorale Zugänge in der Schleimhaut des anterolateralen Vestibulums eignen sich gut zur Exposition der Kinn- und seitlichen Unterkieferkorpus-Region.

Technik	Kurzbeschreibung	Vorteile	Nachteile
Offene Reposition und Fixation mit Miniplatte	Operative Freilegung und Reposition der Fragmente über einen transoralen oder externen Zugang, Monokortikale Fixation mit einer (oder mehreren in 3 D Anordnung) 2.0 Titan-Miniplatten. Verankerung 2 oder 3 Schrauben auf jeder Frakturseite, Schraubenlänge:	Technisch einfach, geringe Exposition von intraoral mit wenig Deperiostierung.	Load sharing Fixationstyp mit Indikationseinschränkung auf dazu ausreichende Dimensionierung der Fragmente, ohne adäquate interfragmentäre Abstützung Risiko für Ermüdungsbrüche der Platte, Schraubenausrisse und Dislokation
Offene Reposition und Fixation mit Rekonstruktionsplatte (Makroplatte > 2.4 mm) • Non- Locking Platte • Locking Platte	Nach operativer Freilegung und Reposition der Fragmente über einen externen Zugang Fixation mit einer Titan Rekonstruktions- platte oder Titan Locking- Rekonstruktionsplatte. Minimum zur Verankerung: 3 bikortikale Schrauben auf jeder Frakturseite	Ermüdungsbrüche der Platte selten, geringe Tendenz zur Schraubenlockerung unter zyklischer Belastung, Überbrückung bei hochgradigen Atrophien – i.S. eines Load bearing, keine sekundäre Dislokation der Fragmente bei der Schraubeninsertion	Externer submandibuläre Zugang (Läsionsgefahr: R. marginalis mandibulae –VII) Weite Exposition und Deperiostierung der Mandibula Oberfläche, Reduktion der Periost Kontaktfläche mit der Knochenoberfläche durch die Platte, Bikortikale Schraubeninsertion mit
Kompressions Osteosynthese	Makro- Kompressions Platten mit Gleitloch und exzentrischer Schraubeninsertion werden bei fortgeschrittener Atrophie heute nicht mehr empfohlen, Mini-Kompressionsplatten mit bikortikaler Schraubenverankerung kommen bei geringen und mittleren Atrophiegrad	Intermediäres Load sharing mit einem Plus an Stabilität gegenüber Miniplatten, evtl. transorale Plattenapplikation möglich	Plattenlänge erlaubt Applikation nur in Nähe der Frakturzone, Besonderheiten der Biomechanik und Platten Konturierung zum flächigen Schluss der Frakturzone
Pencil Bone Platte	Relativ neu speziell konzipierte Minikompressionsplatte bestehend aus einem verstärkten Mittelsteg mit sphärischen Gleitlöchern zum Kompressionsaufbau, beidseits anschließende Adaptationsplattenbereiche	Transorale Plattenapplikation, erhöhte Stabilität durch Mittelsteg und Kompressionsaufbau, nach bisheriger Studienlage auch für hochatrophe Situationen geeignet.	Besonderheiten der Biomechanik und Platten Konturierung zum flächigen Schluss der Fraktur

Tab. 1.2.2: Frakturen im zahnlosen Unterkiefer - Operative Techniken (Modifiziert und erweitert in Anlehnung an Madsen et al. 2009)

Eine zusätzliche transbukkal Instrumentierung zur Schraubeninsertion kann die Plattenosteosynthese in den dorsolateralen Mandibula Abschnitten (Kieferwinkel, Ramus ascendens) erleichtern. Der Hauptvorteil transoraler Zugänge besteht darin, dass keine äußerlich sichtbaren Narben entstehen. Das Risiko einer Verletzung des N. mentalis oder bukkalis sowie ein ‚Drooping chin‘ (Hängendes Kinn) als Folge einer unzureichenden Readaptation der Mentalismuskulatur sind hingegen nicht gänzlich ausgeschlossen. Falls die Knochenatrophie weit fortgeschritten ist, können sowohl der N. alveolaris als auch die zugehörige Arterie (Bruce und Strachnan 1976) frei unter dem Mukoperiost liegen und bei Inzision und Präparation direkt verletzt werden (Ellis und Price 2008).

Bei der operativen Frakturbehandlung im bezahnten Kiefer sollen transorale Zugänge häufiger mit Infektionen verbunden sein als externe Zugangswege (Toma et al. 2003). Es erscheint naheliegend, dass sich die Raten infektiöser Komplikationen bei diesen Vorgehensweisen zur Frakturversorgung im zahnlosen Unterkiefer nicht wesentlich anders verhalten (Madsen et al. 2009).

Nach operativer Freilegung und Reduktion der Fragmente stehen verschiedene Fixationstechniken mit Osteosyntheseplatten zur Verfügung (Tab. 1.2.2). Nach ihrem Querschnitt bzw. ihrer Profilstärke werden die Osteosyntheseplatten danach eingeteilt, ob sich eine Stabilität bzw. Kraftübertragung im Sinne eines Load sharing oder Load bearing (Ellis und Miles 2007) erreichen lässt (Abb. 1.2.1).

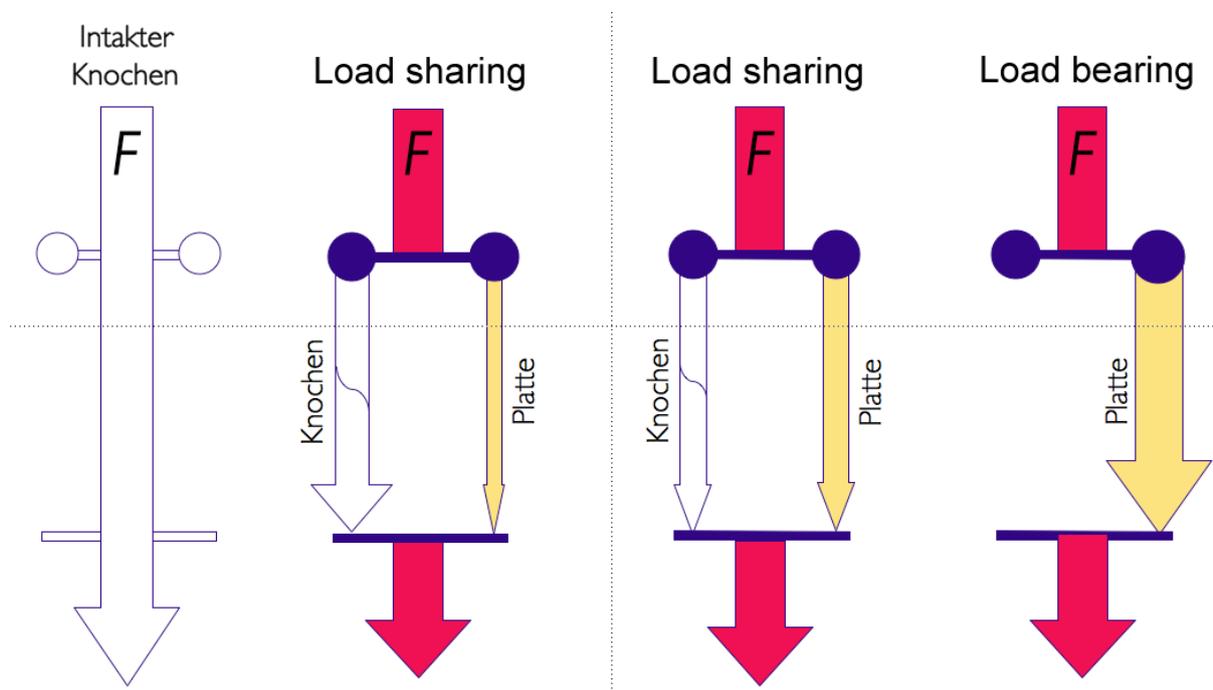


Abb. 1.2.1: Mechanik der Kraftübertragung (F) nach Load sharing und Load bearing Prinzipien in Gegenüberstellung (Einzelheiten s. Text)

Beim Load sharing übernimmt der Knochen nach der adaptiven Verplattung wieder die funktionelle Hauptlast während der Kraftübertragung, beim Load bearing wird die Kraftübertragung zur alleinigen Aufgabe der Platte. Die Profilstärke der Platten wird im Allgemeinen nicht direkt sondern über die zur Fixation verwendeten Schraubendurchmesser (in mm) angegeben. Die nicht präzise definierte Grenze zwischen Mini- und Makroplatten beginnt bei einem Schraubendurchmesser oberhalb von 2.0 mm.

Als typische Form einer Load sharing Osteosynthese nach Unterkieferfrakturen gilt die Fixation mit Miniplatten (Schraubendurchmesser 1.5, 1.7, 2.0 mm) nach Michelet et al. (1973) und Champy et al. (1975, 1976 a, b, c, d). Die Dimensionierung der Knochenquerschnitte an der Frakturlinie muss beim Load sharing in Höhe und Breite zur interfragmentären Abstützung („Bone buttressing“) und zur funktionellen Lastübertragung während der Mastikation ausreichen, denn die Osteosynthese mit miniaturisierten Platten kompensiert vornehmlich Zugkräfte und liefert insofern nur einen geringen Beitrag zur Stabilität. Im Gegensatz zur Lastteilung liegen in einer Load bearing Situation im Frakturbereich soweit reduzierte Knochenverhältnisse vor, dass dies einem Defekt gleichkommt und eine nunmehr massiv konfigurierte (Makro-) Osteosyntheseplatte als alleiniger Lastüberträger fungieren muss. Zu einer Load bearing Osteosynthese werden üblicherweise Rekonstruktionsplatten (Schraubendurchmesser: 2.3, 2.4, 2.5, 2.7 bis 3.0 mm) verwendet. Varianten mit gradueller Abnahme des Knochenangebots im Frakturbereich ergeben ein Kontinuum von intermediären Situationen, in denen unter Verwendung stabilerer Osteosynthesen immer noch ein Load sharing möglich ist. Anstelle einer einfachen, flach profilierten Standard Miniplatte, kommen stärkere Plattenprofile und/oder mehrere Platten sowie spezielle Locking-, Grid- oder Kompressionsplattensysteme dazu in Betracht.

Der offenen Reposition und Fixation von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer mit Miniplatten werden vielfach Vorteile zugeschrieben (Snell und Dott 1969, Frost 1991, Thaller 1993, Iatrou et al. 1998, Choi et al. 2005, Mugino et al. 2005). Die Plattenapplikation erfolgt intraoral nach minimaler Deperiostierung an der crestalen Knochenoberfläche, ist technisch einfach und schnell durchführbar. Bei fortgeschrittener Atrophie des Unterkiefers soll die Platte weiter in Richtung Caudalrand platziert werden, wenn der Knochen außerdem spröde ist, wird statt einer 4-Loch Platte die Verwendung einer 6-Loch Platte mit einer Fixierung durch 3 Schrauben auf jeder Fragmentseite empfohlen (Pape et al. 1999).

Rekonstruktionsplatten (Schraubendurchmesser > 2.4) erlauben lasttragende Osteosynthesen mit hoher Rigidität und Primärstabilität bei Frakturen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer (z.B. Spiessl et al. 1971, Spiessl 1988, Prein 1995, Eyrich et al. 1997, Schilli et al. 1998, Kunz et al. 2001 Ellis und Price 2008, Tiwana et al. 2009) mit ausreichend großer Spannweite bzw. Länge der Platten kann der Frakturbereich überbrückt werden und die Befestigung entfernt davon in stabilen Knochenpartien erfolgen. Bei unilateralen Frakturen im atrophischen Unterkieferkorpusbereich bedeutet eine derartige ‚remote Fixation‘ die Schraubenverankerung im Ramus ascendens und im Kinn- bzw. Symphysenbereich, bei bilateralen Korpusfrakturen die Verwendung einer Platte von Kieferwinkel zu Kieferwinkel in Form eines ‚Hufeisens‘ und Verschraubung an den Rami.

Seit ca. 10 Jahren sind Locking-Platten / Locking-Schrauben Systeme kommerziell erhältlich. Für die Versorgung von Frakturen im atrophen Unterkiefer bieten diese Systeme mit den Eigenschaften eines „Fixateur interne“ einige biomechanische Vorteile gegenüber konventionellen (Non-Locking) Plattensystemen:

- die Adaptation und die Konturierung der Platten an die Knochenoberfläche darf weniger präzise sein, kleinere Lücken in der Stegkonstruktion zwischen Knochen und Platte sind eher tolerabel und sollen die Stabilität innerhalb gewisser Grenzen (bis ca. 4 mm) nicht vermindern (Haug et al. 2002). Willkommene Nebenwirkung der Plattenpositionierung mit Abstand über der Knochenoberfläche ist die bessere Revaskularisation der kortikalen Knochenschichten von den umgebenden Weichgewebestrukturen aus (Prein und Rahn 1999).
- die Stabilität des Schrauben - Platten - Knochen - Verbunds ist insgesamt größer als bei Standardplatten (Gutwald et al. 1999, Sikes et al. 2000, Alpert et al. 2003, Egol 2004), womit bei limitierten anatomischen Platzverhältnissen infolge von Atrophie grundsätzlich auch im Querschnitt reduzierte Plattenprofile möglich werden (Ellis & Pride 2008).
- eine sekundäre Dislokation der reponierten Fragmente durch die Schraubeninsertion kommt nicht zustande, weil die Fragmente nicht an die Platte herangezogen werden, wenn die Locking-Schraube über das zweite Gewinde am Schraubenkopf winkelstabil in der Platte verriegelt wird (Egol 2004).

Die erste Osteosynthese mit Kompressionsplatten im maxillofazialen Bereich wurde bei einem Patienten mit bilateralen Frakturen im hochatrophen Unterkieferkorpus (Klasse III) durchgeführt (OP: Hans-Georg Luhr Oktober 1967, Eppendorf Hamburg - siehe Luhr 1999).

Unkontrollierbare sekundäre Dislokationseffekte, unzureichende interfragmentäre Abstützungsmöglichkeiten im atrophen Knochen und die nur zu einem Load sharing geeigneten Plattenquerschnitte und -Längen gehören zu den Gründen, weshalb Kompressionsplatten – trotz anfänglicher Erfolgsmittelungen (Levine 1987, Krebs 1988) – schnell aus dem allgemeinen Behandlungsrepertoire bei Frakturen im zahnlosen Unterkiefer verschwunden sind und heute als ‚nicht mehr empfehlenswert‘ apostrophiert werden. (Schilli et al. 1999, AO CMF Principles Courses).

Mit dieser Negativeinschätzung allerdings kaum zu vereinbaren sind die Behandlungsergebnisse von Luhr et al. (1996, 1996a, vorausgehender Bericht über Teilkollektiv: Merten und Wiese 1992). In einer der größten retrospektiven Studien zur operativen Frakturversorgung im atrophen Unterkiefer überhaupt mit 84 Kompressionsplatten Osteosynthesen bei 67 Patienten konnte eine Erfolgsquote von 96,5 % erzielt werden, entsprechend einer primären knöchernen Konsolidierung von 81 Frakturen. Im Gesamtkollektiv hatte bei 25 Frakturen eine Klasse I Atrophie, bei 33 Frakturen eine Klasse II Atrophie und bei 26 Frakturen eine Klasse III Atrophie vorgelegen. Bei einem Patienten mit einer Klasse II Atrophie des Unterkiefers war eine Bruchspalt Osteomyelitis aufgetreten, bei einer weiteren an einer Anorexia nervosa (Essstörung) leidenden Patientin mit bilateralen Frakturen bei Klasse III Atrophie (5 bzw. 6 mm) resultierte eine Non-Union beidseits. In Abhängigkeit von der Resthöhe des Unterkiefers wurden Platten des Vitallium Mandibular Compression Systems (Schraubendurchmesser 2.7 mm) oder eines kleineren Minikompressionssystems (Schraubendurchmesser 2.0 mm) verwendet. Gleichsam in Umkehrung des Load sharing und Load

bearing Prinzips, nach dem die Plattenstärke mit geringeren Anlagerungsflächen der Fragmentenden wachsen soll, wurde bei Klasse III Atrophien der axial komprimierende Miniplattentyp bevorzugt und bei geringeren Atrophiegraden die größer dimensionierte Kompressionsplatte verwendet, ohne dass jedoch Angaben zum genauen Zahlenverhältnis gemacht werden. Um bei bilateralen Unterkiefer - Korpusfrakturen sekundäre Dislokationen und eine Fixierung der Fragmente in Fehlstellung durch inkorrekt konturierte Kompressionsplatten zu umgehen, rät Luhr (1999) zu einem sequentiellen Prozedere: nach beidseitiger Exposition und Reposition werden die Platten angebogen und das Kompressionsschraubenpaar jeweils zunächst nur partiell eingedreht. Kommt es beim weiteren Eindrehen der Schrauben auf einer Seite zur Dislokation auf der noch locker befestigten Gegenseite, dann muss die Platte abgenommen und rekonturiert werden. Die Platten werden dann alternierend in beiden Frakturzonen kompressiv angeschraubt und solange wieder abgenommen und nachgebogen, bis die bestmögliche Adaptation der Fragmentenden erreicht ist.

Die sog. ‚Pencilbone Platte‘ eine speziell für die Frakturversorgung im atrophen Unterkiefer entwickelte Osteosyntheseplatte (Namensgebung bezieht sich auf den oftmals nur noch Bleistift-dünnen atrophen Knochen, vgl. Obwegeser und Sailer 1973), soll den besonderen biomechanischen und biologischen Anforderungen besser gerecht werden (Blume et al. 2003, Seper et al. 2004) als für Normalsituationen konfektionierte Plattensysteme. Das Plattendesign beruht auf einem Titan - Miniplattensystem (Schraubendurchmesser 2.0 mm Medartis AG, Basel Schweiz). Anders als die typischen Miniadaptationsplatten besitzt die Pencilbone Platte einen breiten, oval geformten Mittelsteg zur Stabilisierung des fraktur nahen Knochens sowie direkt seitlich davon zwei sphärische Gleitlöcher. Zwischen den inneren Kompressionslöchern und den frakturferneren Löchern sind zum einfacheren Anbiegen der Platte jeweils kleine Aussparungen (Schlitze) eingebracht. Die Verstärkung der mittleren Plattenanteile erstreckt sich über 4 Löcher mit einem Lochabstand in der Mitte zwischen den Gleitlöchern von 6 mm, 9 mm oder 12 mm, variierenden Zwischensteglängen bei Miniplatten vergleichbar. An den verstärkten Mittelteil der Osteosyntheseplatte schließen sich jeweils zwei bzw. drei normale, unverstärkte Löcher wie bei einer typischen Miniadaptationsplatte an. Das Design und die Dimensionen der Pencilbone Platte sind grazil und sollen eine genaue Adaptation an der Knochenoberfläche über längere Strecken ermöglichen. Die experimentell ermittelten Belastungswerte im Frakturspaltbereich sollen eine primäre Knochenheilung günstig beeinflussen (Blume et al. 2003), sofern die interfragmentäre Abstützung noch ausreichend ist. Ein Load bearing ist a priori nur mit Rekonstruktionssystemen möglich (Joos et al. 2001).

Die klinischen Erfahrungsberichte in der Literatur umfassen bisher nur 15 komplett zahnlose Patienten mit den Atrophieklassen II und III, die Erfolgsquote für Behandlungen im zahnlosen Kiefer ist den Mitteilungen nicht eindeutig zu entnehmen, da ohne genaue zahlenmäßige Differenzierung Frakturen im teilbezahnten Kiefer mit in die Angabe einer Gesamtrate primärer Knochenheilung von 90% eingehen. Interessanterweise ist das Anfangsdesign der Pencilbone Platte mittlerweile von der Herstellerfirma geändert worden. In der neuesten Plattengeneration sind sämtliche Löcher der Platte jetzt zur Fixierung mit Verblockungsschrauben vom sog. Trilock Typ ausgestattet, die Gleitlöcher zum Kompressionsaufbau im verstärkten Mittelteil der Platte sind nicht mehr vorhanden. Die Trilock-Schrauben haben ein spezielles Kopfdesign, das eine sphärische Dreipunkt-Keilverblockung in der

Platte bewirkt und für eine multidirektionale, winkelstabile Osteosynthese sorgt. Die Trilock Schrauben haben Schaftdurchmesser in aufsteigender Größe (2.0, 2.3, 2.5 mm) bei identischem Format der Schraubenköpfe. Dadurch sind verschiedene Schraubendurchmesser mit der Pencilbone Platte kombinierbar, womit sich die Stabilität der Knochenverankerung im Verbund mit der Platte modifizieren lässt.

Vor ca. 10 Jahren wurde ein unidirektionales, winkelstabiles Mini-Locking-Plattensystem (Synthes UniLOCK 2.0™) auf dem Markt eingeführt, das in drei Profilstärken (Large Profile, Medium Profile, Small Profile) erhältlich ist. Diese drei Plattenvarianten ergänzen die 2.4 UniLOCK Rekonstruktions-Platte zu einer Locking-Platten Familie im Sinne eines ‚Downsizing‘ nach unten. Die Dimensionierung der ‚Small Profile UniLOCK Platte‘ entspricht einer konventionellen Miniplatte, während die ‚Medium-‘ und ‚Large Profile‘ Platten Materialquerschnitte (Dicke und Breite) aufweisen (Werte s. Material und Methoden 2.7.1.2.1), die ihre Biegestabilität stufenweise in die Nähe der 2.4 Universal Frakturen Platte bzw. der 2.4 Locking-Rekonstruktionsplatte rücken. In Verbindung mit revaskularisierten Knochentransfers zum Unterkieferersatz ist bereits verschiedentlich über den erfolgreichen Einsatz dieser ‚kleinen‘ Rekonstruktionsplatten berichtet worden (Militsakh et al. 2004, Farwell et al. 2006). Obwohl im Werbematerial die Eignung der ‚Medium-‘ und vor allem die ‚Large Profile‘ Platten zur Osteosynthese von Frakturen im zahnlosen atrophen Unterkiefer besonders hervorgehoben wurde, ist in bisherigen Veröffentlichungen lediglich anhand von Einzelbeispielen (Ellis und Graham 2002, Alpert et al. 2003, Gutwald et al. 2003) oder anlässlich der Feststellung, die Platten derzeit routinemäßig im atrophen Unterkiefer einzusetzen (Ellis und Price 2008) auf die möglichen Vorteile dieser Plattenformate hingewiesen worden. Gegenüber den 2.4 Locking-Rekonstruktionsplatten vereinfachen sich die Biegebarkeit und die Ankonturierung; die reduzierten Profile verringern die Palpierbarkeit und die Perforationsgefahr durch die Weichgewebe, Interferenzen zwischen Platte und Prothesensattel werden vermieden, sofern eine kaufunktionelle Rehabilitation beabsichtigt ist.

Der letztgenannte Zweck soll auch mit der neuartigen Applikation von 2.4 (oder größeren) Locking-Rekonstruktionsplatten am Basalrand des Unterkiefers über einen extraoralen Zugang erreicht werden (Madsen und Haug 2006, Madsen et al. 2008). Die Lateralflächen des Unterkiefers werden zum Anbringen der Platte nur wenig freigelegt und die Positionierung der Platte tangiert die dünne oralwärts lokalisierte Weichgewebebedeckung (Mukoperiost und adhärente Gingiva) von vorneherein nicht mehr. Infolge dieser vorteilhaften Integration in den Weichgewebsmantel sinkt die Wahrscheinlichkeit für Wunddehiszenzen und eine Plattenexposition. Da die crestal und beidseits davon gelegenen Knochen-Oberflächen des Unterkiefers ausgespart bleiben, steht die Platte den Kunststoffsätteln einer Schleimhaut getragenen Prothese nicht im Wege.

In einer in vitro Testreihe an atrophen Kunststoffunterkiefern ergaben sich keine Unterschiede im mechanischen Verhalten zwischen Rekonstruktionsplatten, die am Basalrand des Unterkiefers (‚Inferior border fixation‘) oder auf übliche Weise entlang der Lateralfläche (‚Lateral border fixation‘) angebracht werden (Madsen und Haug 2008).

Technische Schwierigkeiten dürfte indessen das Anbiegen der kräftigen Rekonstruktionsplatten über die Kante machen, insbesondere wenn die Platte bei einer schmalen Kinn-/Unterkiefersymphysenregion in die Form einer Parabel gebracht werden muss.

Monokortikal verschraubte Titangitter („meshes“) haben den Vorteil, dass simultan bei der Frakturversorgung Knochendefekte mit autogener Spongiosa („mesh and mash“ = mesh plus particulate bone and marrow graft) oder Knochenersatzmaterial aufgefüllt bzw. Knochendefizite im Sinne einer Augmentation ausgeglichen werden (Dumbach et al. 1994, Schug et al. 2000, 2000a). Im atrophen Unterkiefer fand diese Methode ursprünglich Verwendung als Sekundärmaßnahme in Fällen von Non- oder Mal-Union in der Absicht die Knochenheilung durch vitales Zellmaterial zu optimieren (Boyne und Upham 1974). Die mechanischen Eigenschaften der zu Körben („crib“ oder „tray“) vorgeformten meshes erreichen nicht die Belastbarkeit von bikortikal verschraubten Rekonstruktionsplatten-Systemen, durch die dreidimensionale Anordnung stabilisieren sie den Unterkiefer aber besser als Miniplatten. Die experimentell ermittelte obere Belastungsgrenze der Titangitter im Molaren- bzw. Korpusbereich für Durchbiegung liegt bei 210 N (Schug et al. 2000 a). Zur Auffüllung mit autogenem Knochen lassen sich ‚partikuläre‘ Transplantate vom anterioren oder posterioren Beckenkamm, von der Tibia, Rippe oder der Calvaria entnehmen. Die Zumutbarkeit der ‚Donor-site‘ Morbidität muss bei geriatrischen Patienten individuell eingeschätzt werden. Ein weiteres Problem sind Komplikationen durch Schleimhautdehizensen mit Freiliegen des Gitters, Infektion des Transplantats, anschließender Resorption und Non-Union (Wittwer et al. 2006). Zur Wiedereingliederung von Prothesen wird außerdem eine Metallentfernung der in der Regel von extraoral eingebrachten Meshes notwendig werden (Madsen et al. 2008).

Resorbierbare Mesh Behälter („containments“) aus Polylactidsäure Copolymeren (z.B. PLLA/PDLLA 70/30-Macropore[®]) können helfen das Problem einer Zweitoperation vor prothetischer Neuversorgung zu lösen (Louis et al. 2004). Das thermoplastische Mesh Material wird entsprechend der gewünschten Augmentation angeformt und mit 1.5 mm Tacks (d.h. einer Art Tapeziernagel) befestigt. Das Material ist nicht röntgenopak und muss komplett entfernt werden, wenn es durch eine Wunddehizens zum Freiliegen kommt. Die resorbierbaren Containments liefern keine Stabilität und sind zur Frakturversorgung im hochatrophen Unterkiefer nur in Kombination mit lasttragenden Rekonstruktionsplatten (z.B. 2.4 oder 2.0 Large Profile UniLOCK – Louis et al. 2004) verwendbar.

Über die Osteosynthese von Frakturen im atrophen Unterkiefer mit resorbierbaren 2.0 mm 8- bzw. 12-Loch Miniplatten aus dem oben genannten Copolymer Material bei zwei über 80 Jahre alten Patienten wurde berichtet (Landes et al. 2003, Landes und Ballon 2006). In einem Fall heilte der Knochen aus, im zweiten Fall entwickelte sich eine straffe Pseudarthrose („fibrous Non-Union“).

Bevor Metallimplantate und Schrauben allgemein zur Verfügung standen, wurden vielfach kortikospongiöse Knochentransplantate direkt als Fixations- und Stabilisierungselemente im frakturierten atrophen Unterkiefer eingesetzt (Thoma 1960). Vorwiegend in Gebrauch waren autogene oder auch tiefgefrorene allogene Rippentransplantate, mit denen die Frakturzone entweder von intraoral (Obwegeser und Sailer 1973) oder von extern (Woods et al. 1979, Newman 1995) umgeben wurde. Un- oder längsgespaltene Rippensegmente wurden nach Art eines Sandwich auf der Lingual-

und Bukkalseite und/ oder als crestales On- bzw. Overlay aufgeschichtet und mit Drahtschlaufen (interossär und ‚circumferential wiring‘) oder Kortikalisschrauben fixiert. Die durch das Onlay-Transplantat erreichte Augmentation im Alveolarfortsatzbereich ergab die Möglichkeit zur nachfolgenden Vestibulumplastik und prothetischen Rehabilitation (Woods et al. 1979).

Seit Mitte der 1990er Jahre wurden avaskuläre (längsgespaltene) Fibulasegmente nicht nur zur präimplantologischen Augmentation von Unter- und Oberkiefer (Nelson et al. 2006), sondern in Einzelfällen auch bei Frakturen der atrophen Mandibula verwendet (Bschorer und Schmelzle 1997, Gehrke 2009). Ebenso wurden in einem Fallbericht günstige Erfahrungen nach dem mikrovaskularisierten Fibula Transfer zur Behandlung einer schweren Trümmerfraktur im atrophen Unterkiefer dargestellt (Zide und Ducic 2003). Ein langjähriges Follow up zeigte jedoch deutlich höhere Resorptionsraten für avaskuläre Fibulatransplantate im Vergleich zu revaskularisierten Fibula bone flaps (Li et al. 2007).

Vielfältige Innovationen aus der Biotechnik zur Unterstützung der Knochenregeneration oder zur Rekonstruktion versprechen in den letzten Jahren auch bei Frakturen im zahnlosen Unterkiefer eine Therapieoptimierung (Madsen et al. 2009). Außer von alloplastischen Knochenersatzmaterialien mit verbesserten Eigenschaften z.B. in Hinsicht auf die Biokompatibilität, Degradierbarkeit, Integration und mechanischer Stabilität (Wolff et al. 2004) ist die Rede von Zukunftsperspektiven durch Osteosyntheseplatten als Carrier für Bone Morphogenic - Protein - Substanzen (Shibuya et al. 2005), Tissue Engineering zur Herstellung von osteokonduktiven und osteoinduktiven Bausteinen für die Rekonstruktion (El-Gannam 2005, El-Gannam und Ning 2006) und von der Gen Therapie zur gesteuerten Regulation der Expressionsvorgänge mit dem Ziel, die Ausschüttung der molekularer Wachstumsfaktoren zeitlich und räumlich zu kontrollieren (Francheschi et al. 2005).

Eingang in die klinische Anwendung fand kürzlich die autogene mesenchymale Stammzellentransplantation nach Aspiration von der posterioren Beckenkammschaukel zusammen mit einem kortikospongiösen Knochenspan bei einer Non-Union im hoch atrophen Unterkiefer bei einer 56-jährigen Patientin (Wongchuensoontorn et al. 2009). Die Frakturheilung mit Integration der Transplantate verlief komplikationslos während einer 4-monatigen Nachbeobachtungsphase.

1.2.1 Komplikationen

Eine der üblichen Bemessungsgrundlagen für den Erfolg einer Behandlung ist das Auftreten von Komplikationen.

Zu den typischen Lokalkomplikationen in der Behandlung von Frakturen des zahnlosen atrophen Unterkiefers gehören Infektion, Sequestrierung kleinerer Fragmente, Osteomyelitis, freiliegende Platten, Fehlstellung der Fragmente, Pseudarthrose bzw. Non-Union (Spiessl et al. 1980), Schraubenlockerungen, Schraubenausrisse und Ermüdungsbrüche der Osteosyntheseplatten. Es wird über hohe Komplikationsraten in Größenordnungen von 4 % bis zu 20 % (bezogen auf Zahl der Patienten oder Anzahl der Frakturen) berichtet (z.B. Amaratunga 1988, Krebs 1988, Buchbinder 1993, Thaller 1993, Eyrich et al. 1997, Ellis und Price 2008), wobei regelmäßig Korrelationen mit den

folgenden (zum Teil schon vorangehend angesprochenen) Aspekten und Problemkreisen hergestellt werden (Ellis und Price 2008):

- Atrophiegrad / -klasse
- geschlossene Behandlung oder offene Reposition und Fixation
- operative Zugangswege: intraoral versus extraoral versus Kombination aus beiden
- Deperiostierung: subperiostale versus supraperiostale Präparation und Plattenapplikation
- Hardware Dimension und Hardware Typ bei interner Fixierung: Miniplatten versus Intermediär- versus Makro- bzw. Rekonstruktions-Platten, Kompressionsplatten, Spezialplatten, Locking- versus Non-Locking-Platten

Darüber hinaus wird der primären oder sekundären Knochentransplantation eine besondere Bedeutung für die Knochenkonsolidierung bei der Frakturversorgung im atrophen Unterkiefer zugemessen (Bruce und Strachnan 1976, Obwegeser und Sailer 1973, Wittwer et al. 2006). Nach der aktuell noch begrenzten Datenlage aus kleinen Patientenserien sollen sich nach primären Aufbauten mit partikulärem Knochenmaterial von Beckenkamm oder Tibia sehr geringe bzw. gar keine lokalen Komplikationen ergeben haben (Ellis und Price 2008, Tiwana et al. 2009).

Als sekundäres Augmentationsverfahren ist auch die aus Präprothetik und Präimplantologie bekannte vertikale Distractionsosteogenese denkbar. Damit wird gleichzeitig ein Weichgewebezuwachs bewirkt, extreme Atrophiegrade bedeuten aber Grenzen für die notwendigen horizontalen Osteotomien des Restknochens (Hidding et al. 1999, Adolphs et al. 2009).

Wegweisend für alle späteren Arbeiten zu Frakturen im zahnlosen Unterkiefer waren zwei Studien der Chalmers J. Lyons Academy ♦ (Bruce und Strachnan 1976, Bruce und Ellis 1993). Diese beiden Studien bemühten sich erstmalig um die deskriptiv- statische Auswertung von Behandlungsergebnissen bzw. Komplikationsraten in Patienten- Kollektiven, die groß genug waren, um eine Stratifizierung nach epidemiologischen Kriterien, Komorbidität und den zuvor aufgeführten Einflussfaktoren zu gestatten (Marciani 2001).

Nach der Fragebogenauswertung der ersten Chalmers J. Lyons Academy Studie aus der Mitte der 1970er Jahre (Bruce und Strachnan 1976) fand sich in der größten Untergruppe von 146 Patienten nach Behandlung von uni- oder bilateralen Frakturen in der atrophen Korpusregion in 20 % (n = 31 Patienten) eine (,fibrous') Non-Union und bezogen auf das Gesamtkollektiv von 216 Patienten mit Frakturen in allen Lokalisationen des zahnlosen Unterkiefers immer noch in 14,3 %. Die Atrophieklassen im Falle einer Non-Union verteilten sich folgendermaßen: Klasse I und II, n = 7 Patienten, Klasse III n = 24 Patienten. Bilaterale Frakturen lagen bei 18 Patienten mit Non-Union vor.

♦ 1927 zunächst als CJ Lyons Club gegründete Akademie für Oral and Maxillofacial Surgery. Die Gründungsmitglieder waren alle Schüler von Chalmers J. Lyons, der zwischen 1917 und 1935 an der University of Michigan, Ann Arbor, Direktor des ersten Oral Surgery Trainingsprogramm war. Heute sind Akademie Mitglieder als Chairmen von Trainingsprogrammen in allen US Staaten und Kanada aktiv. Zielsetzung ist die kritische Auseinandersetzung mit OMFS Themen, Behandlungsergebnissen und Innovationen. 1976 und 1993 wurden zwei retrospektive Multicenter-Fragebogen-Studien (an Mitglieds Universitäten) zur Frakturbehandlung im zahnlosen atrophem Unterkiefer durchgeführt, um erstmals genügend hohe Fallzahlen für eine statistische Auswertung zu erreichen.

In 25 Fällen mit späterer Non-Union war eine offene transorale oder extraorale Fraktur Reposition erfolgt, meistens in Kombination mit interossären Drahtnähten und in 6 Fällen eine geschlossene Behandlung.

Die zweite Chalmers J. Lyons Academy Studie mit Datenerhebungen aus den Jahren 1989 - 1991 wurde unter der Prämisse von in der Zwischenzeit von 15 Jahren zur ersten Studie geänderten Osteosynthese Techniken durchgeführt. Dementsprechend war bei den meisten der 104 Patienten mit 167 Frakturen eine offene Reposition und interne Fixierung mit einer Plattenosteosynthese (laut Abstract bei 81,5 % der Patienten) vorgenommen worden. Zu einer verzögerten Knochenheilung oder (fibrous') Non-Union kam es bei 16 Patienten (15 %) aus dem Gesamtkollektiv bzw. bei 21 Frakturen (12,6 %). Nur in zwei Fällen des Non-Union Kollektivs betrug die Resthöhe der zahnlosen Mandibula mehr als 20 mm, im Übrigen lagen 6-mal Atrophiegrade zwischen 10 und 20 mm und 8-mal von weniger als 10 mm vor. Tatsächlich waren bei den 16 Non-Union Patienten folgende Behandlungsmethoden zur Anwendung gekommen:

Geschlossene Behandlung – n = 5;

Intraoraler Zugang und Drahtnaht – n = 1;

Intraoraler Zugang in Kombination mit Drahtnaht und externer Pin Fixation – n = 1;

Intraoraler Zugang und Kombination aus Metall Mesh / Knochentransplantat – n = 1;

Intraoraler Zugang und Plattenosteosynthese – n = 4;

Extraoraler Zugang und Drahtnaht – n = 2;

Extraoraler Zugang und Plattenosteosynthese – n = 2.

In Relation zur Anwendungsfrequenz der einzelnen Behandlungsmethoden hatte die geschlossene Reduktionstechnik ($\sum n = 19$ Patienten) und Osteosynthesen über intraorale Zugänge ($\sum n = 15$ Patienten) deutlich schlechtere Ergebnisse als die extraorale Frakturversorgung ($\sum n = 70$ Patienten: davon n = 58 Kompressionsplatten, n = 6 Rekonstruktionsplatten und n = 6 mit Meshes, Drahtnähten, externer Pin Fixation oder Schrauben) mit Plattenosteosynthesen.

Üblicherweise werden Unterkieferfrakturen subperiostal freigelegt, um die Reposition der Fragmente durch die resultierende gute Visualisierung und Übersichtlichkeit zu erleichtern und die Platten direkt auf der Knochenoberfläche platzieren zu können.

Im Hinblick auf fortgeschrittene Atrophiegrade des zahnlosen Unterkiefers wird demgegenüber der Erhalt des ernährenden periostalen Gefäßplexus propagiert und deswegen eine supra- bzw. epiperiostale Präparationstechnik und Plattenapplikation als obligate Voraussetzung für die Frakturheilung und zur Umgehung von Komplikationen erachtet (Marciani und Hill 1979, Luhr et al. 1996, Luhr 1999). Diese Ansicht stützt sich auf die histologischen, radiologischen und hämodynamischen Untersuchungen zu den Durchblutungsverhältnissen am Unterkiefer von Bradley (1972, 1975, 1976, 1981, 1982, 1988) sowie von McGregor und McDonald (1989). Nach diesen Arbeiten erleidet die A. alveolaris inferior 15 Jahre früher als das übrige Carotis externa Gefäß-System eine ausgeprägte Kollagenose. Mit zunehmender Reduktion der endostalen Vaskularisation

im Alter soll sich die Blutversorgung der Mandibula hauptsächlich auf den (sub-) periostalen Gefäßplexus umstellen. Die Änderung der Durchblutungsverhältnisse wurde auch als eine der Ursachen für Zahnverlust und Alveolarfortsatzabbau angenommen (Bradley 1975). Durch eine Eröffnung und Elevation des Periostschlauches im Rahmen einer offenen Fragmentreposition wurde eine Minderdurchblutung mit erhöhtem Risiko für eine Non-Union befürchtet. Die Kontroversen um etwaige nachteilige Folgen einer Deperiostierung des Knochens im atrophen Unterkiefer dauern bis heute. Zum Thema Unterkiefervaskularisation sind zwischenzeitlich zahlreiche Publikationen (u.a. Saka et al. 2002, Semba et al. 2005, Loukas et al. 2008) erschienen, die mit moderner Methodik, beispielsweise mit Ultraschall Doppler Technik (Ethinandan et al. 2000, Eisemann et al. 2005) zu gleichartigen Befunden kommen, wie seiner Zeit Bradley.

Dennoch wird schon seit einigen Jahren die Frage gestellt, ob die Bedeutung von Bradleys Arbeiten nicht überinterpretiert wurde und den Weg zu sehr in Richtung konservativer Frakturversorgungskonzepte für den atrophen Unterkiefers gewiesen habe (Marciani 2001). Jüngste Auffassungen gehen davon aus, dass eine – im Gegensatz zur subperiostalen Freilegung – technisch schwierige supra- bzw. eperiostale Präparation die Gefäßperforatoren aus dem anhängenden Weichgewebe sogar eher unterbrechen könnte (Ellis und Price 2008). Weil Schwierigkeiten, wie die beeinträchtigte Darstellung der Frakturenenden mit der Gefahr einer Fehlreposition oder eine Kompromittierung der Durchblutung in der erhaltenen Periostschicht durch fest darauf adaptierte Non-Locking-Osteosyntheseplatten hinzukommen und autogene Knochentransplantate nur direkt auf dem Knochen platziert werden dürfen, um die Knochenheilung zu fördern, wird zum Umdenken aufgefordert (Ellis und Price 2008).

Neben den biologischen und operativ technischen Gesichtspunkten stehen nach wie vor die mechanischen Faktoren im Mittelpunkt der Überlegungen zur Senkung von Frakturheilungsstörungen. Im Einzelnen debattiert werden die Wechselbeziehungen zwischen dem Atrophiegrad des frakturierten Unterkiefers, der Mobilität der Fragmente und der Auswahl eines geeigneten Hardwareformats für eine adäquate Stabilisierung (Wittwer et al. 2006). Die reduzierten Querschnittsflächen der Fragmentenden, welche den Knochen zu Knochen Kontakt einschränken und daher nicht zu einem Load sharing beitragen können, werden immer wieder als Argument gegen die Verwendung von Miniplattensystemen angeführt (Eyrich et al. 1997, Kunz et al. 2001). Das Knochenangebot ('bony buttressing') muss ausreichen, um eine lasttragende Funktion zu übernehmen, andernfalls muss eine stärker dimensionierte Load bearing- Platte verwendet werden. In der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) ist daraus die genauso einfache wie einprägsame Formel geworden: 'The thinner and more atrophic the mandible, the thicker and longer the plate needs to be' (Prein 1995, Schilli et al. 1998).

Mit verminderten Kaukräften und einer Abnahme der Kauleistung im zahnlosen atrophen Unterkiefer (z.B. Helkimo et al. 1977, Haraldson et al. 1979, Michael et al. 1990, Pistner und Kukiz 1998, Fontijn-Tekamp et al. 2000, Miura et al. 2001, Feine und Lund 2006, Madsen und Haug 2006), wird die Frakturversorgung mit Miniplatten dennoch zuweilen gerechtfertigt. Nicht selten kommt es dann aber innerhalb weniger Tage nach dem chirurgischen Eingriff zur Lockerung oder Ermüdungsfrakturen der

Miniplatten (Beispiel s. Abb. 1.2.1.1), da diese nicht in der Lage sind, der Lastübertragung und den zyklischen Lastwechseln stand zu halten (Bruce und Ellis 1993, Eyrich et al. 1997).

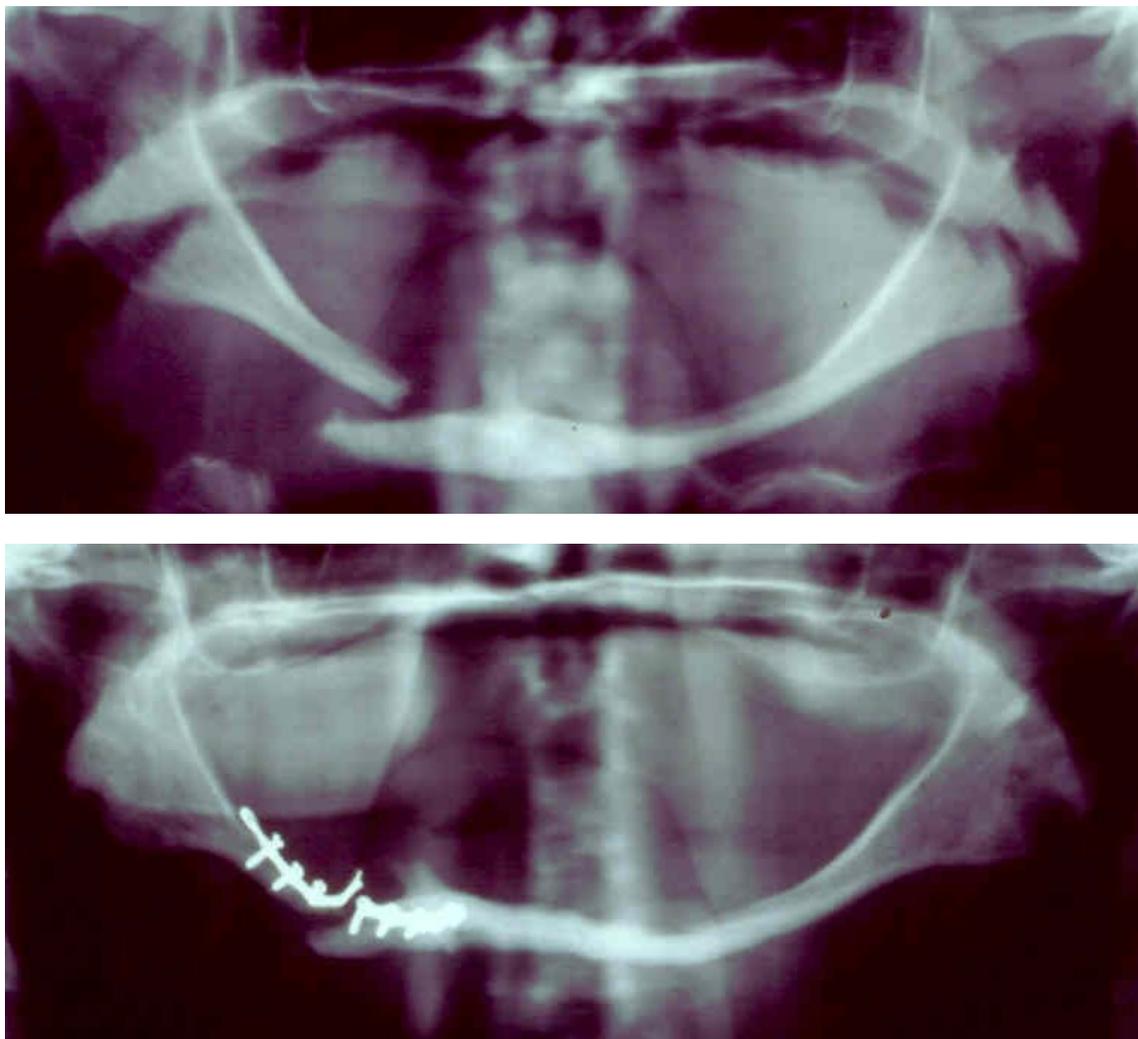


Abb. 1.2.1.1: Unilaterale Korpusfraktur im zahnlosen hochatrophischen Unterkiefer (Frau 67 Jahre) im Orthopantomogramm. Oben: Präoperative Situation mit Dislokation der Fragmente; Unten: Postoperativ - Fraktur und Deformation der Miniosteosyntheseplatte mit erneuter Fragment - Fehlstellung (Bilder mit freundlicher Überlassung von Prof. Anders Westermarck, Karolinska Institut, Stockholm)

Für die Ermüdungsbrüche der Miniplatten wird die funktionelle Belastung des Unterkiefers mit konsekutiven Deformationseffekten aus mehreren Richtungen gleichzeitig verantwortlich gemacht (Tucker 2000). Simultan mit den Vertikalbewegungen durch die antagonistische Wirkung der Masseter-Pterygoideus-Schlinge (Aufwärtsrotation) und der suprahyoidalen Muskulatur (Abwärtsrotation), sollen die Unterkieferkorpora und die Symphysenregion im Kauzyklus eine Auslenkung in der Horizontalebene durchmachen (Ellis und Price 2008). Dieser ‚Wishboning‘ ♦

♦ Wishbone (auch Thanksgiving bone oder Pulley bone): Wunschknöchel oder (Lat.) Furcula – Gabelbein; Fusionierte Clavicula bei Vögeln und Theropoden (bipede Dinosaurier) als ihren Vorläufern. Die Furcula hat das Aussehen einer Wünschelrute bzw. eines Y und hat drei Enden. Der Name Wunschknöchel leitet sich aus der Tradition ab, beim Thanksgiving im Anschluss an das Truthahnesse das Gabelbein zu zerbrechen. Zwei Festteilnehmer dürfen sich einen Wunsch vorstellen und das Gabelbein mit den kleinen Fingern auseinander ziehen. Der Wunsch desjenigen, der nach dem Bruch des Knochens das größere Stück mit dem Mittelteil in der Hand hält, soll in Erfüllung gehen. Beim Flügelschlag eines Vogels werden die beiden Furculaäste während der Abschlagsphase gespreizt. Durch die elastische Deformation soll kinetische Energie gespeichert werden, die beim Aufschlag wieder freigesetzt wird.

genannte Effekt ist durch Studien an Primaten (Makaken und Paviane, Familie der Cercopithecidae) bekannt geworden (Hylander und Johnson 1994), wobei die Zugbelastung auf der Lingualseite der Symphyse die Druckbelastung auf der Labialseite um ein mehrfaches übersteigt. Kombiniert mit dem ‚lateral transverse bending‘ beim ‚Wishboning‘ sollen sich die Unterkieferkorpora in einer Torquebewegung um eine Sagitalachse nach außen oben drehen (Daeglin und Hylander 1998, Daeglin und Scott 2009, Ichim et al. 2006, 2007). Ob diese Gegebenheiten auf den humanen Unterkiefer übertragbar sind, muss mangels entsprechender Untersuchungen dahingestellt bleiben. Die repetitive Deformation einer Miniplatte bei einem – im atrophen Unterkiefer möglicherweise verstärkten – ‚Wishboning‘ wäre jedenfalls eine plausible Erklärung für die beobachteten Ermüdungsfrakturen von Miniplatten (Ellis und Price 2008).

Auch bei Makro- oder Load bearing- Platten ist mit Ermüdungsbrüchen zu rechnen, wenn die Frakturheilung ausbleibt, also eine Defektsituation entsteht und die Platte permanenten Belastungswechseln ausgesetzt ist (Kunz et al. 2001). Die Langzeitfestigkeit (bis zu 250.000 Belastungszyklen) scheint in einer Defektsituation allein von der Plattendimensionierung (2.7 mm > 2.4 mm Rekonstruktionsplatte) abhängig zu sein, wohingegen die Verwendung von Non-Locking- oder Locking-Platten/Schraubensystem bei guter Ankonturierung der Platten keinen Einfluss haben soll (Schupp et al. 2007).

Bei Verzicht auf eine Metallentfernung nach einer Frakturkonsolidierung sind als Kehrseite des Problems ‚Stress shielding‘- Effekte durch massive Platten mit Abnahme der Knochendichte und Resorptionserscheinungen am Knochen letztlich nicht ausgeschlossen (Dechow et al. 1995).

Schraubenbrüche werden selten beobachtet, jedoch ist bereits die Insertion von bikortikalen Schrauben in den mitunter spröden und fragilen Knochen eines hochatrophen Unterkiefers mit der Gefahr von Über- bzw. Ausdrehen des Bohrlochgewindes, Absplitterungen, zusätzlicher Fragmentierung und Verletzungen des N. alveolaris inferior verbunden (Marciani 2001, Madsen und Haug 2006, Madsen et al. 2009). Der Vorzug gehört daher, wie bereits erwähnt, längeren Platten, denn sie ermöglichen, die Schrauben nicht unmittelbar in Frakturnähe platzieren zu müssen. Bemerkenswert ist, dass die zweite Chalmers J. Lyons Studie zur Lösung dieser Problematik die Entwicklung großer Platten, die sich mit kleinen, weniger gefahrträchtigen Schrauben befestigen lassen, empfiehlt (Bruce und Ellis 1993).

Der allgemeine Trend bei der Behandlung von Frakturen im bezahnten Unterkiefer geht zu einem ‚Downsizing‘ in Größe und Anzahl der Platten (Sauerbier et al. 2008), obwohl noch lange nicht alle biophysikalischen Variablen verstanden sind, die bei kleinen Plattensystemen involviert sind (Champy und Kahn 1995, Rudderman et al. 2008).

Ähnliche Tendenzen zeichnen sich in den letzten Jahren auch bei der Frakturversorgung im zahnlosen atrophen Unterkiefer ab. Auf der einen Seite wurden die Profilstärken und Schraubendurchmesser der ‚Makro‘- Rekonstruktionsplatten reduziert, um ein inkrementell, in variierenden Last Situationen, verwendbares System (Locking-Platten Familie) mit vereinfachter Handhabung zu etablieren. Andererseits wurde das Profil von Mini Plattensystemen verstärkt, um daraus eine Spezialplatte für Frakturen im atrophen Unterkiefer, nämlich die ‚Pencilbone Platte‘ zu

entwickeln. Im anfänglichen Design besaß die Pencilbone Platte noch Gleitlöcher, um eine Kompression am Frakturspalt aufzubauen und die Knochenheilung günstig zu beeinflussen. Damit wurde zweifellos das Kompressionsplattenkonzept von Luhr wieder aufgegriffen, für das im Vergleich zum übrigen Schrifttum aus der damaligen Zeit erstaunlich niedrige Komplikationsraten beschrieben worden waren (Luhr et al. 1996, 1996a, Luhr 1999) und das mit der erfolgreichen Verwendung von Miniplatten bei Frakturen im hochatrophen Unterkiefer bis heute nicht in die Logik der AO Formel passen will (Prein 1995, Schilli et 1998). Mit der technischen Weiterentwicklung der Verankerung der Fixateur interne Platten mit unidirektionalen Locking-Schrauben (z.B. Locking-Platten Familie) zu multidirektionalen winkelstabilen Systemen (z.B. Gbara et al. 2008, 2008a) sind die Gleitlöcher aus den ‚Pencil Bone Platten‘ ausgewechselt worden. Eine Begründung für diesen Wandel steht bisher aus und ist hypothetisch nicht ausschließlich in Modernisierungs- und Marketing-Erwägungen zu suchen, sondern eventuell auch in nachteiligen klinischen Erfahrungen.

Die Datenlücken zu den klinischen Erfolgsquoten und Komplikationsraten nach offener Reposition und Fixation von Frakturen im zahnlosen atrophem Unterkiefer betreffen nicht nur die Hardware Neuentwicklungen der letzten Jahre, sondern sind genereller Natur. Frakturen im zahnlosen Unterkiefer kommen schließlich nur selten vor, so dass der derzeitige Wissensstand immer noch weitgehend empirisch ist und auf Meinungen in Expertenkreisen bzw. Erfahrungen anerkannter Autoritäten sowie retrospektiven Patientenserien (= Locking-Platte Evidenzklasse IV und III, Deutsches Netzwerk Evidenzbasierte Medizin, e.V.) beruht. Ein systematischer Cochrane Review konnte keine randomisierten und kontrollierten klinischen Studien identifizieren (Nasser et al. 2007) und empfiehlt denn auch Behandlungsentscheidungen bis zum Vorliegen eines ‚more robust‘ Evidence Levels an individuellen Patientenbefunden und klinischen Erfahrungswerten auszurichten. Erfahrung und Evidenz aufgrund randomisierter klinischer Studien müssen sich nicht von vorneherein gegenseitig ausschließen, sondern bauen aufeinander auf. Stringente randomisierte Methodenvergleiche aus der klinischen Anwendung sind für die zahlreichen Hardwareoptionen bei der offenen Reposition und Fixation von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer in absehbarer Zukunft voraussichtlich nicht zu erwarten. Rückschlüsse auf das Stabilitätsverhalten der verschiedenen Platten- und Schraubentypen werden nur aus in vitro Experimentierreihen oder allenfalls aus gut angelegten klinischen Multicenter Studien zu ziehen sein. Obwohl die Chalmers J. Lyons Studien als bisher einzige Muticenter Studien methodische Defizite aufweisen, wurde darin bereits über verbesserte Erfolgsaussichten mit einer aggressiveren chirurgischen Vorgehensweise spekuliert, und zwar mit einer Soforttransplantation von autogenen Rippen oder partikulärem Knochenmark (Bruce und Strachan 1976).

Dass in einigen der kürzlich publizierten Studien zur Frakturversorgung im atrophem Unterkiefer (Ellis und Price 2008, Tiwana 2009) in der Tat partikuläre Knochentransplantate in Kombination mit Locking-Plattensystemen verwendet wurden und nunmehr keine Komplikationen (Non-Union) mehr beobachtet wurden, hat also eine längere Vorgeschichte.

1.3 Experimentelle Untersuchungen

Bisher haben sich insgesamt acht experimentelle Studien mit verschiedenen Aspekten beim ‚Management‘ von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer bzw. zahnlosen Unterkieferabschnitten auseinandergesetzt.

- Gegenstand der ersten Studie (Crofts et al. 1990) war ein in vitro Vergleich der Fixationsfestigkeit zwischen der sog. ‚Mennen‘ Platte (auf der Kompressionsseite) und der Champy Platte (auf der Zugseite) an einem Schweine - Rippen - Modell. Die Mennen Platte (Mennen 1981,1984) ist eine Knochenklammer, die aus einem Halbrohrprofil mit einem durchgehenden Mittelstück besteht, von dem insgesamt fünf Klammerarmpaare zu beiden Seiten abgehen. Das längsgerichtete Mittelstück zwischen den Armen hat ähnliche Abmessungen wie eine 4-Loch Champy Miniplatte. Die Mennen-Platte wird bei Frakturen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer vom Basalrand her ‚paraskeletal‘ appliziert. Dabei werden die reponierten Fragmente nur mit den Enden der Klammerarme gefasst, die übrigen Plattenanteile kommen – wie bei einem Fixateur interne – nicht in Kontakt mit dem Periost oder der Knochenoberfläche (Maung Aung et al. 1990). Bei experimenteller Belastung bis zum Bruch versagten die nach einer artifiziellen Fraktur (Osteotomie) mit Platten versorgten Rippen bei deutlich niedrigeren Werten als die nicht frakturierten Kontrollen; zwischen den beiden Fixierungsmethoden ließen sich jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede nachweisen. Über die Vertikalhöhe der Rippen werden in der Arbeit keine Angaben gemacht. Die am Basalrand des Unterkiefers befestigte Mennen Platte kann im Kauzyklus keinen Nutzen aus einem Bony buttressing ziehen und muss in einer Load bearing Situation fungieren. Der Halt der Klammerarme wird vom intraoperativen Anpressdruck bestimmt und ist damit variabel. Die Belastungswerte beim Versagen lagen für die Mennen Platte bei durchschnittlich 25 N, bei den monokortikal fixierten Champy Platten im Mittel bei 32 N. Entweder verbogen sich die Champy Platten, es kam zur Schraubenlockerung oder beides trat gleichzeitig auf. Obwohl die Mennen Platte in kürzlichen Publikationen zur Frakturversorgung im atrophischen Unterkiefer noch als aktuelle Methode aufgeführt wird (Madsen et al. 2009), ist sie von Beginn an nach Dimensionierung, Geometrie und Grundkonzeption fragwürdig gewesen (Assael 1990).

- In einer tierexperimentellen Studie an 40 Beagle Hunden ging es um die Frage, ob Art und Muster des Frakturheilungstyps durch Bezahnung bzw. Zahnlosigkeit modifiziert werden (Freitag und Landau 1996). 6 Monate vor Beginn der eigentlichen Studie wurden bei 16 dieser Tiere die Prämolaren im Unterkiefer rechts extrahiert. Im Gesamtkollektiv erfolgten nach der Fraktursetzung in der zahnlosen Korpusregion dann Osteosynthesen entweder mit Kompressions- oder mit Miniplatten. In den 4 daraus resultierenden Untergruppen wurden die Frakturzonen in einer Verlaufsreihe nach Zeiträumen von 1, 2, 4, 6, 8, 12 und 24 Wochen mikroradiographisch und histologisch untersucht. Die Gruppe mit Miniplattenosteosynthesen im unbezahnten Kieferabschnitt zeigte durchwegs eine sekundäre Knochenheilung über eine Knorpel- Kallus- Bildung. In den beiden Gruppen mit erhaltener Bezahnung und Kompressionsplatten oder Miniplattenosteosynthese als auch in der Gruppe mit einer Kompressionsplatten Versorgung bei Zahnlosigkeit fand sich dagegen ein Verlaufsmuster, das insgesamt einem direkten Knochen - Heilungsmodus entsprach. Zudem erschien der Heilungsprozess in den unbezahnten Kieferabschnitten verlangsamt. In der Schlussfolgerung werden die Ergebnisse

als Hinweis auf stabilisierende Effekte von Zähnen während der Frakturheilung gedeutet. Die Unterschiede in der Knochenheilung in unbezahnten Kieferabschnitten nach Kompressionsplatten bzw. Miniplatten Osteosynthese werden in der Publikation hingegen nicht kommentiert.

- In einer von der Arbeitsgruppe um Luhr (Hönig und Merten 1996) durchgeführten tierexperimentellen Studie an 16 Göttinger Minipigs wurde ein Osteosyntheseplattendesign mit einem punktförmigen Noppenmuster auf der Unterseite (Multi Point Contact Osteosyntheseplatte – MPC-Platte) vorgestellt. Die MPC-Platte hatte die Abmessungen einer konventionellen 8-Loch ‚Dynamic Compression Plate‘. Der limitierte Kontakt mit der Unterlage war dazu vorgesehen, das Periost bzw. die periostale Vaskularisation innerhalb der Noppenzwischenräume auch bei supra- bzw. epiperiostaler Platzierung der MPC-Platte zu erhalten. Die Applikation von Kompressionsplatten auf der Periostoberfläche galt damals als Schlüssel zur erfolgreichen Osteosynthese von Frakturen im atrophem Unterkiefer (siehe 1.2.1), Luhr et al. 1996, 1999a). Mit histomorphologischen und mikroangiographischen Untersuchungstechniken wurden die genannten Besonderheiten im Heilungsablauf 4, 8, 12 und 16 Wochen nach unilateraler Frakturierung im bezahnten Unterkieferkorpus der Minipigs dargestellt. Der Kreis zur Frakturversorgung im atrophem zahnlosen Unterkiefer wurde mit einem klinischen Fallbeispiel geschlagen, wo bei einer Resthöhe von unter 10 mm zwei übereinander angeordnete Mini-MPC Platten angebracht wurden.

- Eine in vitro Studie an einem Kragbalken-Modell (‚cantilever beam‘) aus Rinder Rippenmaterial verfolgte die Absicht, den Einfluss zunehmender vertikaler Knochenatrophie und Plattentyp (Miniplatte versus Rekonstruktionsplatte) auf die Stabilität des Gesamtkonstrukts zu überprüfen (Sikes et al. 2000). Die bovinen Rippen wurden in 4 Gruppen auf Vertikalhöhen von 40, 30, 20 und 10 mm reduziert, in der Mitte senkrecht osteotomiert und mit Miniplatten (6-Loch 2.0 mm Titanadaptationsplatten mit Zwischensteg, Synthes®) monokortikal (Schraubenlänge 6 mm) stabilisiert. Die Miniplatten wurden in allen Gruppen gleichartig jeweils in 5 mm Entfernung vom Oberrand der Rippen angebracht. In einer fünften Versuchsgruppe wurden Rippen mit 10 mm Vertikalhöhe nach der medianen Osteomie mit einer Rekonstruktionsplatte überbrückt (6-Loch 2.4 Rekonstruktionsplatte, Synthes®) und bikortikal verschraubt. Bei einer Belastung mit 75 N waren die Miniplatten bei Knochenhöhen von 40 und 30 mm der Rekonstruktionsplatte in Gruppe 5 an Stabilität überlegen. Mit abnehmender Vertikalhöhe sanken die zum Versagen führenden Belastungswerte, wobei die Rekonstruktionsplatte bei 10 mm Knochenhöhe sich etwa auf gleichem Niveau hielt wie die Miniplatten bei Rippenhöhen von 30 und 40 mm. Diese Befunde sind der experimentelle Beleg für den ‚Bony Buttressing Effect‘ oder anders ausgedrückt für das Load sharing / Load bearing Prinzip. Impliziert wird, dass Miniplatten bei der Versorgung von Frakturen im non-atrophem zahnlosen Unterkiefer mit Resthöhen von 30 mm und mehr mit einiger Wahrscheinlichkeit für eine adäquate Fixierung geeignet sind. Bei Frakturen im atrophem Unterkiefer werden rigidere Fixationstechniken als vorteilhaft angesehen.

- Der experimentelle Teil einer Studie zur Pencilbone Platte beschäftigt sich mit dem mechanischen Verhalten dieser Spezialplatte für Frakturen im atrophem Unterkiefer unter Last (Blume et al. 2003). Dazu wurden Berechnungen mit der Finite Element Methode (FEM) ergänzt durch eine biomechanische Testung im statischen Biegeversuch durchgeführt. In der FEM- Analyse der

Pencilbone Platte wurde eine Fixierung der Platte mit je zwei endständigen Schrauben und die Einleitung einer mittleren Kraft von 100 N angenommen, die in der Mittellinie der Platte angreift. Der Maximalwert der von Mises Vergleichsspannung im FEM Modell, d.h. die Materialbelastung im Querschnitt der Platte, unter Biegebewlastung bzw. Kaukraftapplikation betrug bei der Pencilbone Platte mit 299 N / mm^2 gegenüber 877 N / mm^2 nur 34 % der konventionellen 2.0 Miniplatte. Das Verteilungsmuster der Querschnittsbelastungen in der Platte zeigte, dass der ovalförmig verstärkte Mittelsteg der Pencilbone Platte spannungsverteilend wirkt und sich die von Mises Spannungswerte im Bereich der Schraubenlöcher gegenüber der herkömmlichen 2.0 Miniplatte verringern. In den Biegeversuchen erwies sich die Pencilbone Platte ebenfalls deutlich stabiler als eine 4-Loch Standard 2.0 Miniplatte mit Zwischensteg, im Vergleich war die Maximalkraft bis zur Deformation dreimal so hoch. Zusammenfassend sollen die experimentellen Untersuchungen eine Stabilität für die Pencilbone Platte mit ihren vergleichsweise kleinen Dimensionen nachweisen, wie sie sonst nur bei Makroplatten vorhanden ist.

- Eine weitere in vitro Studie am Kragbalkenmodell aus Rinder Rippen (Choi et al. 2005) stellte sich die Aufgabe, die Stabilität verschiedener Miniplattenfixationstechniken (eine Platte / 4-Loch oder 6-Loch am Cranialrand versus zwei Platten/ 4-Loch oder 6-Loch in Parallelanordnung am Cranial- und Basalrand) bei abnehmenden Vertikalhöhen des Knochens (40, 20, 15 oder 10 mm) zu evaluieren, um die Fixationstechniken bei Frakturen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer zu optimieren. Der Versuchsaufbau war identisch mit der bereits weiter oben zitierten Studie (Sikes et al. 2000). Als Standard zur Beurteilung der Stabilität bei 3 Atrophieklassen (vgl. Luhr- Einteilung) und mit vier variierenden Plattenkonfigurationen in insgesamt 12 Versuchsgruppen diente die Fixation mit einer 4-Loch Miniplatte am Oberrand der bovinen Rippen mit 40 mm Höhe (non-atroph). Alle Versuchsgruppen mit Knochenatrophie und einer singulären Miniplattenversorgung zeigten signifikant geringere Stabilitäten als das non-atrophe Standard-Konstrukt. Im Vergleich zu den Gruppen mit einer Miniplatte erreichten die nach der Atrophieklasse korrespondierenden Versuchsgruppen mit einer Doppelplattenanordnung jeweils mindestens zweifach höhere Stabilitätswerte und waren sämtlich stabiler als das non-atrophe Standardkonstrukt. Größere Plattenlängen mit drei anstelle von nur zwei Löchern bzw. Schrauben pro Osteotomiesegment (Fragment) bewirkten sowohl bei den Einfach- als auch den Doppel-Plattenversorgungen nur einen geringen Zuwachs an Stabilität. Die direkte Korrelation eines zunehmenden Vertikalabstands zwischen parallel übereinander angeordneten Miniplatten mit der erzielbaren Stabilität wird jedoch nicht erläutert (Ellis 2004). In der abschließenden Diskussion wird die Fixation von Frakturen im atrophischen Unterkiefer mit zwei 4-Loch Miniplatten vorgeschlagen. Die Effektivität dieser Vorgehensweise bei geringen Resthöhen des Knochens und demzufolge geringen Distanz zwischen den Miniplatten wird dabei nicht in Frage gestellt. Die Studie hat besondere Relevanz, weil sie systematisch Mehrpunkt Fixationen bzw. die Frakturstabilisierung in einer Mehrplattenkonfiguration anspricht.

- In einer in vitro Studie an zahnlosen atrophischen Unterkiefer Modellen (Sawbone) wurde das biomechanische Verhalten nach der Frakturversorgung mit Locking-Rekonstruktionsplatten, die entweder entlang der Lateralfäche oder auf der Unterseite des Mandibulabogen angebracht waren (Madsen und Haug 2006) untersucht. Die Unterkiefer Modelle wurden auf eine einheitliche

Vertikalhöhe von 10 mm reduziert. Zur Simulation von bilateralen Frakturen wurden mit einer Schablone beidseits vertikale Osteotomien auf Höhe des Foramen mentale angelegt. Die Osteosynthese erfolgte nach Ankonturierung von 14-Loch Rekonstruktionsplatten (Synthes®) über die Fläche oder die Kante umlaufend von innerem Kieferwinkel zu innerem Kieferwinkel mit 12 Locking-Schrauben (Durchmesser 2.4 mm, Länge 10 mm). Die Plattenlöcher über den Osteotomien wurden leer gelassen. Beide Modell- / Platten- Konstrukte wurden einer vertikalen Belastung an der Modellsymphyse oder einer Torsionsbelastung im Bereich des Unterkieferkörpers links mit einer servohydraulischen Testeinheit ausgesetzt. Über einen Bereich zwischen 0 und 900 N wurden Last-Deformations Diagramme aufgezeichnet. Die Maximale Lastaufnahme, die Deformation bei maximaler Lastaufnahme und die Materialsteifigkeit (N/m) wurden bestimmt, wobei sich für beide Varianten der Lasteinleitung keine Unterschiede für die Plattenapplikation an der Lateralfläche oder in der Horizontalebene an der Unterkante des Unterkiefers feststellen ließen. Die Wertebereiche lagen in oder über der maximalen Kaukraftgröße und den funktionellen Belastungsbereichen, soweit diese für atrophe Unterkiefer unter physiologischen Bedingungen oder nach einer chirurgischen Frakturbehandlung bekannt sind.

- Analog zu den in vitro Experimenten von Choi und Mitarbeitern (2005) an bovinen Rippen wurde kürzlich das biomechanische Verhalten (kompressive Belastung des Knochens in Umgebung der Schraubenverankerungen, die Stabilität (von Mises Spannungen) von monokortikalen Miniplatten Osteosynthesen (Schraubenlänge 7 mm) und die interfragmentäre Dislokation (= ‚largest gap‘ zwischen den Knochenfragmenten) bei unilateralen Frakturen des zahnlosen Unterkiefers in drei verschiedenen Atrophieklassen (bei 20, 15, 10 mm Resthöhe des Unterkieferkorpus) und bei non-atropher Knochenhöhe (30 mm) an aus CT-Daten generierten 3D FEA-Modellen untersucht (Sugiura et al. 2009). Die Frakturen in der Prämolarenregion wurden mit einer 4-Loch Miniplatten Fixierung entweder in einer Einfach- (‚Single-Superior Border‘) oder in einer Doppel- bzw. Parallelanordnung (‚Double-Superior and Inferior Border‘) versehen. Für alle vier Vertikalhöhen des Unterkieferknochens und die beiden Fixierungsvarianten wurde einmal eine Modellierung mit Knochenkontakt und einmal ohne Knochenkontakt, d.h. mit einem Kontinuitätsdefekt (dessen exakte Größe nicht angegeben wird), zwischen den Fragmentenden vorgenommen. Dementsprechend waren insgesamt 16 biomechanische Modellszenarien zu unterscheiden. Die interfragmentäre Dislokation unter punktförmiger anteriorer Belastung auf der Crestalfläche der Unterkiefersymphyse mit 62,8 N betrug in allen Szenarien mit einer Doppel-Miniplatten-Fixierung weniger als 10 µm. In den Single-Miniplatten Modellen mit Knochenkontakt lag die interfragmentäre Dislokation in allen Szenarien unter einem Maximum von 65 µm. Im Gegensatz zu der erwarteten inversen Beziehung zwischen Knochenresthöhe und Ausmaß der interfragmentären Dislokation fand sich der Höchstwert in der non-atropen Modell Simulation, während die Dislokation mit zunehmenden Atrophiegraden in der Reihenfolge der Luhr Klassen I, II und III stufenweise abnahm. Als mögliche Erklärung für dieses ungewöhnliche Verhalten wurde die größere Nachgiebigkeit der Unterkiefermodelle (bzw. der Gesamtkonstrukte) in den Atrophieklassen II und III bei Biegebelastungen angenommen.

Die interfragmentäre Dislokation nach Single-Miniplatten-Fixierung ohne Konchenkontakt zwischen den Fragmentenden verhielt sich erstaunlicherweise ebenfalls proportional zur Restknochenhöhe in

den Luhr Klassen, begann jedoch auf einem Ausgangsniveau von 123 μm bzw. 134 μm im non-atrophen bzw. im Luhr Klasse I Modell.

Die von Mises Spannungen konzentrierten sich in allen Szenarien im mittleren Abschnitt der 4-Loch Platten und zwar bei der Doppelplatten Fixation in der cranial angebrachten Miniplatte. In allen Modell Konstellationen mit Knochenkontakt stiegen die von Mises Spannungen mit Abnahme der Restknochenhöhe bzw. mit zunehmendem Atrophiegrad, wobei für die ‚Single-‘ und ‚Double-Fixation‘ jeweils nahezu identische Größenordnungen bestanden.

Die höchsten Kompressionskräfte in der knöchernen Umgebung der Schrauben waren in allen Modell Konstellationen am Hals der mittleren (proximal inserierten) Schraube zu beobachten. Bei allen Modellvarianten mit einer Doppel- Miniplattenfixierung lag die Kompressionsbelastung in der caudal angebrachten Platte höher als in der cranial positionierten Platte. Sofern Knochenkontakt vorhanden war, machten sich zwischen Einfach- und Doppel- Miniplattenfixierungen keine nennenswerten Unterschiede der Kompressionskräfte um die Schrauben bemerkbar. In Modellen mit Knochenkontakt verteilten sich die kompressiven Kräfte immer entlang der basalen Unterkieferränder. Auch wenn die Vertikalhöhe der Kiefer abnahm erfolgte die Lastübertragung dabei im Sinne eines Load sharing über die knöchernen Strukturen.

Bei Single- Miniplattenfixierung ohne Knochenkontakt überschritten die kompressiven Kräfte um die frakturnahen Schrauben das physiologische Limit von 4000 μstrain , was sich klinisch in Form von Schraubenlockerung manifestieren soll. Im Gegensatz dazu befanden sich die Werte bei Vorhandensein von Knochenkontakt stets unterhalb dieser Grenze. Dies traf genauso auf die Single-, wie auf die Double- Miniplattenfixierungen zu.

Nach den Befunden dieser FEA Simulation wurde die Frakturversorgung des atrophen Unterkiefers mit Miniplatten in einer Doppelanordnung als unter biomechanischem Aspekt überaus verlässliche Methode eingeschätzt.

1.4 Problemstellung der vorliegenden Arbeit

Die Frakturbehandlung im zahnlosen atrophen Unterkiefer stellt komplexe Anforderungen. Auswahl und Erfolg einer Therapie werden wesentlich von einer korrekten Einschätzung der lokalen, systemischen und sozialpsychischen Gegebenheiten der zumeist von diesen Frakturen betroffenen geriatrischen Patienten bestimmt. Die therapeutischen Konzepte reichen von minimalistisch konservativen Ansätzen und die Applikation von Miniplatten über transorale chirurgische Zugänge bis zur aggressiven operativen Intervention von extern unter Verwendung von groß dimensionierten Rekonstruktionsplatten in Kombination mit primären autologen Knochentransplantaten, die zur Verbesserung der Frakturheilung und Kieferaugmentation dienen sollen. Erfolge und Misserfolge mit Miniplatten, ebenso wie das zur Insertion von stabileren Makroplatten notwendige invasive Vorgehen bieten immer wieder Anlass, das biomechanische Verhalten der zur Verfügung stehenden Hardware zu hinterfragen. Welche Plattenformate in Anzahl und Konfiguration, welches Applikationsprinzip (Kompression, Adaptation, Fixateur interne) oder welche Schraubentypen (Non-Locking, Locking) und Schraubendurchmesser am besten geeignet sind, ist bisher weder im direkten klinischen Vergleich noch experimentell hinreichend geklärt. Angesichts der geringen Inzidenz von Frakturen im zahnlosen

atropnen Unterkiefer sind von klinischen Studien kaum Antworten zu erwarten. Moderne Osteosyntheseplattensysteme finden in den bislang bekannten experimentellen Untersuchungen (vgl. 1.3) kaum Berücksichtigung in Form konsequenter Gegenüberstellungen mit älteren Systemen.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand deshalb darin, die Stabilität moderner Hardwaresysteme in einer experimentellen Vergleichsreihe an einem Unterkiefer Simulator zu überprüfen, um die Möglichkeiten für ein „Downsizing“ der Osteosyntheseplatten einschätzen zu können. Das zu diesen in vitro Untersuchungen verwendete synthetische Unterkiefermodell war zahnlos und entsprach in Form sowie anatomischer Dimension (Vertikalhöhe: 19 mm) der Atrophieklasse I nach Luhr. Zur Simulation einer Fraktur wurde in reproduzierbarer Lokalisation eine vertikale Osteotomie innerhalb der Korpusregion rechts angelegt. An insgesamt 84 Modellunterkiefern wurden 12 Konstrukte aus verschiedenen Mini-, Intermediär- und Makroplattensystemen[♦] auf ihre Stabilität getestet. Während der Belastungstests wurde die Distanzzunahme innerhalb den verplatteten Osteotomiespalten bei einer Kraftzunahme in 5 N Schritten mit der Dehnungsmessstreifentechnik registriert. Zusätzlich zu dieser quantitativen Bestimmung der Bewegungen im Frakturspalt wurde vor Beginn der Messungen das Repositionsergebnis kontrolliert und kategorisiert und die Schraubenanzugsmomente gemessen. Nach Abschluss der Belastungstests wurden die Schraubenlösemomente bestimmt. Der Hardware Typ sollte die einzige Variable in diesem experimentellen Setting darstellen. Schon in der Versuchsplanung war klar, dass die in vitro Untersuchungsergebnisse bestenfalls einer kurzen Momentaufnahme vor Einsetzen des Frakturheilungsprozesses gleichkommen können.

Obwohl auch in Zukunft Testmodelle nur schwerlich in der Lage sein dürften, alle Einflussfaktoren zu simulieren (Kroon et al. 1991, Schmelzeisen et al. 1992, Piffko et al. 2003, Rudderma et al. 2008) sind Einblicke in die grundlegende Biomechanik wertvoll.

[♦] Die winkelstabile multidirektionale Pencilbone Platte war zum Zeitpunkt der Untersuchungen noch nicht verfügbar. Die Trilock Schrauben wurden deshalb in Verbindung mit einer 3D Gitterplatte in die Unterkiefermodelle inseriert und getestet.

2 Material und Methoden

Um die Stabilität der verschiedenen Plattensysteme nach Osteosynthese einer simulierten Fraktur im Körper des zahnlosen Unterkiefers zu überprüfen, sind standardisierte Versuchsbedingungen notwendig. Zur Verfügung standen

- ein spezieller aus mehreren Bestandteilen zusammengesetzter Kieferbelastungssimulator, der von Henssler (1999) und Duda (2002) entwickelt wurde,
- zahnlose normierte Unterkiefermodelle aus Polyurethan (Fa. Sawbones, Typ 1343) mit jeweils einer Osteotomie Regio 45/46,
- 12 Osteosynthesysteme verschiedener Hersteller.

2.1 Vorbetrachtung

Der von Henssler (1999) und Duda (2002) entwickelte und beschriebene Kieferbelastungssimulator wurde in seiner Mechanik dem verwendeten zahnlosen Unterkiefermodell entsprechend angepasst.

Für den Kieferbelastungssimulator muss ein Koordinatensystem (Abb. 2.1) festgelegt werden. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt im Zentrum des rechten Kiefergelenkköpfchens der eingebrachten Unterkiefermodelle.

Die x- Achse zeigt nach anterior, die y- Achse steht senkrecht dazu und verläuft durch die Mitte der beiden Kiefergelenksköpfchen. Die z- Achse steht senkrecht auf den beiden anderen Achsen in einer vertikalen Ebene und zeigt nach cranial.

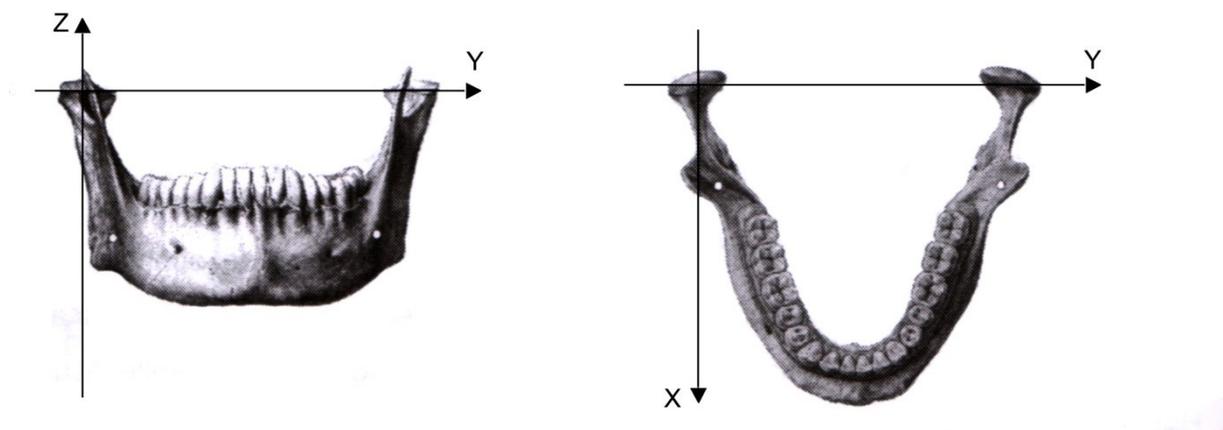


Abb. 2.1: Koordinatensystem im Kieferbelastungssimulator (Quelle: Henssler, 1999)

2.2 Versuchsaufbau

2.2.1 Belastungsvorrichtung

Die zahnlosen Unterkiefermodelle wurden nach der standardisierten Osteotomie mit den unterschiedlichen Osteosynthesystemen verplattet.

Durch ein komplexes System aus Seilen, Umlenkrollen und Pneumatikzylindern ließ sich eine gezielte Krafteinwirkung auf das Unterkiefermodell erreichen. Diese gezielte Krafteinwirkung simulierte die Kaukraft.

Der Kieferbelastungssimulator war so aufgebaut, dass das Unterkiefermodell für die Messung „auf dem Kopf“ stehend in eine Haltevorrichtung gebracht wurde. Im Gelenkbereich lag der Unterkiefer auf zwei transversal, individuell einstellbaren Aluminium Vollprofilen mit je einer gefrästen Mulde, die einer Fossa condylaris entsprach (Abb. 2.2.1c).

Im Bereich der Canini wurde der Unterkiefer beidseits durch eine transversale aus einem Metallstab bestehende Auflage gehalten, welche die vertikale Kaukraft F_z an eine darunter liegende Sechskomponenten- Messdose weiterleitete.

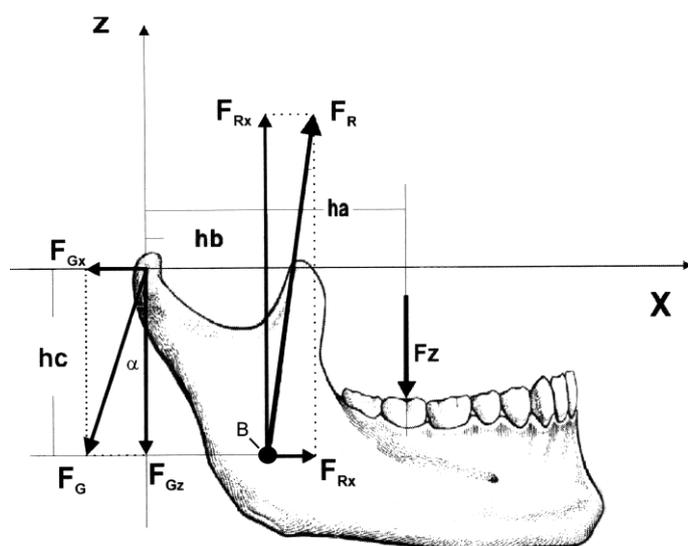


Abb. 2.2.1a: Zerlegung der Kräfte in x und y Richtung: resultierende Muskelkraft F_R , vertikal symmetrische Kaukraft F_z sowie die Gelenkkraft F_G und Angabe des Bohrloches B. (Quelle: Henssler, 1999)

Die Simulation der resultierenden Kaumuskulatur F_R erfolgte durch eine seitengetrennte Zugvorrichtung mit Kunststoffseilen, die an den aufsteigenden Unterkieferästen angebracht wurde. Der Ansatzpunkt für die Seile bestand aus je einem Bohrloch (Abb. 2.2.1a: Punkt B), dessen Lage rechnerisch aus dem Gleichgewicht der Kräfte und Momente unter Berücksichtigung der maximal zulässigen Kiefergelenkskraft F_G ermittelt wurde (Abb. 2.2.1a) und auf die Position $h_b = 27 \text{ mm}$ und $h_c = 29 \text{ mm}$ bestimmt wurde.

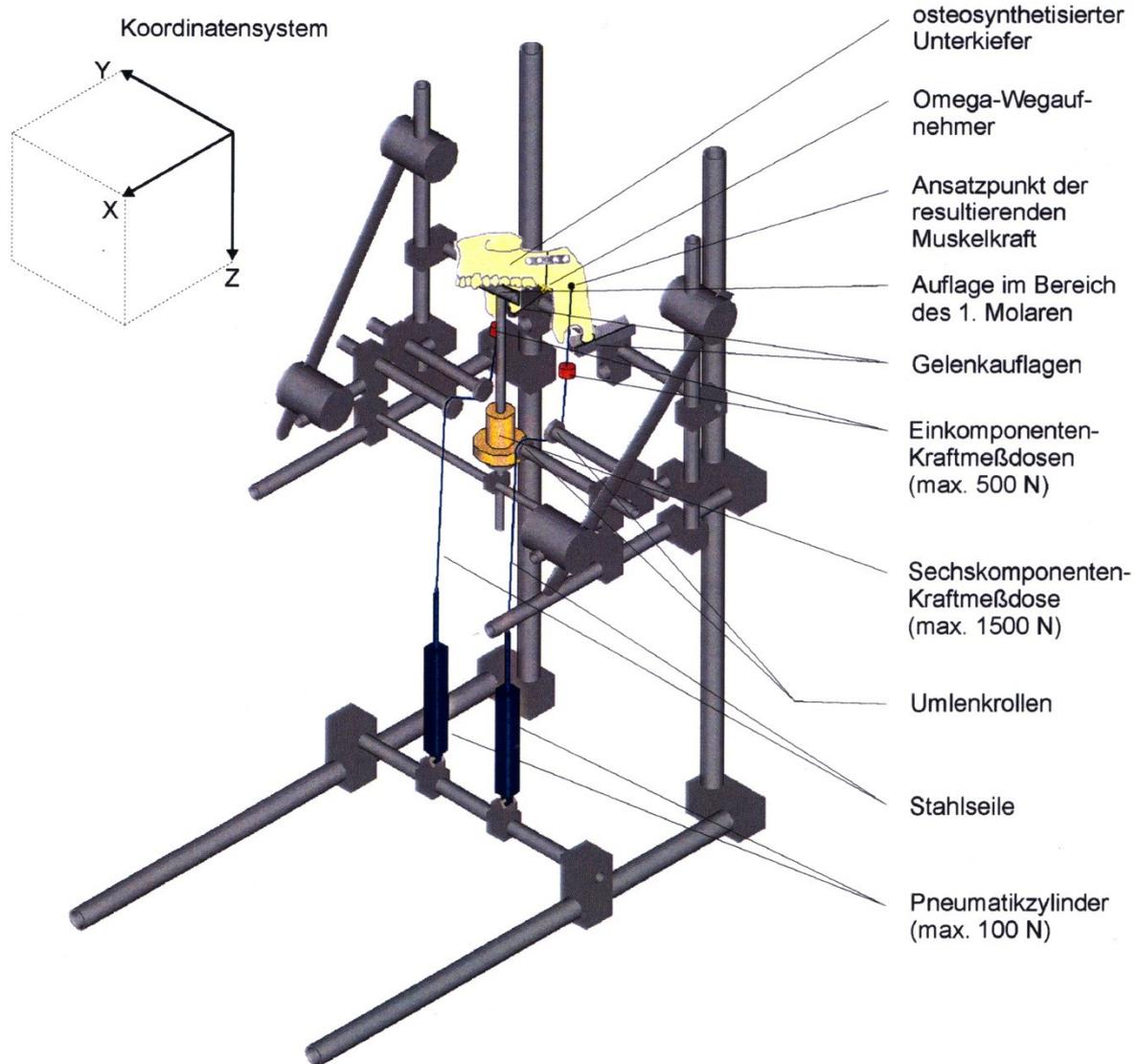


Abb. 2.2.1b: Kieferbelastungssimulator in der Übersicht (Quelle: Henssler, 1999)

Die Kunststoffseile wurden direkt an einem Paar Einkomponenten Messdosen eingehakt und dann auf jeder Seite mit einem Stahlseil verbunden, das sich über zwei Umlenkrollen in Richtung der resultierenden Kaumuskelkraft F_R einstellen ließ. Die Stahlseile wiederum waren jeweils mit einem Pneumatikzylinder verbunden.

Die Pneumatikzylinder produzierten die Kräfte, die am Unterkiefermodell die Kaukraft simulierten.

Bei den Pneumatikzylindern handelte es sich um leichtgängige Zweirichtungszylinder mit einer maximalen Krafterzeugung von 100 N bei 4 bar Luftdruck. Die Kraftregulierung der zwei Pneumatikzylinder erfolgte über ein Steuerpult, an dem Drehregler den eingestellten Luftdruck begrenzen.

Die Signale der Sechskomponentenmessdose wurden über einen dazugehörigen Verstärker der Firma Schunk (Thale, Deutschland) weitergeleitet und zusammen mit den Signalen der Einkomponentenmessdosen an zwei digitale Spyder 8 Mehrkanalmessgeräte der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Deutschland) geleitet. Dort wurden die Werte der Messgeräte in rechnerverständliche Signale umgewandelt. Über ein Kabel wurden die Signale an einen handelsüblichen PC weitergeleitet.

Mit der Messsoftware catman[®] der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik erfolgte nun die Umwandlung der Signale in digitale Datensätze. Vor den Versuchen wurden alle Messdosen mit geeichten Gewichten kalibriert. Die Ausgabe und Speicherung der Datensätze erfolgte mit einem Hewlett-Packard Notebook Typ: nx9010 (Wilmington, USA).

Zur Erfassung der Wegstreckenänderung im Bereich des Osteotomiespalts am Unterkiefermodell wurden spezielle Ω -Wegaufnehmer hergestellt (Abb. 2.2.2.1). Diese wurden an beiden Frakturenden bzw. -segmenten befestigt und ermöglichten die Messungen am simulierten Bruch- bzw. Osteotomiespalt (Abb. 2.2.1c). Deren Signale wurde von einem Spider 8 Messgerät aufbereitet und an den Rechner weitergeleitet.

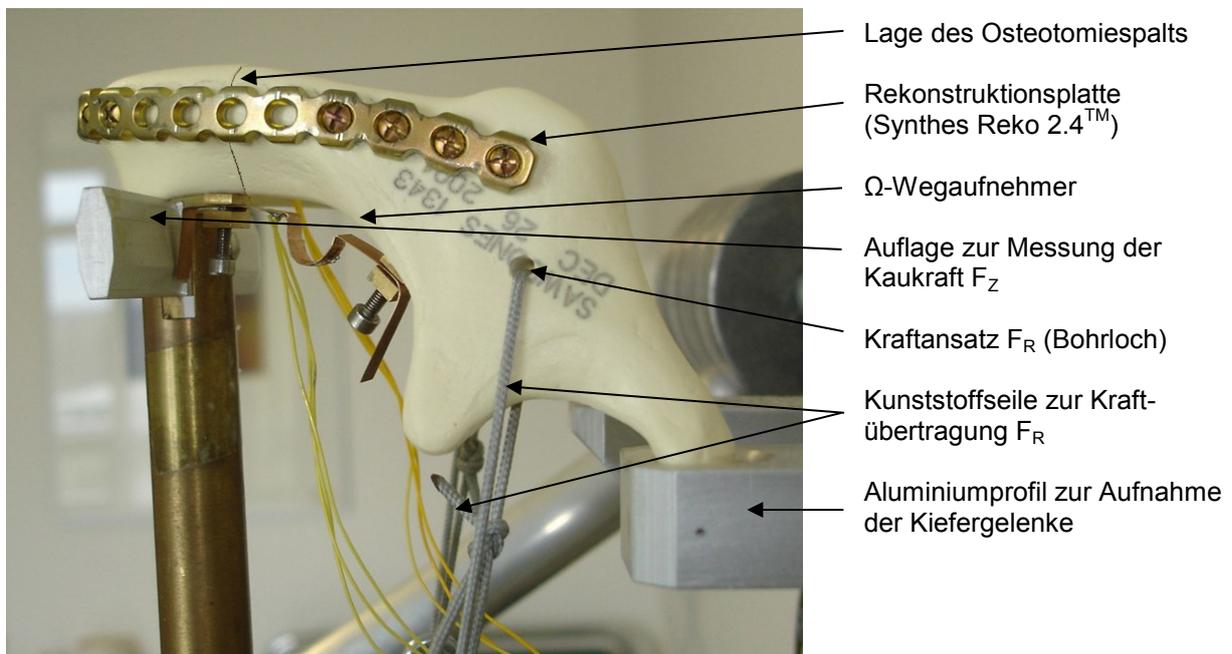


Abb. 2.2.1c: Seitenansicht eines zahnlosen Unterkiefermodells im Belastungssimulator

2.2.2 Messvorrichtung

2.2.2.1 Ω - Wegaufnehmer, Dehnungsmessstreifen

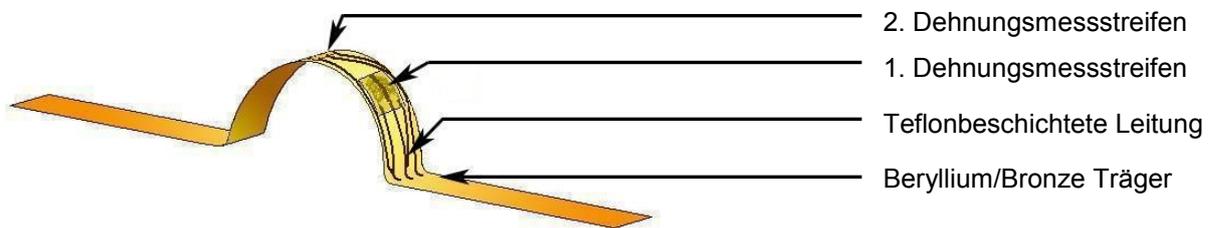


Abb. 2.2.2.1: Ω - Wegaufnehmer mit Dehnungsmessstreifen

Zur Messung der Öffnungsbewegung an den Osteotomiespalten wurden Dehnungsmessstreifen verwendet. Alle notwendigen Teile zur Herstellung der Ω - Wegaufnehmer stammten von der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Deutschland).

Die Messung beruhte auf dem Prinzip der Spannungsanalyse. Die Messungen erfolgten mit zwei Dehnungsmessstreifen je Ω - Wegaufnehmer (Abb. 2.2.2.1). Diese wurden so auf den Träger montiert, dass eine lineare Messung möglich war. Der Vorteil dieses Systems lag darin, dass am Ort der Messung keine Lötung vorgenommen werden musste.

Als Grundmaterial des Trägers wurde ein 40 mm langer, 5 mm breiter und 0,1 mm starker Metallstreifen aus einer Beryllium- Bronze- Legierung verwendet. Der Streifen wurde in der Mitte so gebogen, dass sich eine Omegaform für den Wegaufnehmer ergab (Abb. 5).

Zur Vorbereitung musste die Metalloberfläche mit dem Reinigungsmittel FC1 entfettet werden. Danach wurden zwei Dehnungsmessstreifen, mit der Bezeichnung LY11 Typ 0,6/120, der Omegaform angepasst und mit kleinem Abstand zueinander verklebt.

Als Kleber diente ein dünnflüssiger, kalthärtender Schnellklebstoff Z70 auf Cyanoacrylatbasis. Dabei sollte die Klebeschicht so dünn wie möglich gehalten werden, um eine optimale Haftkraft zu gewährleisten.

Zur Fixierung wurden die Teflon beschichteten Leitungen mit einem Polyurethanlack bestrichen.

Über Messdrähte mit 0,25 mm² Querschnitt wurde die Messspannung zum Spyder 8 weitergeleitet, wo die Umwandlung und Ausgabe in digitale Signale erfolgte.

2.2.2.2 Messdosen

Um die Muskelkräfte F_R und die resultierenden Kaukräfte F_Z auf den Unterkiefer zu messen, waren an drei Stellen Kraftmessdosen in das System eingebaut (Abb. 2.2.2.2).

Die Muskelkraft F_R wurde an den beiden Seilzügen gemessen, um gleich bleibende Kräfte auf beiden Seiten des Unterkiefers zu gewährleisten. Dazu wurden zwei Einkomponentenkraftmessdosen der Firma Burster (Gernsbach, Deutschland) zwischen Stahlseil und Kunststoffseil geschaltet, um die Krafteinwirkung der Pneumatikzylinder zu messen.

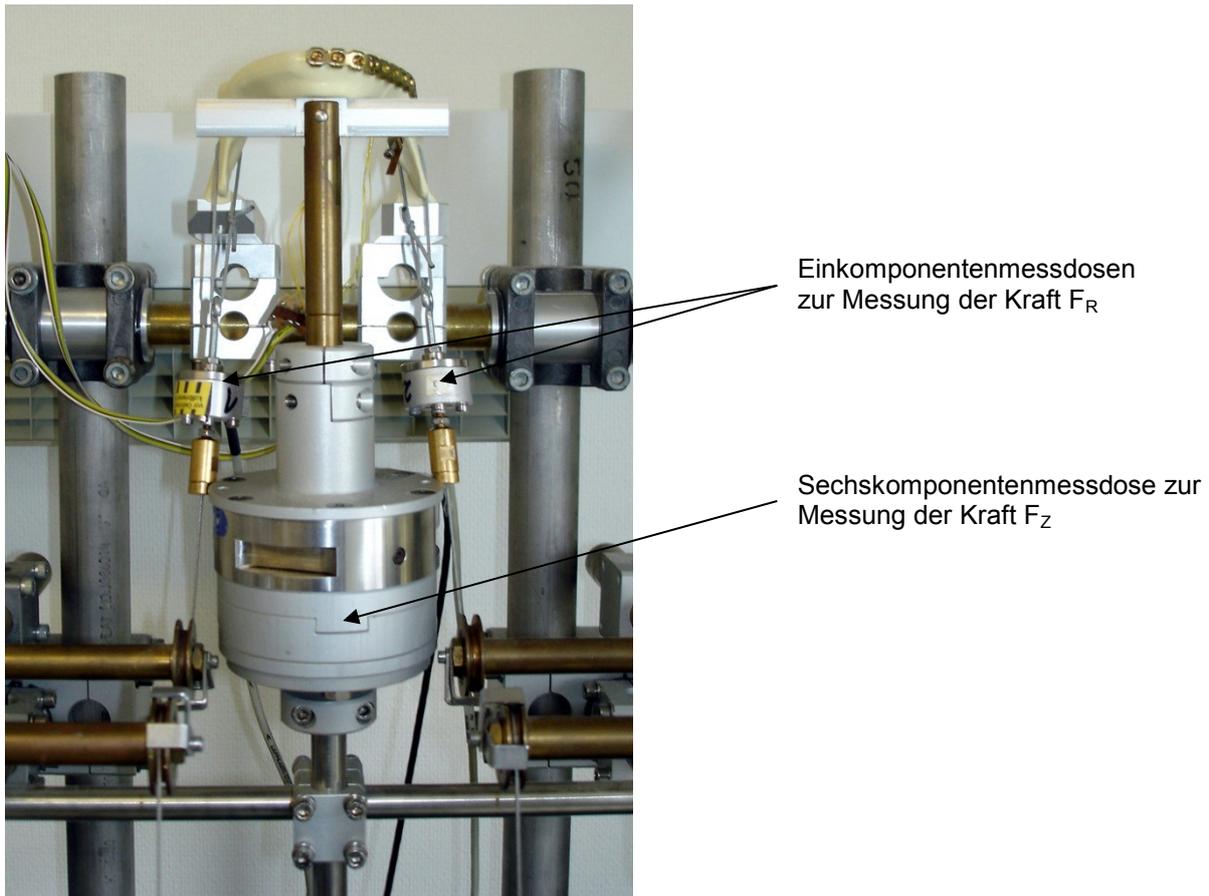


Abb. 2.2.2.2: Messdosen

Zur Messung der resultierenden Kaukraft F_Z am Unterkiefer wurde eine Sechskomponentenkraftmessdose der Firma Schunk (Thale, Deutschland) verwendet. Von den drei möglichen Kraftachsen, die gemessen werden können, war nur die Messgröße F_Z (= vertikale Kaukraft) wichtig. Nachdem die Kräfte F_X und F_Y bei den Vorversuchen sehr klein gewesen waren, wurden sie im Weiteren vernachlässigt.

2.2.2.3 Spyder 8

Alle Daten der drei Messdosen und den zwei Ω -Wegaufnehmern wurden zunächst an das Spyder 8 Mehrkanalmesssystem geleitet. Das Spyder 8 der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Deutschland) ist ein Analog-/ Digital- Wandler und wurde an die Druckerschnittstelle eines IBM kompatiblen Rechners nx9010 de Firma Hewlett- Packard (Wilmington, USA) angeschlossen. Die verwendete Spyder 8 Kombination aus zwei Einzelgeräten ermöglicht den Anschluss von bis zu 10 Kanälen, wovon jeder Kanal als passiver Wandler, Verstärker, Filter und Analog-/ Digital- Wandler arbeiten kann. Die Wandler arbeiten zeitsynchron, so dass keine zeitliche Verschiebung der Ausgangssignale stattfinden kann.

2.2.2.4 Messsoftware catman®

Die digitalen Signale vom Spyder 8 gelangten über ein Kabel an die Druckerschnittstelle eines IBM kompatiblen Rechners und wurden dort mit Hilfe der Messsoftware catman® der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Deutschland) verarbeitet. Die Software ermöglichte die Konfiguration der Messverstärker, sowie die Darstellung der Messwerte während der Messung in Echtzeit sowie nach der Messung in Form von Reporten (Abb. 2.2.2.4).

Bei dem verwendeten Versuchsaufbau wurde die „Messung auf Tastendruck“ aufgezeichnet und nach Abschluss einer Messreihe für einen Unterkiefer in Microsoft® Excel exportiert.

Zu Beginn wurden die Kraftmessdosen mit geeichten Gewichten in 6 Schritten kalibriert und durch die Software eine lineare Steigungsgerade generiert. Vor jeder Messreihe wurde die Messgenauigkeit geprüft und bei Abweichungen neu kalibriert.

Gespeichert wurden die Daten für die craniale Längenänderung (S1) in mm, die linguale Längenänderung (S2) in mm, die Kaukraft F_R für die linke Unterkieferseite (F1), die Kaukraft F_R für die rechte Unterkieferseite (F2) und die resultierende Kaukraft F_Z (Abb. 2.2.2.4). Alle Kraftangaben F1, F2 und F_Z erfolgten in der Einheit Newton.

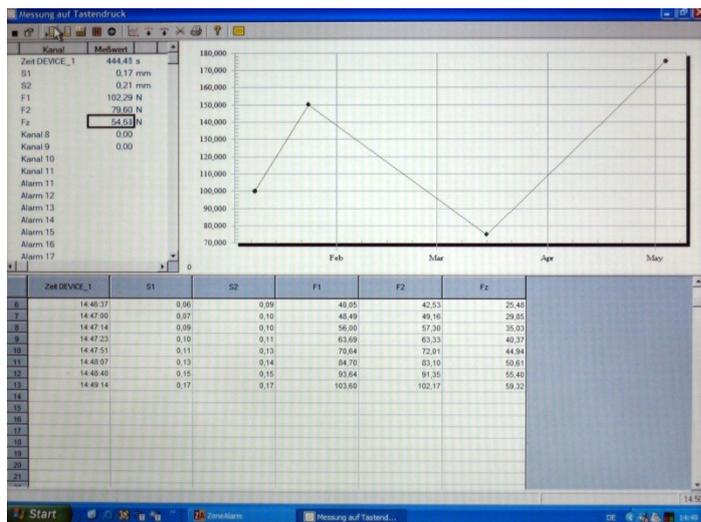


Abb. 2.2.2.4: Momentaufnahme während eines Messvorganges mit der Messsoftware catman® (linker oberer Bereich: aktuelle Messwerte; unterer Bereich: gespeicherte Werte)

Die Ω -Wegaufnehmer wurden ebenfalls vor Beginn jeder neuen Messreihe mit Hilfe der Software und einem Messinstrument überprüft und neu kalibriert. Dabei wurde bei laufender Messsoftware der Ω -Wegaufnehmer auf einem Messschieber fixiert, mit einer Messuhr in 50 μ m Schritten verstellt und der Spannungswert dem Messwert gegenübergestellt.

2.2.2.5 IBM- Kompatibler PC

Für alle Messungen wurde das gleiche Notebook der Marke HP Modell nx 9010 mit der anfangs erstellten Konfiguration genutzt. Nach jeder Messung wurde eine Datensicherung auf einem portablen USB- Memorystick durchgeführt. Zudem wurden in regelmäßigen Abständen Sicherungskopien auf CD- R angefertigt.

2.3 Osteosynthesen

2.3.1 Unterkiefermodelle

Für die Untersuchung der Osteosynthesevarianten am zahnlosen Unterkiefer wurde ein standardisiertes Kunststoffmodell der Firma Sawbones® Typ 1343 (Malmö, Schweden) verwendet.

Die Modelle entsprechen in Form und Dimensionen einem zahnlosen Unterkiefer eines Erwachsenen (Large Mandible with Ridge Deformity). Im Bereich des Corpus mandibulae entsprechen die Modelle mit 19 mm Vertikalhöhe der Atrophie Klasse I nach Luhr (1996).

Diese Modelle bestehen aus porösem PU-Kunststoff (solid foam). Das Material entspricht laut Hersteller ASTM F-1839 einer Standardbeschreibung für feste Polyurethanschäume zur Verwendung als Testmaterial u.a. in der Orthopädie (Rozema et al. 1992).

Die Modelle sind mit humanem Knochen vergleichbar und können entsprechend gesägt, gebohrt und mit Osteosynthesematerial fixiert werden.

2.3.2 Osteotomie der Unterkiefermodelle

Um Varianten durch unterschiedliche Positionen einer durch stumpfe Krafteinwirkung erzeugten Frakturstelle zu vermeiden, wurden die Unterkiefermodelle osteotomiert. Die bei einer Osteotomie entstehende plane Schnittfläche zeigt keine frakturtypische Verzahnung der Fraktarenden. Unterschiede in der Friktion der Fraktarenden waren damit ausgeschlossen.

Die Osteotomie befand sich immer in gleicher Lokalisation in Regio der Zähne 45/46 der Mandibula. Um diese Osteotomie standardisiert durchzuführen, wurde eine Sägeschablone aus Gips verwendet.

Die Osteotomie wurde mit einer oszillierenden OP-Säge (Firma Aesculap, Tuttlingen) und einem 50 mm x 20 mm x 1 mm Sägeblatt durchgeführt. Da das Sägeblatt eine Stärke von 1 mm hatte, entstand im Gegensatz zu einer Fraktur durch Abtragung des Materials ein einseitiger Längenverlust der Kunststoffmandibula von 1 mm.

2.3.3 Osteosynthesysteme

Die Unterkiefersegmente wurden danach mit den Osteosyntheseplatten unterschiedlicher Stärke und in verschiedener Anordnung versehen. Insgesamt wurden 12 verschiedene Systeme, entsprechend den 12 Versuchsgruppen verwendet. In jeder Versuchsgruppe wurden 7 Mandibulae (n=7) mit identisch angebrachten Osteosyntheseplatten eines Typs getestet.

2.3.4 Anfangsdokumentation der Osteosynthesespaltbreite

Alle Unterkiefermodelle wurden nach den Osteosynthesen digital fotografiert, um den Ausgangszustand vor den Belastungsversuchen festzuhalten. Dabei wurden zwei Ansichten gewählt, aus denen die Lage der Osteosyntheseplatten und die Breite der verbliebenen Osteotomiespalten beurteilt werden konnten (Abb. 2.3.4).

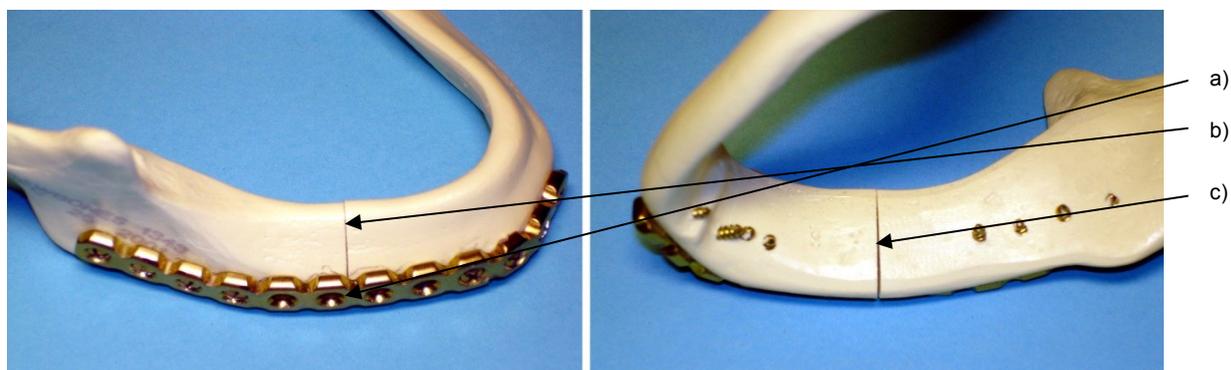


Abb. 2.3.4: Fotografische Dokumentation nach der Osteosynthese. Die Messpunkte zur Ermittlung der initialen Osteosynthesespaltbreite (in diesem Osteosynthesebeispiel mit einer 2.4 UniLOCK Platte) sind illustriert: Messpunkt a), der sich vestibulär basal am Unterkiefermodell befindet, Messpunkt b), der vestibulär, am crestalen Ende des Osteotomiespalts liegt und Messpunkt c), der sich auf der Lingualfläche des Unterkieferkörpers befindet

Um die Spaltbreite, d.h. mögliche Abweichungen von einem komplett geschlossenen Osteotomiespalt infolge von Kompressions- oder Dislokationseffekten durch die angebrachten Osteosyntheseplatten, sprich die Adaptationsgenauigkeit zu erfassen, wurde die Dimension der Osteotomiespalten vermessen. Diese Ausgangsbefunde werden im Folgenden „Initiale Osteosynthesespaltbreite“ genannt.

Mit Hilfe eines Messschiebers wurden die Spaltbreiten in zwei 0,25 mm bzw. einem 0,5mm Schritt vermessen und in einer zuvor festgelegten Ordinalskala eingeordnet. Die initiale Osteosynthesespaltbreite wurde an den drei ausgewählten Stellen a), b) und c) (Abb. 2.3.4) gemessen.

Messwert	Ordinalskala
0 mm	0
< 0,25 mm	1
0,25 - 0,5 mm	2
> 0,5 mm - 1 mm	3

Tab. 2.3.4: Ordinalskala der initialen Osteosynthesespaltbreite

Die initiale Osteosynthesespaltbreite wurde nur zur Bewertung der Adaptationsgenauigkeit und damit dem Handling der einzelnen Plattenvarianten verwendet. In den Belastungsversuchen fand die initiale

Osteosynthesespaltbreite keinen Eingang, der Ausgangswert der Osteosynthesespaltbreite wurde gleich null gesetzt, als ob kein Spalt vorgelegen hätte.

2.3.5 Schraubenanzugsmomente

Das Schraubenanzugsmoment der manuell in die Osteosyntheseplatten inserierten Schrauben wurde mit einem Drehmoment - Schraubendreher mit dazugehörigem Messverstärker und Digitalanzeige der Firma Burster (Gernsbach, Deutschland) bestimmt.

Der Schraubendreher arbeitet nach dem gleichen Prinzip wie die Ω - Wegaufnehmer. Beim Anziehen der Schrauben wird eine Torsion vom Schaft des Schraubendrehers zu einem integrierten Dehnmessstreifen übertragen. Von diesem wird ein Messsignal an den angeschlossenen Messverstärker weitergeleitet und dort die Torsion in einen Drehmomentwert umgerechnet und auf einem Digitaldisplay angezeigt. Diese Daten wurden in ein Microsoft Excel[®] Programm übertragen und verwaltet.

In der Versuchsgruppe 7 (Medartis APTUS[®] Winkelstabile Platte) waren die Schrauben zweireihig, in Versuchsgruppe 8 (Synthes Compact 1.3[™] Doppel Y-Platte + Synthes Compact 1.3[™] Grid Platte) in einer 3D Konfiguration angeordnet. Die Schraubenanzugsmomente in diesen Versuchsgruppen wurden in einer vorher festgelegten gleichbleibenden Reihenfolge vermessen.

2.4 Belastungsversuche

2.4.1 Montage der Ω - Wegaufnehmer

Mit Hilfe eines Silikonschlüssels wurde der Angriffspunkt für F_R in identischer Weise auf alle Unterkiefermodelle übertragen und war reproduzierbar, um ein 3 mm im Durchmesser messendes großes Bohrloch in den aufsteigenden Unterkieferast anzubringen.

Durch die Bohrlöcher wurde je eine Schlaufe eines mit einem Kreuzknoten verknoteten Kunststoffseils geführt. An den Messdosen war jeweils ein Metallhaken angeschraubt, in den die Kunststoffseile eingehängt wurden.

Zur Aufnahme der Ω - Wegaufnehmer wurden auf die Unterkiefer 4 Messingblöcke mit dem kalt härtenden Schnellkleber Z 70 der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Deutschland) geklebt. Zwei der Messingblöcke wurden auf der Lingualfläche, mittig der Korpushöhe, zu beiden Seiten der Osteotomielinie positioniert und die zwei anderen auf der Cranialfläche parallel der Osteotomie. Sie wurden jeweils so angebracht, dass jeder eingebrachte Ω - Wegaufnehmer senkrecht über dem Osteotomiespalt zu liegen kam.

Die Messingblöcke waren mit einem Schlitz und einem Gewinde der Stärke M2 versehen. Dadurch war ein seitliches Einschieben der Ω - Wegaufnehmer in die Blöcke möglich. Durch eine Schraube ließ sich der Ω - Wegaufnehmer in einer festen, jedoch lösbaren Verbindung zu den Messingblöcken und zum Unterkiefer fixieren. Die Wegaufnehmer waren nach jedem Versuchsablauf ohne Beschädigung vom Unterkiefermodell abnehmbar (Abb. 2.4.1).

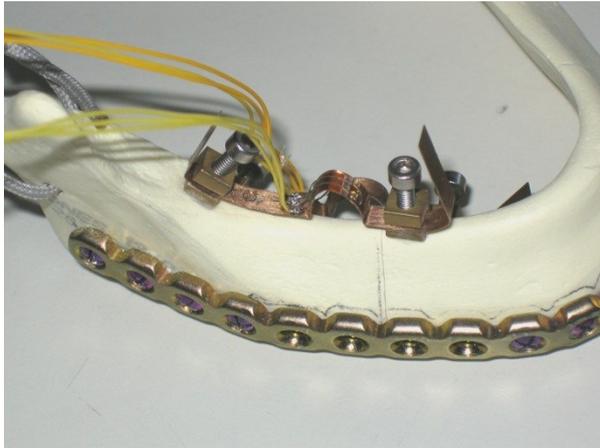


Abb. 2.4.1: Ω - Wegaufnehmer: cranial über dem Osteotomiespalt montiert. Der Wegaufnehmer wurde von lateral in die Schlitze des Messingblockes eingeschoben. In diesem Beispiel: Osteosynthese mit einer 2.4 UniLOCK Platte

2.4.2 Messreihen im Belastungssimulator

Um die einwirkenden Kräfte während der Belastungssimulation zu messen, wurde vor dem Befestigen der Seilzüge am Unterkiefermodell ein Nullabgleich der Messdosen durchgeführt.

Bei der Simulation wurde die Kau- bzw. Auflagekraft F_z , entsprechend der von den Pneumatikzylindern generierten Muskelkraft, in 5 N Schritten bis maximal 60 N gesteigert. Jeder Steigerungsschritt wurde über einen Zeitraum von 15 Sekunden gehalten.

Die erhaltenen Daten wurden über das Messprogramm catman[®] in eine Microsoft[®] Excel Tabelle konvertiert.

2.5 Schraubenlösemomente

Nach Abschluss der Belastungsversuche wurden alle Schraubenlösemomente analog zu dem in Kapitel 2.3.5 beschriebenen Verfahren gemessen.

2.6 Datenauswertung

Die Daten für Breite des initialen Osteosynthespalts, die Schraubenanzugs- und Lösemomente und aus den Messreihen im Belastungssimulator wurden in Microsoft[®] Excel Tabellen gespeichert und für die weitere grafische Darstellung und statistische Auswertung entsprechend aufbereitet.

Aus praktischen Gesichtspunkten wurde in der Darstellung der Ergebnisse von der Chronologie der Versuche abgewichen und die Auswertung der Schraubenanzugs- und Lösemomente im Anschluss an die Belastungsversuche dargestellt.

2.6.1 Initiale Osteosynthesespaltbreite

Die Initiale Osteosynthesespaltbreite (vgl. Kap. 2.3.4) soll Auskunft über die Adaptationsgenauigkeit der verschiedenen Osteosynthesesysteme geben und ist insofern Qualitätsmerkmal und Grundlage zur Abschätzung des Strain (vgl. Kap. 4.3.2). Zur besseren Übersicht wurden die Werte in eine Rangfolge für die einzelnen Messstellen eingeordnet. Zudem wurden nach der Zuordnung der Werte entsprechende Balkendiagramme je Osteosynthesesystem gebildet.

2.6.2 Belastungsversuche

Die Reihenfolge der Belastungsversuche richtete sich nach der Plattengröße bzw. Plattendimension

Miniplatten (Downsizing- Kollektiv)	Minikompressionsplatten		1 Medartis Modus [®] Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch 12 mm Steg
			2 Medartis Modus [®] Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg
			3 Medartis Modus [®] Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg
	Winkelstabile Platten	Unidirektional	4 Synthes UniLOCK 2.0 [™] , Large Profile, 12-Loch
			5 Synthes UniLOCK 2.0 [™] , Medium Profile, 12-Loch
			6 Synthes UniLOCK 2.0 [™] , Small Profile, 12-Loch
			Multidirektional
	Miniadaptationsplatten	3D Anordnung	8 Synthes Compact 1.3 [™] Doppel Y-Platte - Grid Platte in 3D Anordnung
		Konventionell	9 Synthes Mandibular 2.0 [™] , 6-Loch mit Steg - Platzierung laterobasal
			10 Synthes Mandibular 2.0 [™] , 4-Loch - Platzierung crestal
Makroplatten (Goldstandard)	Konventionelle Rekonstruktionsplatte	11 Synthes Reko Platte 2.4 [™] , gerade, 12-Loch	
	Unidirektionale winkelstabile Rekonstruktionsplatte	12 Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4 [™] , gerade, 12-Loch	

Tab. 2.6.2: Übersicht der Osteosynthesesysteme und Unterteilung der Versuchsgruppen 1-12

Die Miniplattensysteme setzen sich aus den Minikompressionsplatten für den atrophen Unterkiefer, winkelstabilen Miniplattensystemen und den Miniadaptationsplatten zusammen.

Als Vertreter der Makroplattensysteme wurden konventionell verschraubte adaptive Rekonstruktionsplatten und unidirektional winkelstabil verschraubte Rekonstruktionsplatten getestet.

Für jede Versuchsgruppe, bestehend aus 7 einzelnen Mandibulae bzw. 7 Wiederholungen je Belastungsstufe, wurde der Median aus der Breitenzunahme an der Cranial- bzw. Lingualseite des Osteotomiespalts gebildet.

Zur deskriptiven Auswertung erfolgte die Darstellung in Liniendiagrammen. In den Diagrammen wurde die Distanzzunahme des Osteosynthesespalts in Millimeter der Kaukraft F_z in Newton gegenübergestellt (Belastungs- Deformations- Diagramme).

Zur inferenziellen Untersuchung, ob sich die verschiedenen Osteosynthesesysteme in Bezug auf die Breitenzunahme an der cranialen und lingualen Osteotomiespalte im Belastungsversuch statistisch

signifikant unterscheiden, wurde jeweils ein gemischtes lineares Regressionsmodell angepasst, da der Datensatz sowohl aus unverbundenen Daten (7 verschiedene Kiefer pro Osteosynthesemodell) als auch aus verbundenen Daten (13 Kraftstufen pro Kiefer) bestand (Howell und McConaughy 1982). Für jede Fragestellung (craniale, linguale Messungen) wurden als feste Einflussgrößen (fixed effects) die Osteosyntheseplatten (os), die Kraftstufen (kraft) sowie die Wechselwirkung zwischen Osteosynthesystemen und Kraftstufen (os*kraft) in die Modellierung aufgenommen. Die Wahl der Fixen Effekte Typ III begründet sich, da der Typ III unabhängig von der Reihenfolge der festen Effekte bei der Zerlegung ist und die Quadratsummen um den Einfluss aller anderen festen Effekte im Modell bereinigt sind (Schumacher et al. 2004). Aus dem Modell resultierten p-Werte für folgende Hypothesen:

os: Unterscheiden sich die Osteosyntheseplattensysteme voneinander hinsichtlich der über alle Kraftstufen gemittelten Osteosynthesespaltbreiten?

kraft: Unterscheiden sich die Kraftstufen voneinander hinsichtlich der über alle Kiefer gemittelten Spaltbreiten?

os*kraft: Zeigen die mittleren Osteosynthesespaltbreiten der Osteosyntheseplattensysteme einen unterschiedlichen Verlauf über die ansteigenden Kraftstufen, d. h. gibt es Unterschiede der Spaltbreitenentwicklung bei Kraftzunahme zwischen den einzelnen Osteosynthesystemen?

Die Ergebnisse der Modelle werden wie folgt präsentiert:

- p-Werte (F-Test) für den Einfluss der untersuchten Einflussgrößen im Modell (os, kraft, os*kraft)
- aus dem Modell geschätzte mittlere Spaltbreiten pro Osteosynthesystem (über je 7 Kiefer pro System und über alle Kraftstufen gemittelt), aufsteigend sortiert, einschließlich des 95 %-Konfidenzintervalls

Das Signifikanzniveau wurde für beide Modelle auf 5 % festgelegt. Da es sich um eine Grundlagenarbeit handelt, werden die p-Werte nur orientierend interpretiert. Es erfolgte keine Adjustierung für multiples Testen. Die Modellierung erfolgte mit dem Statistikprogramm SAS[®] von SAS Institute Incorporated (Cary, USA).

2.6.3 Schraubenanzugs- und -lösemomente

Die Anzugs- und Lösemomente wurden in einer Gesamtübersicht mit Box- Whisker- Plots dargestellt.

Die grafische Darstellung wurde mit Hilfe des Zusatzprogramms WinSTAT[®] der Firma Ficht Software (Bad Krozingen, Deutschland) und Microsoft[®] Excel (Redmond, USA) in Box- Whisker- Plots dargestellt.

Diese Darstellung wurde verwendet, um die Verteilung der Anzugs- bzw. Lösemomente zu veranschaulichen. Die Box- Whisker- Plots setzen sich zusammen aus den statistischen Lage-

Kenngößen: Minimum, unteres Quantil (5 %), unteres Quartil (25 %), Median, oberes Quartil (75 %), oberes Quantil (95 %) und das Maximum.

Im Ergebnisteil wurden die Mediane sowie Minima und Maxima tabellarisch wiedergegeben.

Zur Untersuchung der verschiedenen Osteosynthesysteme auf Unterschiede der Anzugs- bzw. Lösemomente bei den jeweiligen Schrauben, wurde jeweils nur ein einfaches gemischtes lineares Regressionsmodell angepasst, da die Datenlage für eine Schätzung der Kombination von Schrauben und Osteosynthesystemen nicht ausreichend war. Es wurden nur die Osteosynthesysteme als feste Einflussgröße in das Modell aufgenommen. Aus dem Modell resultierte ein p-Wert für die Hypothese:

os: Die Osteosynthesysteme unterscheiden sich voneinander hinsichtlich des mittleren Anzugs- und Lösemoments über alle Schrauben

Die Ergebnisse der Modelle für Anzug- bzw. für Lösemoment werden wie folgt präsentiert:

- p-Wert (F-Test) für den Einfluss des Osteosynthesystems im Modell (os)
- aus dem Modell geschätzte mittlere Anzugs- und Lösemomente pro Osteosynthesystem (über je 7 Kiefer pro System und über alle Schrauben gemittelt), aufsteigend sortiert, einschließlich des 95 %-Konfidenzintervalls

Wie bei den Belastungsversuchen wurde auch hier ein Signifikanzniveau von 5 % gewählt und es wurde orientierend und ohne Adjustierung getestet. Die Modellierung erfolgte ebenfalls mit dem Statistikprogramm SAS[®] von SAS Institute Incorporated (Cary, USA).

2.7 Osteosynthesysteme im Einzelnen - Versuchsgruppen

Für die Versorgung der Frakturen im zahnlosen Unterkiefer mit Osteosynthesen werden einerseits Miniplattensysteme und andererseits großdimensionierte Platten bzw. Makroplatten propagiert (Champy et al. 1975, Spiessl et al. 1971, 1988, Härle et al. 1999, Kunz et al. 2001, Blume et al. 2004).

In dieser Studie wurden aus beiden Systemen traditionelle Vertreter und neuartige Plattenvarianten, die zum Teil speziell für Frakturen in der zahnlosen Mandibula geschaffen wurden, untersucht.

In 12 Versuchsgruppen wurden jeweils sieben Unterkiefermodelle standardisiert osteotomiert (vgl. Kap. 2.3.3) und pro Gruppe in identischer Weise mit Osteosyntheseplatten eines Typs versehen.

In 10 Versuchsgruppen kamen Plattensysteme, die sich unter den Miniplattensystemen einreihen lassen und in 2 Gruppen so genannte Makroplattensysteme zur Anwendung (Tab. 2.6.2)

2.7.1 Miniplattensysteme

Als Standardmethode für die chirurgische Versorgung von einfachen Frakturen im bezahnten Unterkiefer gilt heutzutage die Miniplattenosteosynthese. (Schug et al. 2000, Sauerbier et al. 2008). Zur Osteosynthese von Frakturen im zahnlosen, insbesondere atrophem Unterkiefer wird die Eignung kontrovers diskutiert (Madsen et al. 2009)

2.7.1.1 Minikompressionsplatten für den atrophem Unterkiefer

Bei den Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten DCP handelt es sich um speziell für die biomechanischen Bedingungen des atrophem Unterkiefers entwickelte Platten (Abb. 2.7.1.1a).

Die Platte will die Eigenschaften von Miniplattensystemen, insbesondere die einfache technische Handhabung, die eine transorale Applikation erlaubt, mit den möglichen Vorteilen von Kompressionseffekten vereinen. Die Platten besitzen einen oval geformten und verstärkten Mittelsteg zur Stabilisierung des fraktur nahen Knochenbereichs und zwei sphärische Gleitlöcher jenseits der Fraktur. An den verstärkten Teil der Osteosyntheseplatte schließen sich jeweils zwei bzw. drei normale unverstärkte Löcher an, die sich sehr leicht an den frakturfernen Knochenbereich adaptieren lassen. Dies ermöglicht dem Operateur den intraoralen Zugangsweg und eine Handhabung, welche er von der Miniplattenosteosynthese gewohnt ist (Blume et al. 2003).

Zur Fixation der Platten wurden jeweils alle vorhandenen Plattenlöcher besetzt und 8 bzw. 10 selbstschneidende Kreuzschlitz- Implantatschrauben mit einem Durchmesser von 2,0 mm und 6 mm Länge der Firma Medartis verwendet. Die Platte wurde der Oberflächenkontur an der Lateralseite des osteotomierten Unterkiefers exakt angepasst. An der Frakturstelle wurde die Platte mit Hilfe einer Dreipolzange leicht überbogen, um das aus der Kompressionswirkung resultierende Klaffen lingual und crestal am Osteotomiespalt klein zu halten und eine optimale Adaptation der Fraktarenden zu erreichen. Die Platten wurden basal wenige Millimeter oberhalb des caudalen Unterkieferrandes angebracht.

Die Bohrlöcher wurden mit dem zugehörigen 1,6 mm Spiralbohrer mit Anschlag bei 6 mm gebohrt. Zuerst wurden zwei exzentrische Bohrlöcher zu Seiten der Stegmitte angelegt und während der Schraubeninsertion unter Kompression die planen Osteotomieflächen zueinander ausgerichtet. Anschließend wurden in abwechselnder Reihenfolge ein anteriores und ein posteriores Loch gebohrt und alle Schrauben monokortikal eingebracht.

Verwendet wurden alle 3 Plattenvarianten, die sich im Einzelnen in der Gesamtlänge, Anzahl der Löcher und der Breite des Zwischensteges unterscheiden (Abb. 2.7.1.1a).

Versuchsgruppe 1: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg

Versuchsgruppe 2: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg

Versuchsgruppe 3: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg

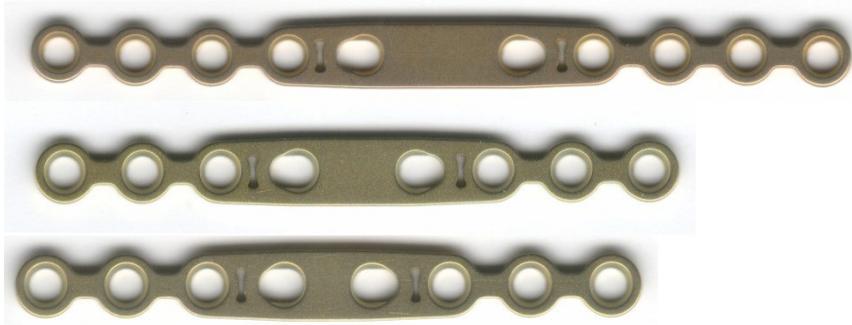


Abb. 2.7.1.1a: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Minikomppressionsplattensystem: Abgebildet sind 3 Plattenvarianten mit sphärischen Gleitlöchern im Mittelsteg. Die Breite des Stegs zwischen den Gleitlöchern, die Länge des verstärkten Mittelsteiges, die Gesamtlänge der Platten und die Anzahl der Löcher im Adaptationsplattenteil sind unterschiedlich



Abb. 2.7.1.1b: Platzierung der Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten entlang der Lateralfäche des zahnlosen Unterkiefermodells. Das Beispiel zeigt eine 8-Lochplatte mit 6 mm Steg. Die exzentrische Position der Schraubenköpfe in den Gleitlöchern beidseits der Frakturspalte deutet die kompressive Verschraubung an

2.7.1.2 Winkelstabile Miniplattensysteme

Winkelstabile Plattensysteme beruhen auf einem anderen mechanischen Prinzip als Kompressions- oder auch Adaptationsplatten. Wie bei einem Fixateur externe bildet die Platte zusammen mit den Schrauben und dem kortikalen Knochen eine Rahmenkonstruktion. Belastungen werden ohne die übliche Friktion zwischen Platte Knochen direkt vom Knochen über die Schrauben auf die Platte übertragen, woraus eine höhere Stabilität resultiert (Gutwald et al. 2003). Winkelstabile Platten haben weiterhin den Vorteil, dass es bei nicht optimal angepassten Platten an die Knochenoberfläche nicht zu einer sekundären Dislokation durch diese Inkongruenzen kommt (Ellis et al. 2002).

Ellis (et al. 2002) berichtete über die erfolgreiche Versorgung von Kieferwinkelbrüchen nach dem Champy Prinzip (Champy et al. 1975, 1976) mit 2.0 Locking-Platten in einem Kollektiv mit partieller oder vollständiger Dentition von 59 Patienten mit 80 Brüchen und konnte eine Überlegenheit im Vergleich zu konventionellen Osteosynthesystemen zeigen.

Auch Hauptmann (2006) kam zu dem Ergebnis, dass aus der Verriegelungstechnik eine erhöhte Stabilität resultiert, welche zu einer verbesserten Heilung von Frakturen im bezahnten Unterkiefer führt.

Bei Unterkiefer Rekonstruktionen sahen Farwell et al. (2006) den Vorteil dieses 2.0 Systems gegenüber dem größer dimensionierten 2.4 System in der geringeren Komplikationsrate aufgrund des niedrigeren Profils und der einfacheren Applikation

2.7.1.2.1 Unidirektionale winkelstabile Platten

Das Synthes UniLOCK 2.0™ System ist eine ganze Familie von Platten mit unterschiedlich starken Profilen bzw. Querschnitten, die alle mit dem gleichen Schraubentyp verwendet werden. Zur Verriegelung der Schraubenköpfe innerhalb der Platten sind die Schraubenlöcher mit einem konischen Innengewinde ausgestattet.

Die Schrauben weisen dementsprechend im Bereich des Schraubenkopfes und des Schraubenschafts zwei unterschiedliche Gewindearten auf (Abb. 2.7.2.1b). Am Schraubenkopf ist ein konisch zulaufendes Gewinde mit vergrößertem Gewinde eingearbeitet. Das Gewinde im Schaftbereich entspricht den üblichen selbstschneidenden Schraubengewinden.

Das Locking-Schrauben Design erlaubt nur eine weitgehend orthograde Insertionsrichtung in die Osteosyntheseplatte.

Die Platten wurden dem osteotomierten Unterkiefermodell angepasst und mit einer Halteklemme fixiert. Anschließend wurden die Löcher sukzessive in den Unterkiefer gebohrt, zunächst osteotomiespaltnahe, dann nach Insertion der Schrauben abwechselnd anterior und posterior bis zur Besetzung der gesamten Platte.

Die Bohrungen erfolgten mit einem 1,6 mm Bohrer mit einem Tiefenstopp bei 8 mm. Pro Platte wurden 12 Schrauben mit einer Länge von 8 mm inseriert (Abb. 2.7.2.1.1c). Die Plattenfixierung war damit monokortikal. Zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung waren Plattenprofile in drei Stärken: Small (entsprechend einer konventionellen 2.0 Miniplatte), Medium und Large (entsprechend den früheren 2.4 LC DCP Platten) erhältlich. Das Medium Profil hat keinen Bezug zu den Dimensionen einer existierenden Platte und bewegt sich in der Mitte zwischen den beiden anderen Plattenquerschnitten.

Die Plattendicke und größte Plattenbreite haben folgende Maße für die drei Profile:

- Small: 1,0 mm und 4,8 mm
- Medium: 1,3 mm und 5,0 mm
- Large: 1,5 mm und 6,5 mm.

Der Materialquerschnitt im Bereich der Stege zwischen den Schraubenlöchern beträgt für das „Small Profile“ ca. 2 mm², für das „Medium Profile“ ca. 3 mm² und für das „Large Profile“ ca. 5,2 mm².

Folgende Plattensysteme wurden verwendet:

Versuchsgruppe 4: Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch

Versuchsgruppe 5: Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch

Versuchsgruppe 6: Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch



Abb. 2.7.2.1.1a: Synthes UniLOCK™ 2.0 System mit Plattenstärken im Large, Medium und Small Profile



Abb. 2.7.2.1.1b: Außengewinde der Schraube sowie Innengewinde der Platte am Beispiel einer Synthes UniLOCK™ 2.0 System Large Profile Platte. Das Lochgewinde in der Platte gibt die Insertionsrichtung der Schraube exakt vor (unidirektionale Winkelstabilität)



Abb. 2.7.2.1.1c: Platzierung einer 12-Loch Synthes UniLOCK™ 2.0 Large Profile Platte caudolateral am zahnlosen Unterkiefer Modell. Alle 12 Schraubenlöcher wurden besetzt, jeweils 6 auf jeder Seite des Frakturspalts

2.7.1.2.2 Multidirektionale winkelstabile Platten

Als Stellvertreter für ein multidirektional winkelstables Plattensystem wurde eine Gitterplatte aus dem Medartis APTUS® Hand Trilock® System getestet. Dieses System hat eine Zulassung für die distalen Phalangen, die Mittelphalangen und zur Refixation knöcherner Bandausrisse. Da das Trilock® System zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung noch nicht für den Mandibulabereich modifiziert war, wurde die Gitterplatte aus dem Handset verwendet, um eine erste Orientierung über die Stabilität zu bekommen.

Die zweireihige Gitterplatte (Abb. 2.7.2.1.2a) wurde nach Adaptation und Anbiegen auf dem Unterkiefermodell mit insgesamt 12 Trilock® Schrauben fixiert (Abb. 2.7.2.1.2b). Die spezielle Form der Trilock® Schraubenköpfe (Abb. 2.7.2.1.2c,d) führt in Kombination mit dem Insertionsloch der Platte zu einer multidirektionalen winkelstabilen Verblockung durch einen Verkeilungseffekt.

Die sphärische 3 - Punkt- Keilverblockung ermöglicht Abweichungen von bis zu 15° zur axialen Schraubenachse. Die Schrauben wurden im Durchmesser 1,5 und 8 mm Länge monokortikal nach einer 1,1 mm Pilotbohrung verwendet und orthogonal zur Platten – bzw. Knochenoberfläche inseriert, um keine Kompression oder Spreizung zu erzeugen (Wolter und Jürgens, 2006).

Versuchsgruppe 7: Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte



Abb. 2.7.2.1.2a: 12-Loch Gitterplatte dem Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 System



Abb. 2.7.2.1.2b: Platzierung der Gitterplatte Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 System am Unterkieferrand symmetrisch zum Osteotomiespalt



Abb. 2.7.2.1.2c: Außengewinde der 1.5 Trilock® Schraube sowie Medartis APTUS® Hand Osteosyntheseplatte

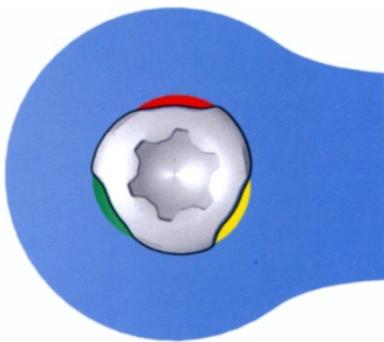


Abb. 2.7.2.1.2d: Prinzip der „Sphärischen 3 Punkt Keilverblockung“: zwischen dem Schraubenkopf und dem Plattenloch entsteht durch die Verriegelung eine axiale und im Winkel stabile Verbindung

2.7.1.3 Miniadaptionsplatten 1.3 in 3D Anordnung

Das Synthes Compact 1.3™ System hat seine Indikation eigentlich im Mittelgesicht und wird bei Unterkieferfrakturen in der Routine lediglich als Zuggurtungsplatte in Kombination mit größeren last tragenden Osteosynthesen verwendet.

Potter und Ellis (1999) sowie Ellis (1999) berichten über die geringsten Komplikationsraten nach Verwendung von 1.3 Platten zur Versorgung von Kieferwinkelfrakturen über intraorale Zugangswege im Vergleich zu stärker dimensionierten oder kompressiven Miniplattenvarianten. Aus diesen offensichtlich paradox erscheinenden Ergebnissen stammte das Interesse, die relativ klein dimensionierten 1.3 Platten im zahnlosen Unterkiefer zu überprüfen.

Am zahnlosen Unterkiefermodell wurden zwei Synthes 1.3 Platten unterschiedlicher Form appliziert (Abb. 2.7.1.3a), eine Synthes 1.3 Platte in Doppel Y-Form (6-Loch). Diese wurde crestal über dem Osteotomiespalt platziert. Zudem wurde eine zweite Synthes 1.3 in Rechteck- bzw. Grid Form (4-Loch) von basal am Rand des Unterkiefers angebracht (Abb. 2.7.1.3b).

Die Platten wurden den Konturen des osteotomierten Unterkiefermodells angepasst. Die basale Grid Platte wurde zuerst angebogen, gebohrt und mit den beiden Frakturteilen unter Verwendung von Schrauben der Länge 5 mm verbunden. Anschließend wurde die crestale Doppel Y-Platte angebogen, gebohrt und mit Schrauben der Länge 7 mm verschraubt.

Die Bohrungen wurden mit einem systemzugehörigen 1,0 mm Bohrer und 8 mm Tiefenstopp durchgeführt. Danach wurde die Schraube monokortikal eingebracht.

Versuchsgruppe 8: Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Synthes Compact 1.3™ Grid Platte in 3D Anordnung



Abb. 2.7.1.3a: Synthes® Compact 1.3 Platten: oben Doppel Y-Platte, unten rechteckige Grid Platte

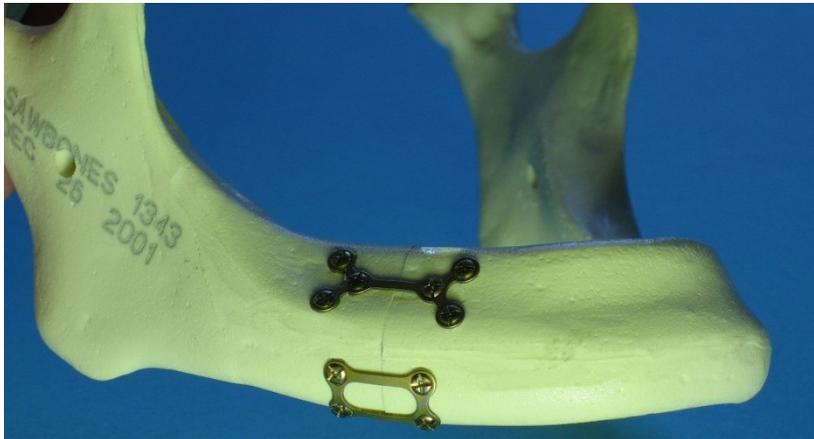


Abb. 2.7.1.3b: Platzierung der Synthes® Compact 1.3 Doppel Y-Platte und Grid Platte am zahnlosen Unterkiefermodell. Die Anordnung der Platten lateral /crestal und basal führt zu einer 3D Stabilisierung

2.7.1.4 Miniadaptationsplatten 2.0

Die 2.0 Miniplatten werden zur wenig invasiven, transoralen Versorgung von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer propagiert (Iatrou et al. 1998).

Typischerweise werden diese Platten entlang der von Champy et al. (1975, 1976) angegebenen Ideal-Osteosyntheselinie angebracht, die sich beim zahnlosen Unterkiefer crestal auf Höhe der ehemaligen Zahnapices befindet (Härle et al. 1999).

Aus dem Synthes Mandibular 2.0™ System kamen zwei unterschiedliche Platten zur Anwendung (Abb. 2.7.1.4a). Beide Platten wurden in unterschiedlicher Lokalisation mit dem Unterkiefermodell verbunden (Abb. 2.7.1.4b).

In Abweichung zu den Angaben von Champy wurde das 6-Loch System mit 5 mm Steg am laterobasalen Rand des Unterkieferkörpers angebracht. Hier wurden 8 mm Schrauben monokortikal verwendet.

Das 4-Loch System ohne Steg wurde crestal entsprechend den Vorgaben von Champy befestigt (Härle 1999). Funktionell entspricht dies einer Zuggurtung. Es wurden Schrauben monokortikal mit 5 mm Länge eingebracht.

Beide Systeme wurden dem osteotomierten Unterkiefer angepasst und verplattet. Es wurden Tiefenstopps entsprechend der Schraubenlänge bei einem Bohrerdurchmesser von 1,6 mm verwendet. Auf ein Überbiegen der Platte konnte verzichtet werden.

Versuchsgruppe 9: Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - Platzierung laterobasal

Versuchsgruppe 10: Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch - Platzierung crestal



Abb. 2.7.1.4a: Synthes Mandibular 2.0™ Platten: oben 6-Loch mit Zwischensteg, unten 4-Loch Adaptationsplatte



Abb. 2.7.1.4b: Platzierung der Synthes Mandibular 2.0™ Platten am Unterkiefermodell: Links 6-Loch Platte mit Steg am laterobasalen Rand. Rechts die 4-Loch Adaptationsplatte crestal. Jeweils symmetrische Plattenausrichtung zum Osteotomiespalt

2.7.2 Makroplattensysteme

Unter Makroplattensystemen versteht man groß dimensionierte Platten, wie 2.7 oder 2.4 Unterkieferfrakturplatten und Rekonstruktionsplatten. Mit den Rekonstruktionsplatten lässt sich eine lasttragende Osteosynthese zur Überbrückung von Defekten, Trümmerzonen oder höhen- oder querschnittsreduzierten Knochenabschnitten erreichen, in denen keine ausreichende interfragmentäre Abstützung mehr gegeben ist. Die Rekonstruktionsplatten sind entweder mit konventionellen Schraubenlöchern und dazugehörigen Schrauben mit kugelförmigen Köpfen oder in Form von winkelstabilen Locking-Systemen verfügbar.

Um im Vergleich zu den lastteilenden Miniplattensystemen in den Messreihen auch lasttragende Systeme untersuchen zu können, wurden die beiden genannten Varianten von Rekonstruktionsplatten exemplarisch getestet. Empfehlungen von Sikes et al. (2000) gehen nach experimentellen Ergebnissen bei hoch atrophem Unterkiefer zugunsten einer rigiden Überbrückung mit Makroplatten. Korrespondierend dazu haben diese Platten ihre Hauptindikation bei Rekonstruktionen nach Kontinuitätsunterbrechungen des Unterkiefers (Gellrich et al. 2004, Schupp et al. 2007).

2.7.2.1 Konventionelle adaptive Rekonstruktionsplatten

Die in dieser Studie verwendete Synthes Reko 2.4™ Platte besaß 12 Schraubenlöcher mit sphärischen Gleitlöchern zur Aufnahme der Schraubenköpfe (Abb. 2.7.2.1a). Zur Fixierung fanden selbstschneidende Kreuzschlitz - Schrauben mit einem Durchmesser von 2,4 mm Anwendung. Die Länge der Schraube variierte entsprechend der notwendigen Tiefe für eine bikortikale Osteosynthese. Die Platte wurde zunächst dem noch nicht osteotomierten Unterkiefer angepasst.

Die Lokalisation der Osteosyntheseplatte wurde entlang der basalen Lateralfäche des Unterkiefermodells (Abb. 2.7.2.1b) angezeichnet, um die Segmente später exakt zuordnen zu können. Nach der Osteotomie wurde der Substanzverlust durch das Sägeblatt durch Nachbiegen der Platte soweit wie möglich ausgeglichen.

Die Bohrlöcher wurden mit dem dazugehörigen 1,8 mm Spiralbohrer und einer speziellen Bohrhilfe in zentrischer Position osteotomiespaltnah bikortikal angelegt. Mit einer Spiessl - Klemme konnte ein Verrutschen der Platte während des Bohrvorganges vermieden werden. Die weiteren Löcher wurden anschließend abwechselnd anterior und posterior zentrisch gebohrt und verschraubt. Je Platte kamen 8 Schrauben mit 2.4 mm Außendurchmesser des Gewindes zur Anwendung. Die Schrauben wurden in ihrer Länge so gewählt, dass diese bikortikal inseriert werden konnten. Nur die vier anterioren und die vier posterioren Plattenlöcher wurden mit Schrauben versorgt, die vier inneren Plattenlöcher beidseits der mittig gelegenen Osteotomiespalts wurden freigelassen.

Versuchsgruppe 11: Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch



Abb. 2.7.2.1a: Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch



Abb. 2.7.2.1b: Platzierung der Synthes Reko Platte 2.4™ am laterobasalen Rand des Unterkiefermodells. Die vier Osteotomiespaltnahen - Schrauben wurden nicht mit Schrauben besetzt. Der goldene Farbcode der Schraubenköpfe weist darauf hin, dass es sich um keine Locking-Schrauben handelt

2.7.2.2 Unidirektionale winkelstabile Rekonstruktionsplatten

Die Synthes UniLOCK Reco- Platte 2.4™ ist Nachfolgerin der Synthes Reko 2.4™ (Abb. 2.7.2.2a). Die Neuerung bei diesem System besteht durch eingearbeitete metrische Gewinde in den Plattenlöchern. Verwendet wurden selbstschneidende Kreuzschlitz- Implantatschrauben mit einem Gewindedurchmesser von 2,4 mm für die bikortikale Osteosynthese der Firma Synthes. Die Schrauben besitzen zwei unterschiedliche Gewindearten. Am Schraubenkopf ist ein metrisches Gewinde eingearbeitet, das schraubenkopferne Gewinde entspricht dem üblichen selbstschneidenden Gewinde von Osteosyntheseschrauben (Abb. 2.7.2.2b).

Beim Biegen der Osteosyntheseplatte müssen in die Schraubenlöcher der Platte Titanplatzhalter eingesetzt werden, um die Form des Gewindes nicht zu beschädigen. Die Anpassung der Platte entsprach ansonsten dem Handlingablauf der zuvor beschriebenen Synthes Reko Platte (Kap. 2.7.2.1).

Die Platten wurden jeweils nur an den äußeren 4 Löchern anterior und posterior verschraubt (Abb. 2.7.2.2c). Zuvor wurde in das Gewinde der Plattenlöcher eine Bohrhilfe aufgeschraubt, mit deren Hilfe exakt senkrechte zentrische Bohrlöcher in das Unterkiefermodell eingeschraubt werden konnten, um eine unidirektionale Schraubenfixierung vorzubereiten.

Das Schraubenanzugsmoment war bei diesem System durch den konvex geformten Schraubenkopf und das metrische Gewinde festgelegt, unabhängig davon, ob die Platte eine Kontaktbeziehung mit der Oberfläche des Unterkiefermodells hatte.

Versuchsgruppe 12: Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch

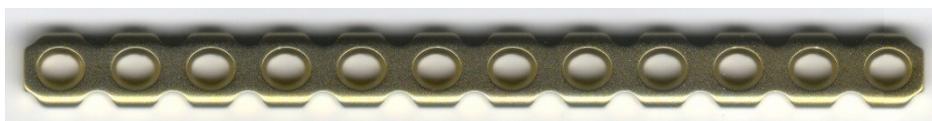


Abb. 2.7.2.2a: Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch



Abb. 2.7.2.2b: Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™. Die Plattenlöcher sind mit einem Innengewinde zur winkelstabilen unidirektionalen Fixierung der Schrauben ausgestattet. Dementsprechend befindet sich unterhalb des Schraubenkopfes ein Außengewinde mit größerem Durchmesser als im Schaftbereich der Schraube

Die Plattenlöcher sind mit einem Gewinde zur winkelstabilen unidirektionalen Fixierung der Schrauben ausgestattet.



Abb. 2.7.2.2c: Platzierung der Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™ am laterobasalen Rand des Unterkiefermodells analog zur konventionellen Reko Platte. Die Locking-Schrauben sind durch einen Magenta - Farbcode gekennzeichnet

3 Ergebnisse

3.1 Initiale Osteosynthesepaltbreite

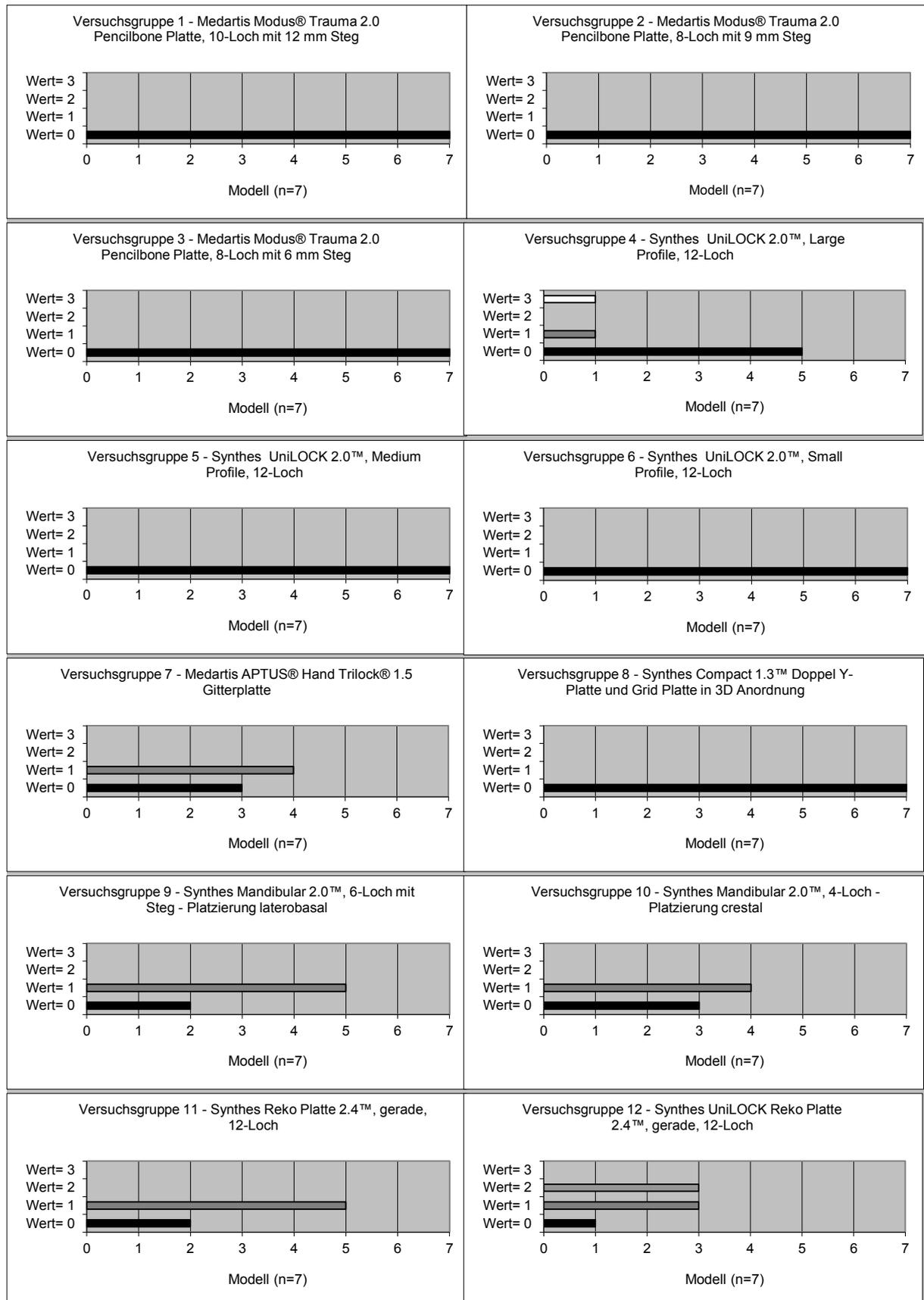
Die initiale Osteosynthesepaltbreite (Apposition der Fragmentenden nach Osteosynthese) liefert einen Anhalt für das Handling einer Osteosyntheseplatte, d.h. die Einfachheit und Leichtigkeit mit der sich die Platte anbiegen und anbringen lässt.

Erfahrungsgemäß ist es technisch schwieriger, große Platten präzise zu verformen und exakt zu adaptieren als kleiner dimensionierte Platten. Konstrukte mit Makroplatten werden relativ große initiale Osteosynthesepaltbreiten aufweisen, da es zu sekundären Dislokationen kommen wird, wenn sich die Fragmente beim Anziehen der Schrauben an die weniger genau konturierbare Platte annähern.

Die initiale Osteosynthesepaltbreite wurde an den 3 Messstellen (a= vestibulär basal, b= vestibulär crestal, c= lingual auf mittlerer Knochenhöhe) nicht auf einer kontinuierlichen metrischen Skala, sondern nach Vermessung von zwei 0,25 mm bzw. einem 0,5 mm Schritt auf einer Ordinalskala festgehalten (Vgl. 2.3.4, Tab. 2.3.4).

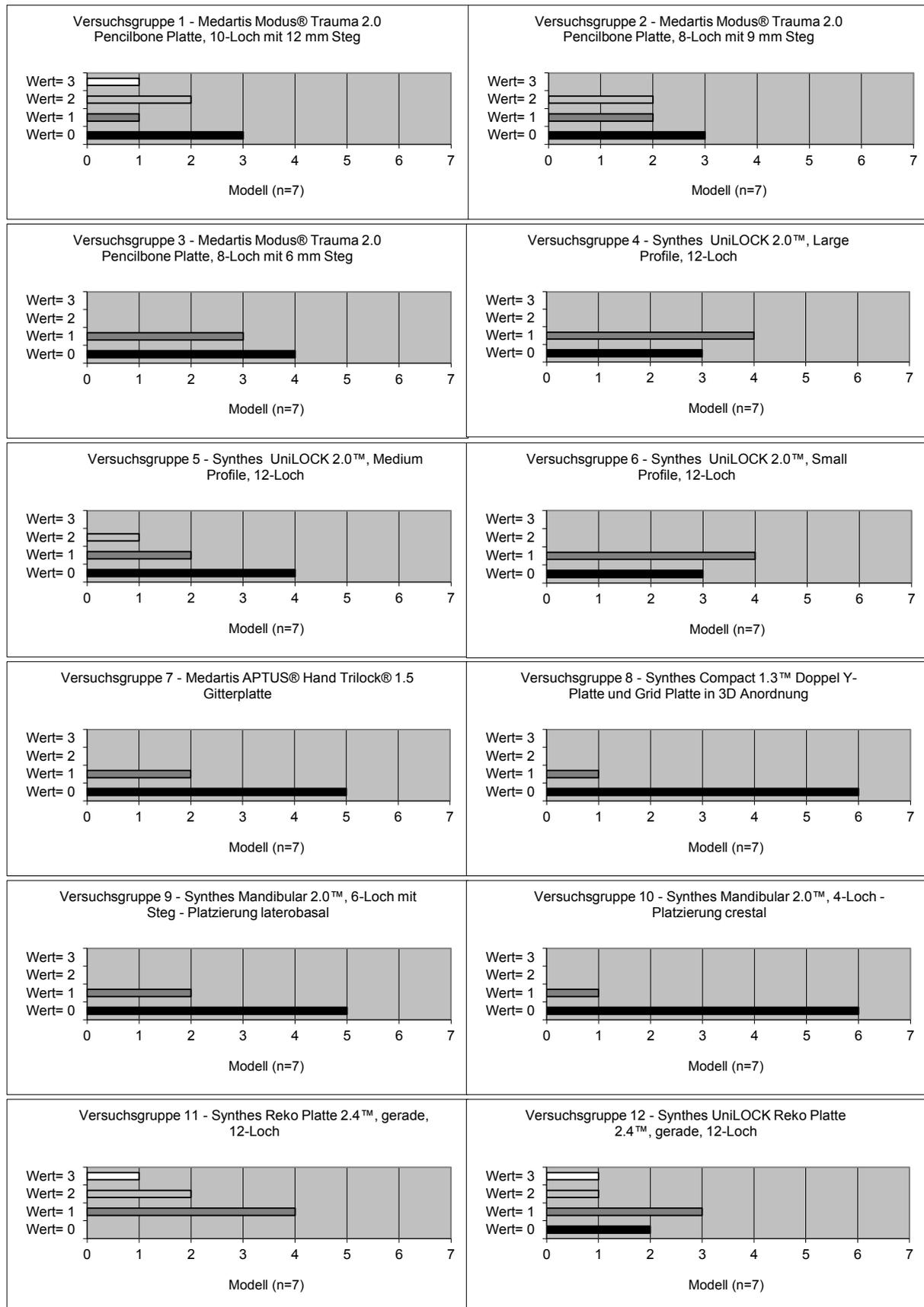
Um einen detaillierten Überblick zu bekommen, ist die Verteilungshäufigkeit der Einzelwerte für alle Unterkiefermodelle pro Versuchsgruppe in den Diagrammen 3.1.2a bis 3.1.2c für die einzelnen Messstellen a) (vestibulär basal), b) (vestibulär crestal) und c) (Lingualfläche) dargestellt.

3 Ergebnisse



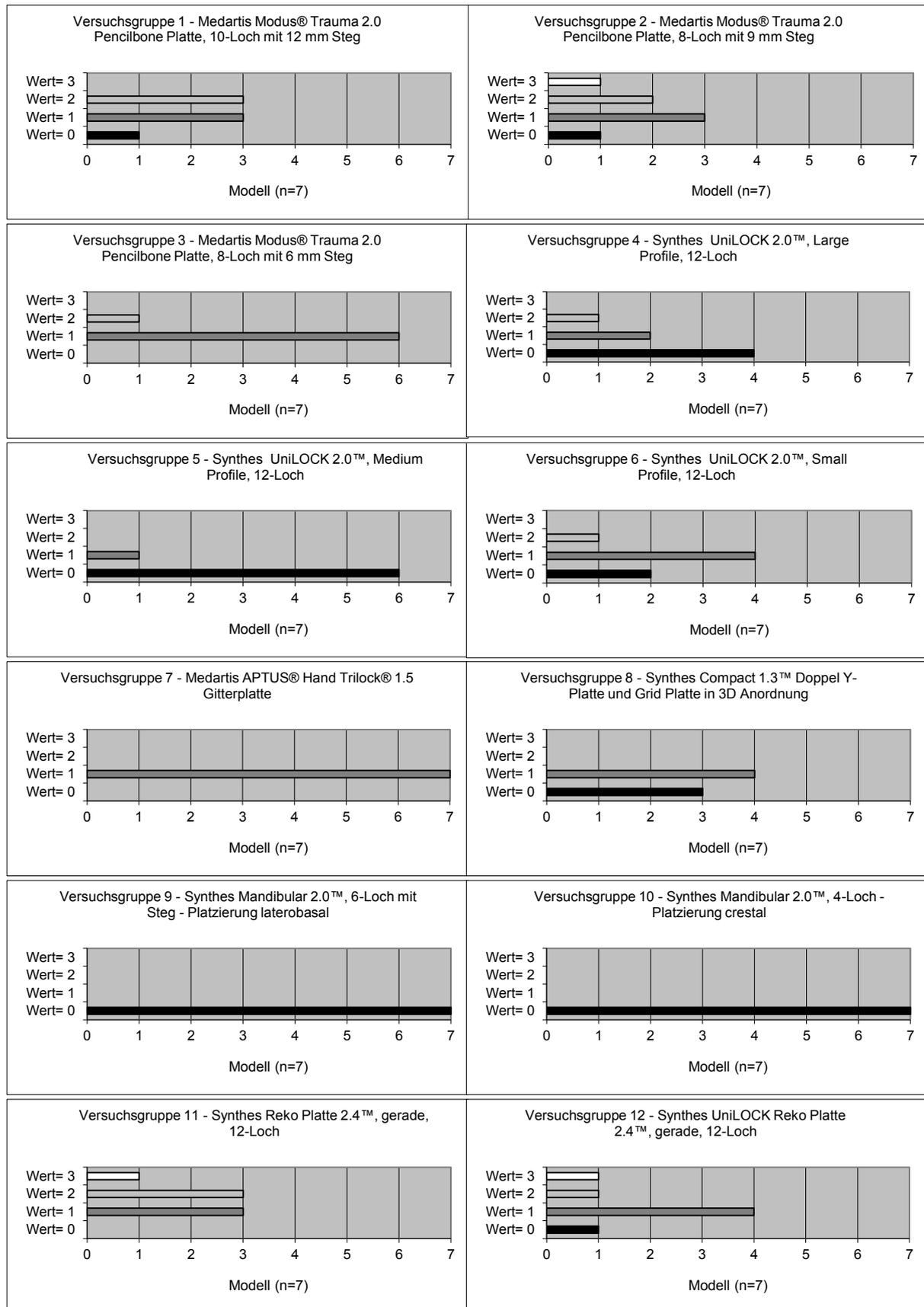
Diagr. 3.1.2a: Darstellung der Initialen Osteosynthesespaltbreiten der an Messstelle a (vestibulär basales Ende des Unterkiefermodells) mit Häufigkeitsverteilung der Ordinalwerte (Wert 0: 0 mm, Wert 1: < 0,25 mm, Wert 2: 0,25 mm - 0,5 mm, Wert 3: > 0,5 mm – 1 mm (Kap. 2.3.4))

3 Ergebnisse



Diagr. 3.1.2b: Darstellung der Initialen Osteosynthespaltbreiten an der Messstelle b (vestibulär crestales Ende des Unterkiefermodells) mit Häufigkeitsverteilung der Ordinalwerte (Wert 0: 0 mm, Wert 1: < 0,25 mm, Wert 2: 0,25 mm - 0,5 mm, Wert 3: > 0,5 mm - 1mm (Kap. 2.3.4))

3 Ergebnisse



Diagr. 3.1.2c: Darstellung der Initialen Osteosynthespalmbreiten an der Messstelle c (Lingualfläche des Unterkiefermodells) mit Häufigkeitsverteilung der Ordinalwerte (Wert 0: 0 mm, Wert 1: < 0,25 mm, Wert 2: 0,25 mm - 0,5 mm, Wert 3: > 0,5 mm – 1 mm (Kap. 2.3.4))

Ein Ranking der Versuchsgruppen (Tab. 3.1.1 – 3.1.3) auf Basis der initialen Osteosynthespaldbreiten an den drei Messstellen lässt folgende allgemeine Trends erkennen:

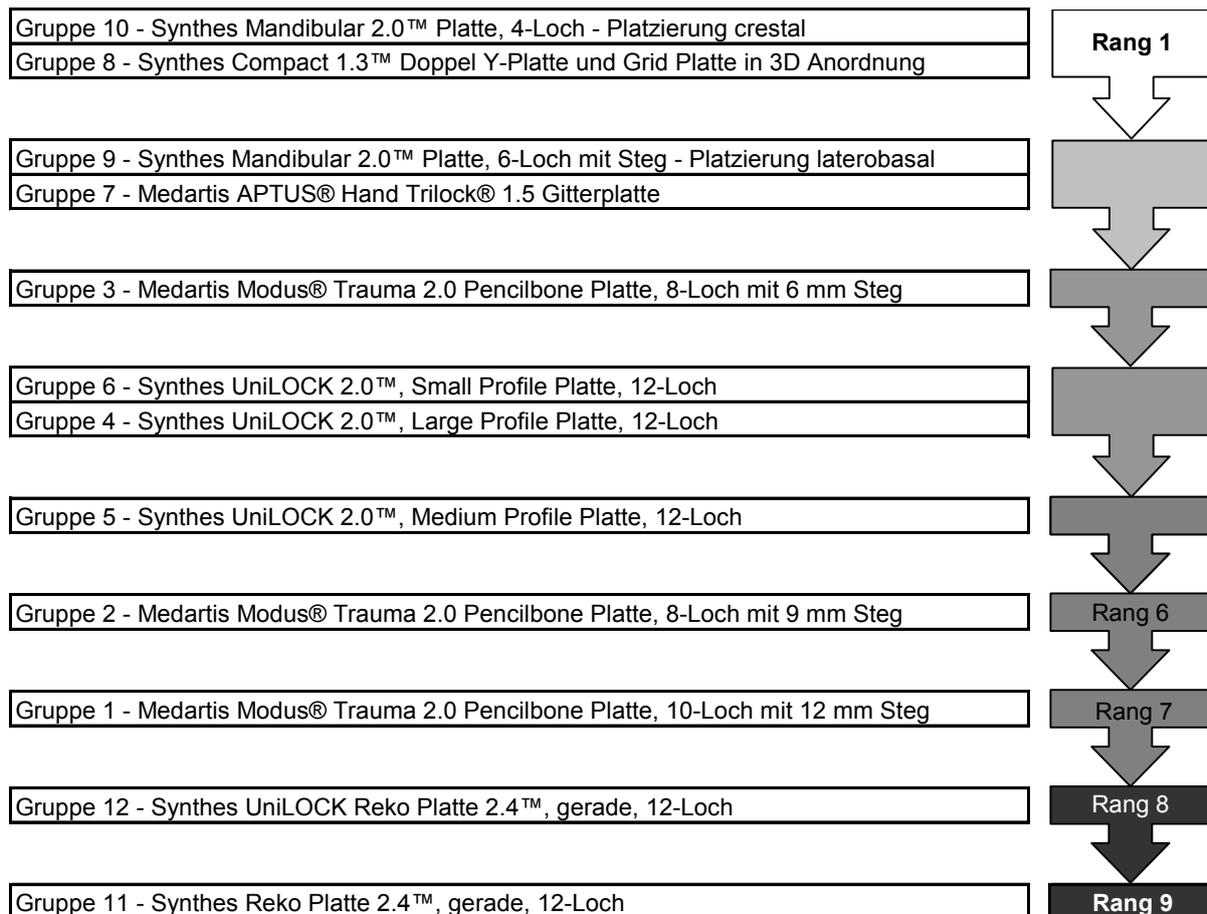
- An der Messstelle a) lassen sich mit 5 Stufen nur etwa halb so viele Ränge wie an den beiden anderen Messstellen unterscheiden (Tab. 3.1.1). Die basal auf der Vestibulärfläche des zahnlosen Unterkiefers angebrachten Platten, also Osteosynthesen in unmittelbarer Nähe der Messstelle a), zeigen das o.g. erwartete Verhalten: die klein dimensionierten Osteosynthesplatten nehmen die niedrigste Rangordnung ein und weisen somit das beste Handling auf, während die Non-Locking- und Locking-Rekonstruktionsplatten auf den höchsten Plätzen (Rang 4 und 5) liegen. Im Zwischenfeld auf Rang 2 befindet sich die im Vergleich zu den Miniplattenformaten auf Rang 1 bereits relativ gross dimensionierte Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile Platte, auf Rang 3 gefolgt von der Medartis Aptus Hand 1.5 Gitterplatte, wobei die erst genannte Platte wegen ihres kräftigen Querschnitts und die zweite multidirektional winkelstabile Platte aufgrund ihrer flächenhaften Anordnung der Schraubenlöcher in zwei Parallelreihen offenbar weniger präzise ankonturiert werden konnte.

Die nach dem Champy Prinzip applizierte kurze Miniplatte (Synthes 2.0, 4-Loch) sowie die Miniplatte gleichen Typs mit Zwischensteg (Synthes 2.0, 6-Loch Platte mit Steg) belegen ebenfalls Rang 3 bzw. Rang 4. Diese Platten sind crestal bzw. laterobasal angebracht und somit an der gegenüberliegenden Seite der Messstelle a) bzw. mit Abstand dazu platziert. Gleichzeitig sind diese Platten wenig rigide und daher nicht in der Lage, die Adaptation der Knochensegmente, mit Ausnahme des direkt lokalen Auflagebereichs, über die gesamte Querschnittsfläche stabil aufrecht zu erhalten. Verantwortlich für die Größe des initialen Osteosynthespaldbreiten dieser beiden Platten ist demnach nicht das schwierige Handling, sondern ihre Flexibilität, die zu einer Öffnung des Osteosynthespalts fernab von der Fixationszone führt.

Gruppe 1 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg	Rang 1
Gruppe 2 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg	
Gruppe 3 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg	
Gruppe 5 - Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile Platte, 12-Loch	
Gruppe 6 - Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile Platte, 12-Loch	
Gruppe 8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung	
Gruppe 4 - Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile Platte, 12-Loch	
Gruppe 7 - Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte	
Gruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch Platte- Platzierung crestal	
Gruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0™ Platte, 6-Loch mit Steg - Platzierung laterobasal	
Gruppe 11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	
Gruppe 12 - Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	Rang 5

Tab. 3.1.1: Ranking der Versuchsgruppen für die Messstelle a) vestibulär basal

• An der Messstelle b) ergibt sich für die initialen Ostesynthesespaltbreiten eine Rangfolge in 9 Stufen (Tab. 3.1.2). Die crestal platzierte kurze Miniplatte (Synthes 2.0, 4-Loch) und die Kombination der Synthes Compact 1.3 Doppel Y-Platte mit der Grid Platte besetzen den niedrigsten Rang. Die geringen Spaltbreiten für die 4-Loch Miniplatte resultieren daraus, dass Fixationsort und Messstelle nahezu identisch sind. Bei der Kombination aus 1.3 Miniplatten sorgt die exakte Adaptierbarkeit in Verbindung mit der 3D Anordnung der Platten (die Doppel Y Platte ist in unmittelbarer Nähe zur Messstelle B angebracht) dafür, dass keine größeren Diastasen auftreten.

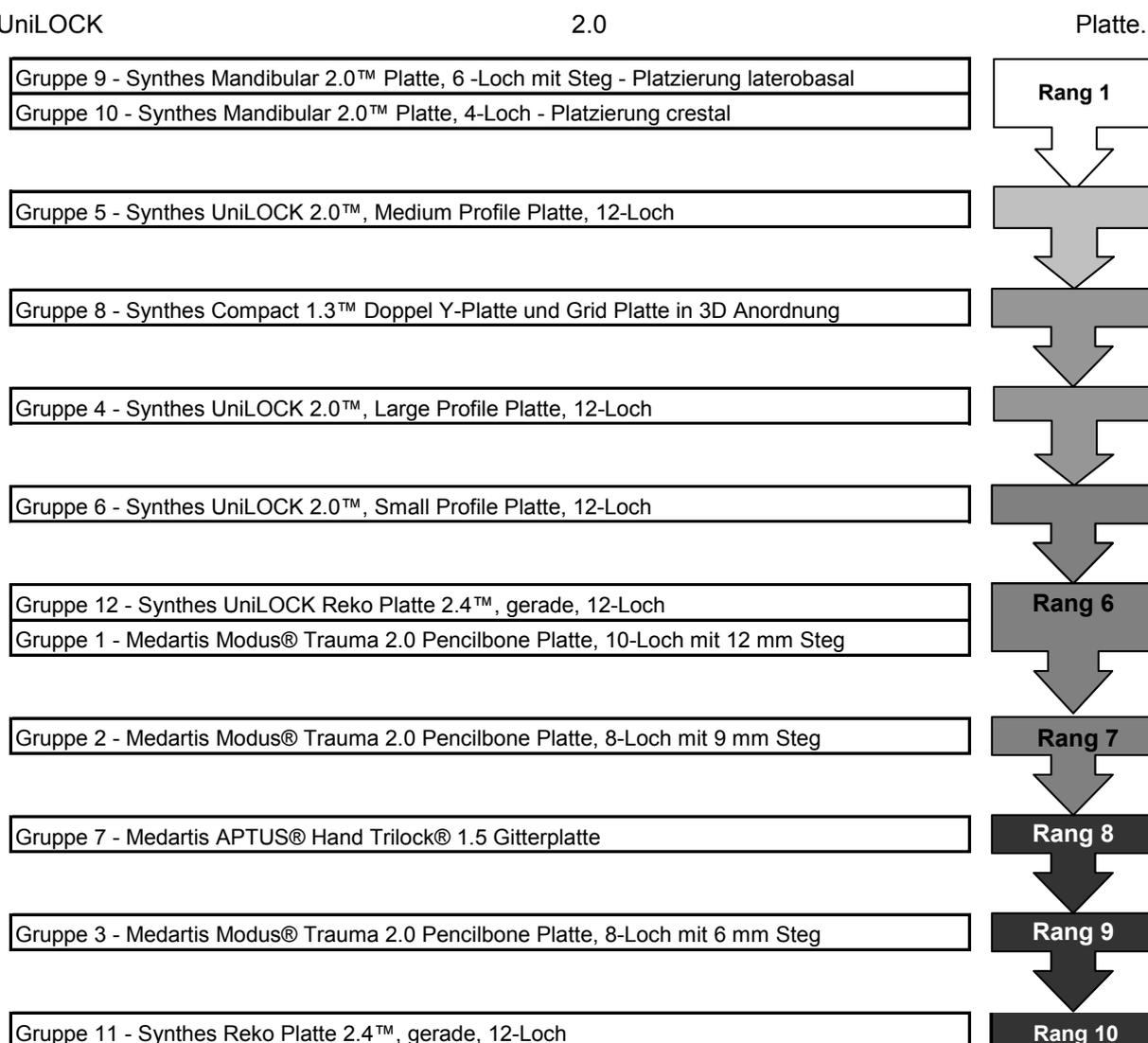


Tab. 3.1.2: Ranking der Versuchsgruppen für die Messstelle b) vestibulär crestal

Sowohl die Miniplatte mit Zwischensteg (Synthes 2.0, 6-Loch Platte mit Steg) als auch die Medartis Aptus Hand 1.5 Gitterplatte profitieren ebenfalls von ihrer Lokalisation bzw. Flächenausdehnung in der Nähe der Messstelle b) und liegen auf Rang 2. Die Besetzung der folgenden Ränge 3 bis 9 entspricht weitgehend der zunehmenden Profilstärke der Platten, wobei bei den 2.0 Pencilbone Platten der Rangplatz umgekehrt proportional zu Gesamtlänge und Größe des Zwischenstegs ist. Eine Ausnahme in der Reihe bildet die UniLOCK 2.0 Large Profile Platte. Diese Platte befindet sich im gleichen Feld (Rang 4 und 5) wie die Small und Medium Profile Platten gleichen Typs. Trotz des größeren Querschnitts der Large Profile Platte scheint immer noch eine gute Konturierbarkeit gegeben zu sein, gleichzeitig werden Dislokationen der Segmente beim Anschrauben durch den Locking-Mechanismus effektiv verhindert und das Repositionsergebnis aufgrund der Plattenrigidität beibehalten. Der Locking-Mechanismus dürfte auch die Ursache für die etwas geringeren initialen

Osteosynthespaltbreiten bei der 2.4 Locking-Platte gegenüber der konventionellen 2.4 Rekonstruktionsplatte (Stufe 8 vs 9 im Gesamtplacement) sein.

• An der Messstelle c) kommen neben der Profilstärke abhängigen Konturierbarkeit der Platten Effekte durch Locking-Mechanismen und die Ausstattung mit Kompressionslöchern zum Tragen (Tab. 3.1.3). Insgesamt können 10 Ränge differenziert werden. Die Miniplattenformate auf den Rängen 1 bis 3 zeichnen sich durch ein einfaches Handling aus, was erlaubt, die Segmente auch auf der Lingualseite des Osteotomiespalts in engen Kontakt zu bringen und zu halten. Während die UniLOCK 2.0 Medium Profile Platte mit Rang 2 noch auf der Stufe zwischen den konventionellen 2.0 und 1.3 Mini Plattensystemen steht, steigt der Schwierigkeitsgrad, die osteotomierten Segmente auf der Lingualseite zu adaptieren, bei der Verwendung der übrigen UniLOCK- Platten schrittweise: die UniLOCK 2.0 Large Profile Platte ist dabei fraglos schwerer anzubiegen als die UniLOCK 2.0 Small Profile Platte. Die Platte mit dem großen Profil ist aber wenig flexibel und die einmal reponierten Segmente federn nicht wieder auseinander, wie bei der kleinen zunächst leichter anpassbaren UniLOCK



Tab. 3.1.3: Ranking der Versuchsgruppen für die Messstelle c) lingual auf mittlerer Knochenhöhe

Die 2.4 Rekonstruktionsplatten sind am schwersten zu konturieren, wie aus der Rangfolge der initialen Osteotomiespaldbreiten an den beiden anderen Messstellen (a+b) hervorgeht. Auf der Lingualseite des Osteotomiespalts liegt die 2.4 UniLOCK Rekonstruktionsplatte mit Rang 6 jedoch 4 Stufen unterhalb der ganz am Ende der Rangordnung (Rang 10) befindlichen konventionellen 2.4 Rekonstruktionsplatte und schließt sich gleich an die UniLOCK 2.0 Small Profile Platte an. Als Begründung für das deutlich günstigere Abschneiden der 2.4 UniLOCK Rekonstruktionsplatte kommt wiederum nur die Vermeidung (bzw. Reduktion) der sekundären Dislokation in Frage.

Auf den Stufen zwischen den beiden 2.4 Rekonstruktionsplatten bewegen sich die 2.0 Pencilbone Platten. Beim kompressiven Verschrauben dieser Platten kommt es ohne ein Überbiegen des Stegs im Mittelteil zu einer Spaltbildung entlang der plattenfernen Kortikalis. Das Überbiegen der Platte ist allerdings Ermessenssache, für die es keine definierten Kriterien gibt. Aus der Rangfolge der Pencilbone Plattenvarianten ist zu vermuten, dass sich längere Zwischenstege (12 mm auf Rang 6, 9 mm auf Rang 7, 6 mm auf Rang 9) gesteuert überbiegen lassen als kurze.

Etwas unerwartet nimmt die multidirektionale winkelstabile Medartis Aptus Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte den ungünstigen Rang 8 in der Gesamtfolge ein. Aufgrund des Locking-Mechanismus müssten die initialen Osteosynthespaldbreiten sich eigentlich in den gleichen Größen-Kategorien wie bei den 2.0 UniLOCK Platten bewegen und die winkelstabile Gitterplatte ähnliche Rangstufen erreichen.

3.2 Stabilitätsuntersuchungen

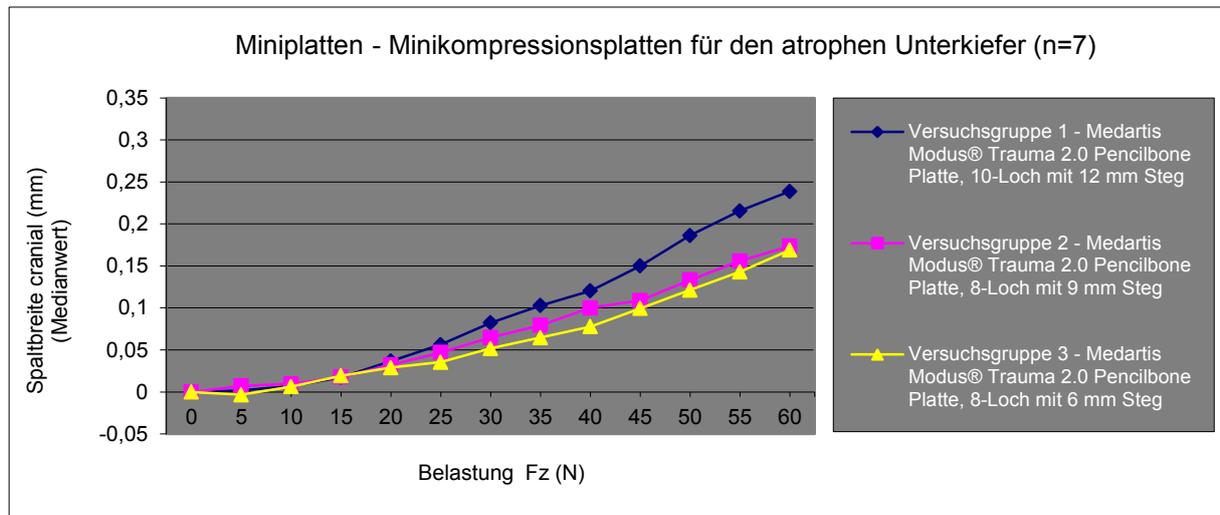
Die folgenden Grafiken stellen der Reihe nach die Beziehungen zwischen vertikaler Kaukraft F_z und der Osteosynthespaldbreite an der cranialen oder lingualen Messstelle für alle 12 Versuchsgruppen dar. Aufgetragen sind jeweils die Medianwerte aus den Versuchen an 7 Unterkiefermodellen pro Gruppe in Belastungsschritten von 5 N.

Die Osteosynthespaldbreiten bei Einwirkung der maximalen Kaukraft (F_z max. 60 N) sind für alle Versuchsgruppen jeweils in Tabellenform angefügt.

Die Einzelmesswerte sind im Anhang aufgelistet.

3.2.1 Deskriptive Auswertung der Miniplattensysteme

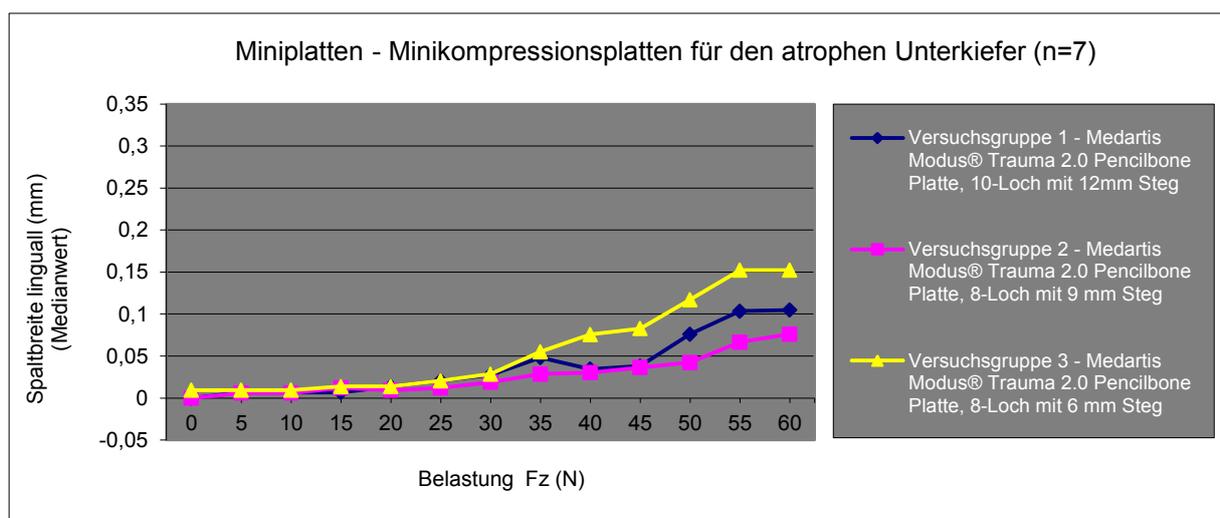
3.2.1.1 Minikompressionsplatten für den atrophen Unterkiefer



Diagr. 3.2.1.1a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z in den Versuchsgruppen 1-3

Bis zu einer Kaukraft $F_z = 15$ N weisen die drei Plattenvarianten an der cranialen Messstelle nur einen geringen Unterschied in der Öffnung der Osteosynthespalte von 0,002 mm auf. Danach zeigt sich ein größerer Anstieg der längsten Platte (10-Loch- Versuchsgruppe 1) mit dem breitesten Mittelsteg gegenüber den beiden vergleichsweise kleiner ausgelegten Plattenvarianten (Versuchsgruppen 2 und 3). Für die kleinste Plattenvariante (8-Loch mit kurzem Steg- Versuchsgruppe 3) bewegt sich die Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite vergleichsweise auf dem niedrigsten Niveau.

Der maximale Unterschied der cranialen Osteosynthesespaltbreiten findet sich beim Kaukraft Maximum von 60 N mit 0,069 mm zwischen den Versuchsgruppen 1 und 3.



Diagr. 3.2.1.1b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 1-3

An der lingualen Messstelle kommt es anders als bei den cranialen Messwerten zu keiner kontinuierlichen Vergrößerung der Spaltbreiten.

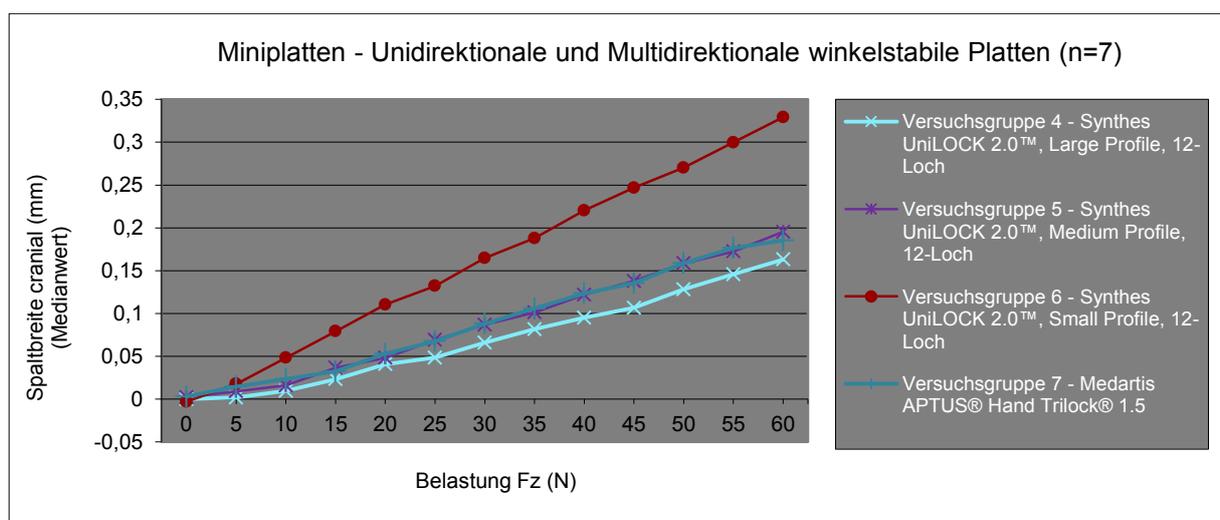
Bis zu einer Kaukraft (F_z) von 30 N zeigen sich lingual Differenzen in der Zunahme der Osteosynthesespaltbreite lediglich bis zu 0,009 mm. Ab einer Kaukraft (F_z) von 30 N wird die Differenz zwischen den unterschiedlichen Plattenvarianten größer. Bei der längsten Plattenvariante (10-Loch - Versuchsgruppe 1) verringert sich die Breite des Osteotomiespalts bei den Kaukraftstufen zwischen 35 N und 40 N um -0,0136 mm, was sich im Diagramm als Abfall der Kurve zeigt. Danach folgt wiederum ein Anstieg des Kurvenverlaufes. Ähnlich ist auch bei der kleinsten Plattenvariante (8-Loch, kurzer Mittelsteg - Versuchsgruppe 3) der kontinuierliche Anstieg des Kurvenverlaufs im Kaukraftbereich von 40 N bis 45 N unterbrochen, bevor die linguale Osteosynthesespaltbreite dann deutlich zunimmt. Bei der mittleren Plattenvariante (8-Loch, langer Mittelsteg – Versuchsgruppe 2) liegen die Werte für die Änderung der lingualen Osteosynthesespaltbreiten bei den Kaukraftstufen zwischen 35 N und 60 N am niedrigsten.

	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2	Versuchsgruppe 3
craniale Spaltbreite bei F_z max.(MD)	0,238 mm	0,173 mm	0,169 mm
linguale Spaltbreite bei F_z max.(MD)	0,104 mm	0,076 mm	0,152 mm

Tab. 3.2.1.1: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z = 60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 1 bis 3. Angegeben sind die Medianwerte (MD) aus den Messreihen an jeweils $n = 7$ Unterkiefermodellen pro Gruppe

3.2.1.2 Winkelstabile Miniplattensysteme: Uni- und Multidirektional

Die vier getesteten winkelstabilen Miniplattenvarianten (unidirektional in drei Profilstärken und multidirektional rechteckige Gitterplatte) werden gemeinsam betrachtet.



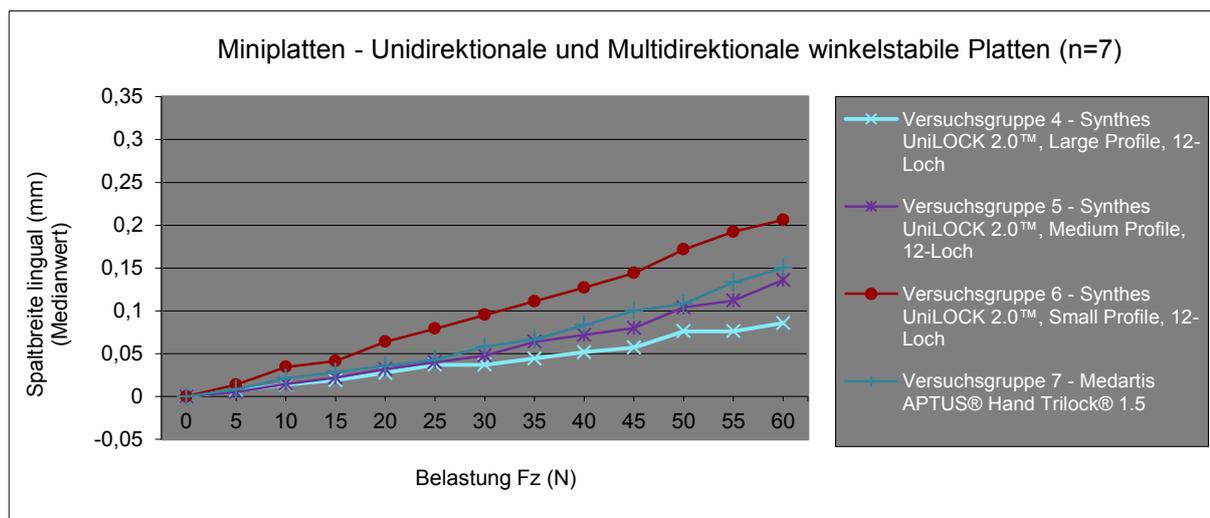
Diagr. 3.2.1.2a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z in den Versuchsgruppen 4-7

Unabhängig von der Profilstärke bzw. vom Verriegelungstyp zeigen alle vier winkelstabilen Miniplattenvarianten an der cranialen Messstelle ein linear zunehmendes Aufklaffen der Osteosynthesespalten ab einer Kaukraftbelastung (F_z) von 5 N.

Die unidirektionale Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile (Versuchsgruppe 4) verfügt dabei über den flachsten Kurvenverlauf oder - anders ausgedrückt - die höchste Stabilität im Gesamtsortiment dieser Platten.

Bei der Maximalbelastung mit der Kaukraft F_z von 60 N beträgt der Median der cranialen Osteosynthesespaltbreiten 0,163 mm (Tab. 3.2.1.2) in Versuchsgruppe 4. Für die unidirektionale Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile (Versuchsgruppe 6) steigen die Werte der cranialen Osteosynthesespaltbreite im Vergleich zu den anderen winkelstabilen Miniplattenvarianten am meisten an, das kleinste Plattenprofil erweist sich also am wenigsten stabil. Bei der maximalen Kaukraftbelastung F_z von 60 N erreicht die craniale Osteosynthesespaltbreite für diese Platte eine Distanz von 0,329 mm (Tab. 3.2.1.2). Die Kurvenverläufe für die unidirektionale Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile (Versuchsgruppe 5) und die multidirektionale 1.5 Trilock Gitterplatte (Versuchsgruppe 7) sind weitestgehend deckungsgleich - bis zu einer Kaukraftbelastung F_z von 55 N liegen die Unterschiede bei maximal 0,005 mm. Nur bei der maximalen Kaukraft ($F_z = 60$ N) schneidet die Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte mit 0,185 mm geringfügig besser ab, als ihr direktes Pendant, die unidirektionale Synthes UniLOCK 2.0™ Medium Profile (0,195 mm).

Die Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite für die beiden zuletzt genannten Plattenvarianten spielt sich in einem Feld etwas oberhalb der Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile (Versuchsgruppe 4) ab, aber deutlich diskrepanz unterhalb der Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile (Versuchsgruppe 6).



Diagr. 3.2.1.2b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z in den Versuchsgruppen 4-7

Die Entwicklung der Osteosynthesespaltbreiten an der Messstelle auf der lingualen Seite des Modellunterkiefers verhält sich im Belastungsbereich zwischen 5 N und 25 N für das Large und Medium Profile des Synthes UniLOCK 2.0™ Systems und die multidirektionale Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte (Versuchsgruppen 4,5 und 7) gleichartig - die Medianwerte auf diesen Kraftstufen unterscheiden sich maximal um 0,009 mm. Oberhalb von 25 N bis zur Maximalbelastung F_z von 60 N gehen die Osteosynthespalt- Kaukraftkurven der drei Platten auseinander: den flachsten Anstieg und damit die höchste Stabilität besitzt wiederum die Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile (Versuchsgruppe 4). Etwas oberhalb davon gelegen sind die Werte für die Synthes UniLOCK 2.0™ Medium Profile und die Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte (Versuchsgruppe 5 und 7). Letztere hebt sich dabei nochmals leicht von der Synthes UniLOCK 2.0™ Medium Profile ab. Bei der maximalen Kaukraftbelastung ($F_z = 60$ N) beträgt der Unterschied der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite in den Versuchsgruppen 5 und 7 schließlich 0,014 mm. Der Kurvenverlauf der Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile (Versuchsgruppe 6) zeigt über den Gesamtbereich aller Kaukraftstufen einen steileren Anstieg als die drei anderen winkelstabilen Miniplattensysteme. Das ist erneut der Beleg für die geringste Stabilität der Versuchsgruppe 6. In Gegenüberstellung zur stabilsten Platte aus dem Sortiment der winkelstabilen Miniplatten (Versuchsgruppe 4) beträgt die Breite der lingualen Osteosynthesespalte für die Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile (Versuchsgruppe 6) nach maximaler Kaukraftbelastung ($F_z = 60$ N) 0,206 mm versus 0,086 mm (Tab. 3.2.1.2).

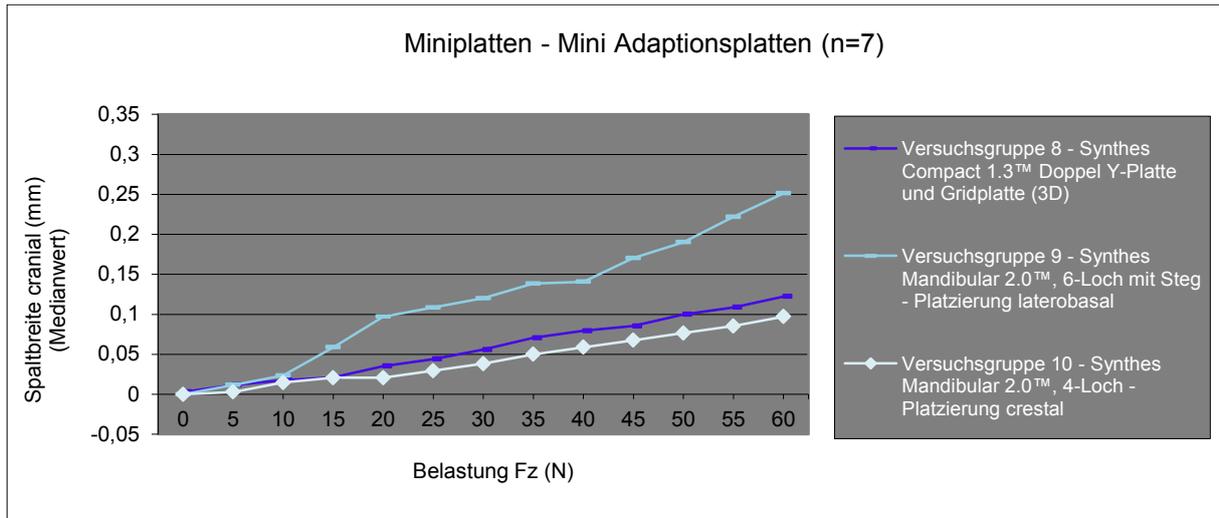
	Versuchsgruppe 4	Versuchsgruppe 5	Versuchsgruppe 6	Versuchsgruppe 7
craniale Spaltbreite bei F_z max.(MD)	0,163 mm	0,195 mm	0,329 mm	0,185 mm
linguale Spaltbreite bei F_z max.(MD)	0,086 mm	0,136 mm	0,206 mm	0,150 mm

Tab. 3.2.1.2: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z = 60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 4 bis 7. Angegeben sind die Medianwerte (MD) aus den Messreihen an jeweils $n = 7$ Unterkiefermodellen pro Gruppe

3.2.1.3 Miniadaptationsplatten

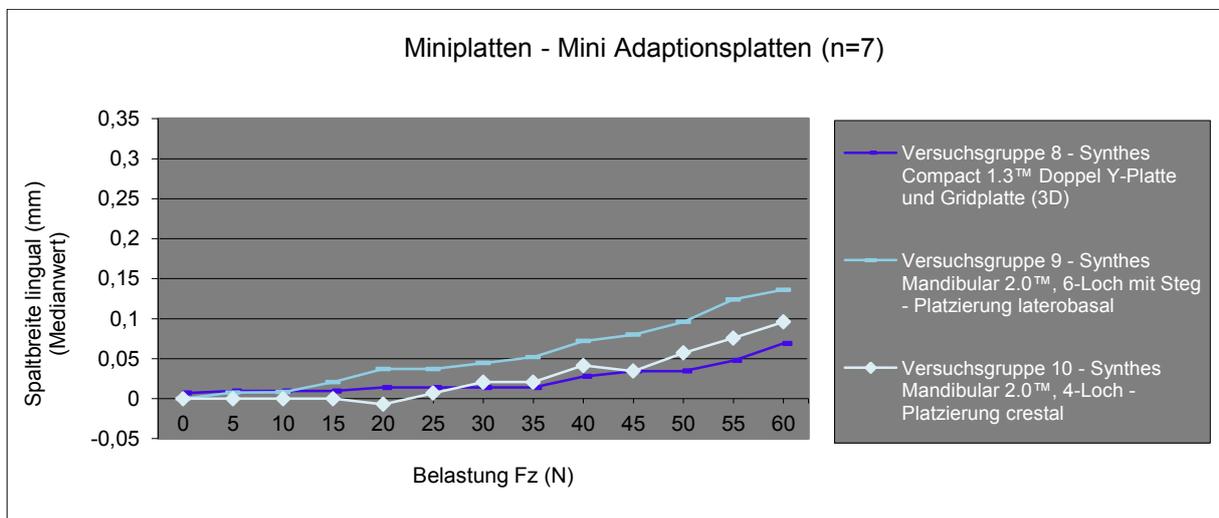
Die Miniadaptationsplatten 1.3 in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) und die Miniadaptationsplatten 2.0 (Versuchsgruppe 9 – 6-Loch mit Steg; Versuchsgruppe 10 – 4-Loch) werden hier zusammengefasst.

Die Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Synthes Grid Platte in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) und die Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch (Versuchsgruppe 10) zeigen unter steigender Belastung eine parallel verlaufende stetige Zunahme der cranialen Osteosynthesespaltbreiten in geringem Abstand zueinander. Die Werte für die crestal angebrachten, d. h. auf der Zugseite des Unterkiefers in direkter Nähe zum Wegaufnehmer, Synthes Mandibular 2.0™, 4-Lochplatten liegen dabei unter denen der 1.3 Miniplatten in 3D Anordnung.



Diagr. 3.2.1.3a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 8-10

Die Kurve der Synthes Mandibular 2.0™, 6-Lochplatte mit Steg (Versuchsgruppe 9) verläuft ab der Belastungsstufe von 10 N deutlich oberhalb der beiden zuvor genannten Miniplattenvarianten. Insgesamt gesehen steigen die Messwerte für die Versuchsgruppe steiler an mit einem Plateau im mittleren Bereich der Kaubelastung (F_z) zwischen 20 N und 40 N.



Diagr. 3.2.1.3b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 8-10

Die Distanzzunahme der Osteosynthesespalten auf der Lingualseite bewegt sich für die Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) auf den Belastungsstufen zwischen 30 N und 60 N im Vergleich zu den Synthes Mandibular 2.0™ (Versuchsgruppen 9 und 10) am niedrigsten. Im Belastungsbereich zwischen 0 N und 15 N unterscheidet sich die Auslenkung im Osteosynthesespalt nur wenig. Die Medianwerte für die crestal

angebrachte Synthes Mandibular 2.0™ 4-Lochplatte (Versuchsgruppe 10) unterschreiten zwischen 10 N und 25 N die Auslenkung der Synthes Compact 1.3™ Plattenanordnung und werden sogar negativ, was als Ausdruck einer Stauchung bzw. Kompression der Segmentflächen des Unterkiefermodells zu werten ist. Für die an der Lateralfäche des Unterkiefermodells fixierten Synthes Mandibular 2.0™, 6-Lochplatten (Versuchsgruppe 9) ergeben sich verglichen mit den anderen beiden Miniadaptationsplattensystemen ab 15 N die höchsten Zuwächse der Osteosynthesespaltbreite auf der Lingualseite. Bei der maximalen Kaukraftbelastung von 60 N liegen sie annähernd doppelt so hoch wie in den Versuchsgruppen 8 und 10.

	Versuchsgruppe 8	Versuchsgruppe 9	Versuchsgruppe 10
craniale Spaltbreite bei F_z max.(MD)	0,122 mm	0,251 mm	0,097 mm
linguale Spaltbreite bei F_z max.(MD)	0,069 mm	0,136 mm	0,096 mm

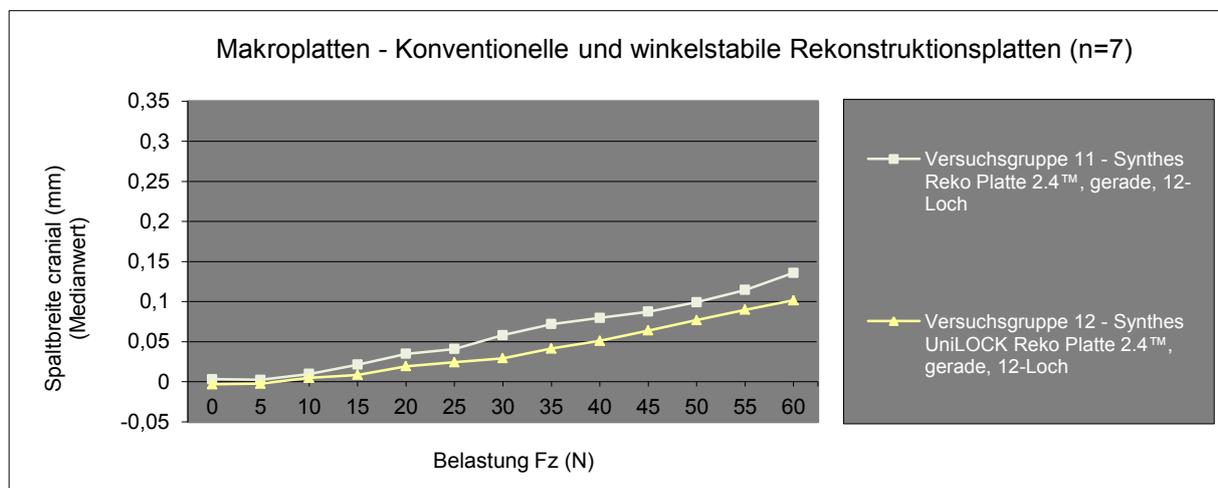
Tab. 3.2.1.3: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z=60\text{ N}$) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 8 bis 10. Angegeben sind die Medianwerte (MD) aus den Messreihen an jeweils $n = 7$ Unterkiefermodellen pro Gruppe

3.2.2 Deskriptive Auswertung der Makroplattensysteme

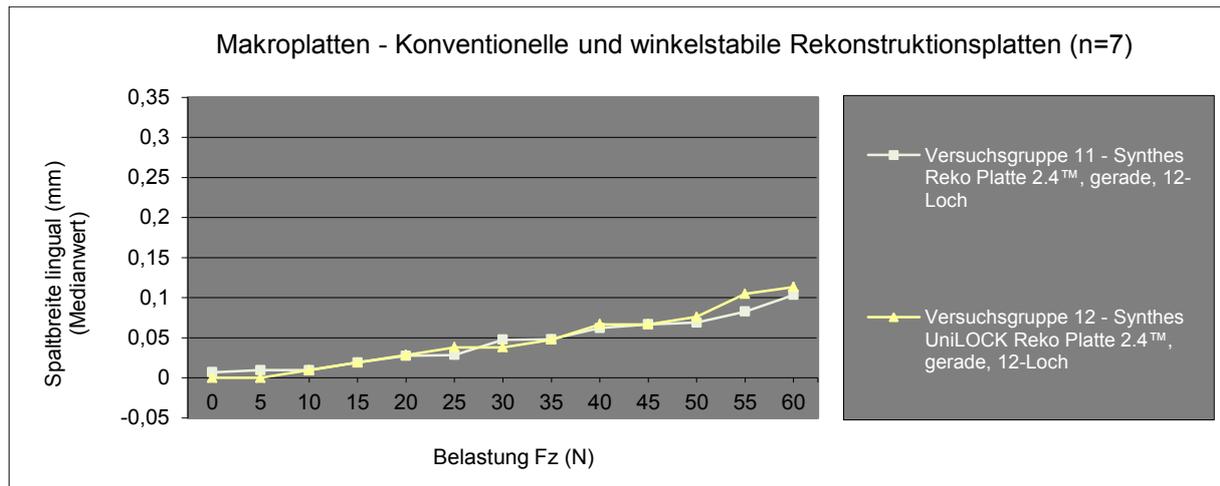
Die Osteosynthesespaltbreiten der Makroplatten divergieren auf der Cranialeseite der Unterkiefermodelle nicht.

Die winkelstabile 12-Loch Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™ (Versuchsgruppe 12) weist oberhalb der Belastungsstufe von 5 N gegenüber der konventionellen 12-Loch Synthes Reko Platte 2.4™ (Versuchsgruppe 11) konstant eine niedrigere Zunahme der Spaltklaffung an der Cranialeseite und damit die höhere Stabilität auf.

Die Differenzen in den Kurvenverläufen der beiden Versuchsgruppen belaufen sich bei einer F_z von 35 N auf 0,03 mm, verringern sich bei 40 N und 55 N auf minimal 0,022 mm, um dann bei der Maximalbelastung von 60 N wieder auf 0,034 mm anzusteigen (Tab. 3.2.2).



Diagr. 3.2.2a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 11 und 12



Diagr. 3.2.2b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 11 und 12

Die Kurvenverläufe im Spaltbreite- Belastungs- Diagramm bei Messung auf der Lingualseite sind für die beiden Makro- und Rekonstruktionsplattenvarianten annähernd kongruent. Die Differenzen der lingualen Spaltbreite liegen im überwiegenden Teil des Messbereichs bei maximal 0,01 mm. Ausgenommen ist nur die Belastungsstufe von 55 N mit einer Differenz von 0,022 mm.

	Versuchsgruppe 11	Versuchsgruppe 12
cranialer max. MD	0,136 mm	0,101 mm
lingualer max. MD	0,103 mm	0,113 mm

Tab. 3.2.2: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z=60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 11 bis 12. Angegeben sind die Medianwerte (MD) aus den Messreihen an jeweils $n = 7$ Unterkiefermodellen pro Gruppe

3.2.3 Inferenzielle Auswertung

3.2.3.1 Osteosynthesespaltbreite am Cranialrand des Unterkiefermodells

Das gemischte lineare Regressionsmodell mit der Zielgröße craniale Osteosynthesespaltbreite und den festen Einflussgrößen Osteosynthese- bzw. Plattensysteme, Kraftstufe sowie der Wechselwirkung zwischen System und Kraft lieferte folgende p-Werte (Tab. 3.2.3.1a):

Effekt	p- Wert
os	0.0002
kraft	<.0001
os*kraft	<.0001

Tab. 3.2.3.1a: p-Werte für die festen Einflussgrößen aus dem linearen Regressionsmodell für die craniale Osteosynthesespaltbreiten am Cranialrand des Unterkiefermodells

Die in Tabelle 3.2.3.1a ermittelten Werte erlauben die Aussage, dass für alle fixen Einflussgrößen ein signifikanter Unterschied vorhanden ist:

3 Ergebnisse

- os: $p = 0.0002$ bedeutet, dass sich die Osteosynthesesplattensysteme hinsichtlich der Osteosynthesespaltbreite am Cranialrand des Unterkiefermodells signifikant voneinander unterscheiden.
- kraft: $p < .0001$ bedeutet, dass sich die Modellmittelwerte (LS-means) bzw. die mittleren Schätzer zwischen den Kraftstufen signifikant voneinander unterscheiden.
- os*kraft: $p < .0001$ bedeutet, dass sich die Systeme signifikant voneinander unterscheiden hinsichtlich der Steigung bei den Belastungs- Deformations- Diagrammen der Osteosynthesesysteme

In Tabelle 3.2.3.1b sind die aus dem Modell über alle Kraftstufen hinweg gemittelte cranialen Osteosynthesespaltbreiten (LS-means) pro Osteosynthesesplattensystem in sortierter Reihenfolge vom kleinsten zum größten Wert dargestellt. Die Versuchsgruppen bzw. Plattensysteme, die sich am oberen und unteren Rand der 95 %-Konfidenzintervalle nicht überschneiden, sind in Gruppen sortiert und in 3 Rangstufen mit unterschiedlichen Farbtönen gekennzeichnet.

Es besteht ein deutlicher Unterschied der 95 % Konfidenzintervalle in Tabelle 3.2.3.1b von Rang 1 (Versuchsgruppen 8 und 10 bis 12 mit einem Intervall von 0.0101 bis 0.0939) zu Rang 3 (Versuchsgruppen 6 und 9 mit einem Intervall von 0.0959 bis 0.1918), da hier keine Überschneidungen vorliegen.

Die Versuchsgruppen 1 bis 5 und 7 in Rang 2 zeigen untereinander große Ähnlichkeiten in den 95 % Konfidenzintervallen.

Versuchsgruppe - Osteosynthesesystem cranaiale Messtelle	LS- means	unteres Konfidenzintervall	oberes Konfidenzintervall	
12 - Synthes UniLOCK Reko 2.4	0.04371	0.01007	0.07736	Rang 1
10 - Synthes Mandibular 4-Loch	0.05069	0.01705	0.08434	
8 - Synthes Compact Y/Grid Platte	0.05567	0.02203	0.08932	
11 - Synthes Reko Platte 2.4	0.06024	0.02660	0.09389	
3 - Medartis, 8-Loch mit 6 mm Steg	0.07459	0.04095	0.1082	Rang 2
4 - Synthes UniLOCK 2.0, Large	0.07459	0.04095	0.1082	
7 - Medartis APTUS Hand Trilock	0.07727	0.04363	0.1109	
2 - Medartis, 8-Loch mit 9 mm Steg	0.07790	0.04426	0.1115	
5 - Synthes UniLOCK 2.0, Medium	0.08066	0.04701	0.1143	
1 - Medartis, 10-Loch mit 12 mm Steg	0.09744	0.06379	0.1311	
9 - Synthes Mandibular 6-Loch	0.1295	0.09589	0.1632	Rang 3
6 - Synthes UniLOCK 2.0, Small	0.1581	0.1245	0.1918	

Tab. 3.2.3.1b: Ranking der Osteosynthese am Cranialrand der Versuchsgruppen. Aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS-means) für jedes Osteosynthesesystem einschließlich der 95 % Konfidenzintervalle. Die Systeme wurden nach der Größe der LS-means entsprechend der absteigenden Stabilität sortiert und in 3 Rangstufen unterteilt (Kennzeichnung durch unterschiedliche Farbtöne und Rang 1 bis 3), deren Konfidenzintervalle sich nicht überlappen

Nach der Einteilung in Tabelle 3.2.3.1b ergeben sich drei Kategorien (Rangstufen) für die Stabilität der untersuchten Osteosynthese- Plattensysteme:

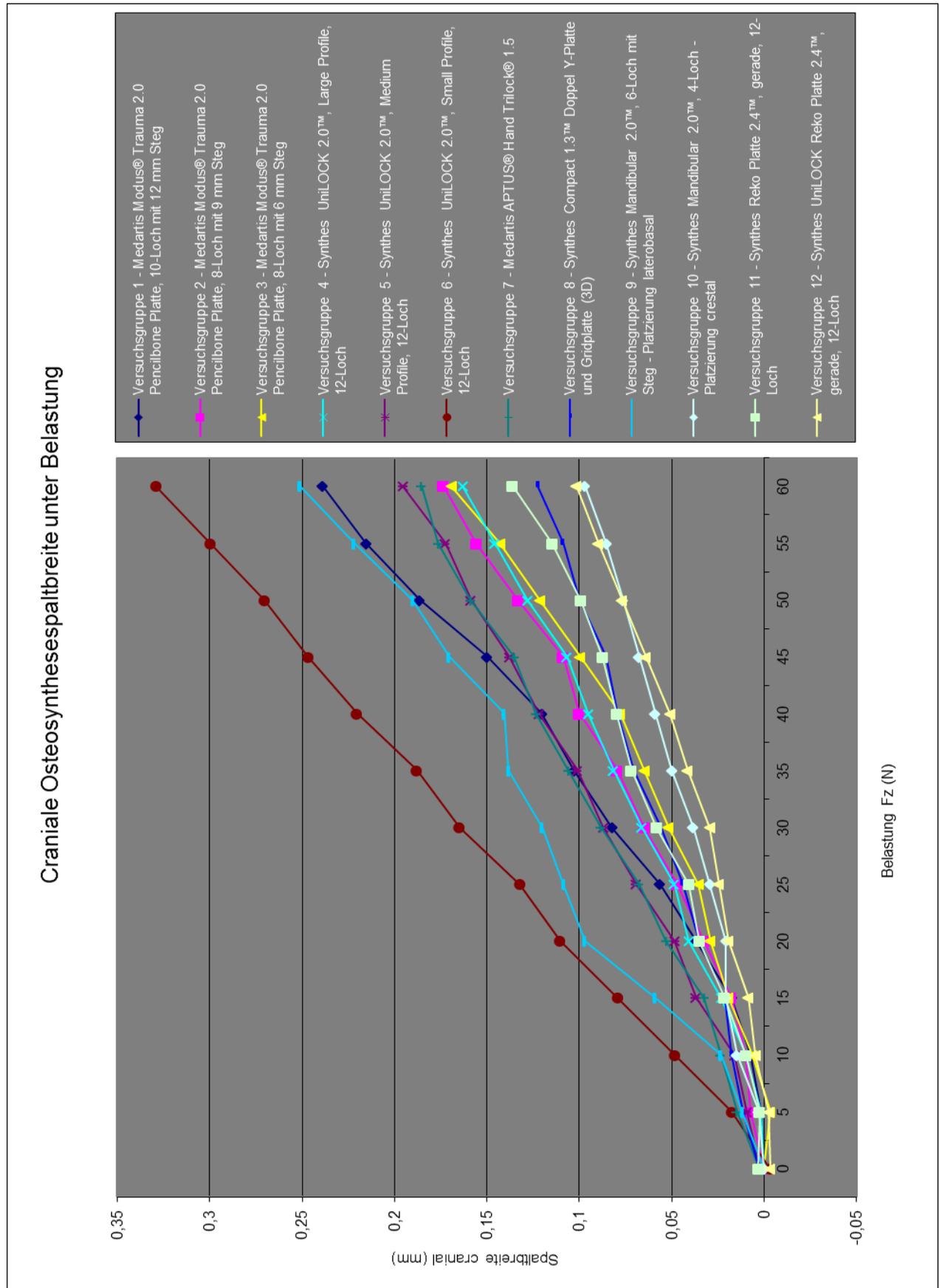
Die Makroplatten in der UniLOCK Reko Platte 2.4™ Variante (Versuchsgruppe 12) und in zweiter Linie in der konventionellen Reko Platte 2.4™ Variante (Versuchsgruppe 11) zeigen zusammen mit den nach dem Champy Prinzip am crastalen Rand des Unterkiefermodells angebrachten 4-Loch Mandibular 2.0™ (Versuchsgruppe 10) sowie der Compact 1.3™ Doppel Y-Platte mit Grid Platte in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) die niedrigsten Auslenkungswerte der Osteosynthespaltbreite an der cranialen Messstelle und weisen somit die höchste Stabilität für diese Variable auf. Ein Mittelfeld mit zum Teil kongruenten oder mit nur wenig Differenz der Zunahmeraten der cranialen Osteosynthespaltbreiten setzt sich aus den speziell für den zahnlosen atrophien Unterkiefer entwickelten Minikompressionsplatten (Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten, Versuchsgruppen 1-3), den Synthes UniLOCK 2.0™ in den Intermediärgrößen Large und Medium Profile (Versuchsgruppe 4 und 5) und der Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte (Versuchsgruppe 7) zusammen (Tab. 3.2.3.1b).

Interessanter Weise verhalten sich die kurzen Pencilbone Platten günstiger als die Varianten mit längerem Steg bzw. mehr Löchern und längerem Steg.

Die Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, liegt gleichauf mit der 8-Loch Modus® Trauma 2.0 mit 6 mm Steg und vor der Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile.

Am unteren Ende der Skala mit der vergleichsweise niedrigsten Stabilität rangiert die jeweils auf der Lateralfäche des zahnlosen Unterkiefermodells angebrachte 6-Loch Synthes Mandibular 2.0™ mit Steg (Versuchsgruppe 9) und die Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile Platte (Versuchsgruppe 6).

Um die LS- means mit den Ergebnissen der deskriptiven Auswertung direkt vergleichen zu können, sind die Verlaufskurven der Osteosynthespaltbreiten am cranialen Unterkiefermodellrand nochmals in einer Übersichtsgrafik zusammengefasst (Diagr. 3.2.3.1).



Diagr. 3.2.3.1: Gesamtübersicht der Entwicklung der Osteosynthesespaltbreiten an dem Cranialrand des Unterkiefermodells unter Belastung. Der Farbcode für die Osteosyntheseplattensysteme differiert von den vorausgehenden Einzeldarstellungen und ist zusätzlich angegeben

3.2.3.2 Osteosynthesespaltbreite auf der Lingualseite des Unterkiefermodells

Die Zielgröße Osteosynthesespaltbreite auf der Lingualseite des Unterkiefermodells sowie deren feste Einflussgrößen (os, kraft und os*kraft) wurden analog zu den Berechnungen für den Cranialrand (Kap. 3.2.3.1) ermittelt und ergaben folgende p- Werte:

Effekt	p- Wert
os	0.2212
kraft	<.0001
os*kraft	0.0004

Tab. 3.2.3.2a: p-Werte für die festen Einflussgrößen aus dem linearen Regessionsmodell für die Osteosynthesespaltbreite auf der Lingualseite der Unterkiefermodelle

Nach Tabelle 3.2.3.2.a sind für die festen Einflussgrößen folgende Aussagen zulässig:

- os: p= 0.2212 bedeutet, dass unter den Osteosynthesesystemen hinsichtlich der lingualen Spaltbreite, keine signifikanten Unterschiede feststellbar sind
- kraft: p <.0001 bedeutet, dass sich die Modellmittelwerte (LS- Means) bzw. die mittleren Schätzer zwischen den Kraftstufen signifikant unterscheiden
- os*kraft: p= 0.0004 bedeutet, dass sich die Verläufe der Spaltbreitenzunahme für die Osteosyntheseplattensysteme über die Kraft hinweg signifikant voneinander unterscheiden.

In der Tabelle 3.2.3.2b sind die LS- means für die Osteosyntheseplattensysteme sortiert dargestellt. Die Versuchsgruppen bzw. Plattensysteme am oberen und unteren Rand, deren 95 %-Konfidenzintervalle sich nicht überschneiden, sind in Rang 1 bis 3 sortiert und entsprechend farblich gekennzeichnet.

Versuchsgruppe - Osteosynthesesystem linguale Messtelle	LS- means	unteres Konfidenzintervall	oberes Konfidenzintervall	
10 - Synthes Mandibular 4-Loch	0.02744	-0.00696	0.06184	Rang 1
2 - Medartis, 8-Loch mit 9 mm Steg	0.03162	-0.00279	0.06602	
8 - Synthes 1.3 Compact Y/Grid Platte	0.03682	0.002422	0.07123	Rang 2
12 - Synthes UniLOCK Reko 2.4	0.04308	0.008675	0.07748	
11 - Synthes Reko Platte 2.4	0.04797	0.01356	0.08237	
5 - Synthes UniLOCK 2.0, Medium	0.05049	0.01609	0.08490	
3 - Medartis, 8-Loch mit 6 mm Steg	0.05075	0.01635	0.08515	
4 - Synthes UniLOCK 2.0, Large	0.05075	0.01635	0.08515	
7 - Medartis APTUS Hand Trilock	0.05886	0.02445	0.09326	
9 - Synthes Mandibular 6-Loch	0.06305	0.02865	0.09746	
1 - Medartis, 10-Loch mit 12 mm Steg	0.06419	0.02978	0.09859	
6 - Synthes UniLOCK 2.0, Small	0.1042	0.06977	0.1386	

Tab. 3.2.3.2b: Ranking der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite in allen Versuchsgruppen: aus dem Regessionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS-means) für jedes Osteosynthesesystem einschließlich der 95% Konfidenzintervalle. Die Systeme wurden nach Größe der LS-means absteigender Stabilität sortiert und in drei Blöcke unterteilt, deren Konfidenzintervalle sich nicht überlappen

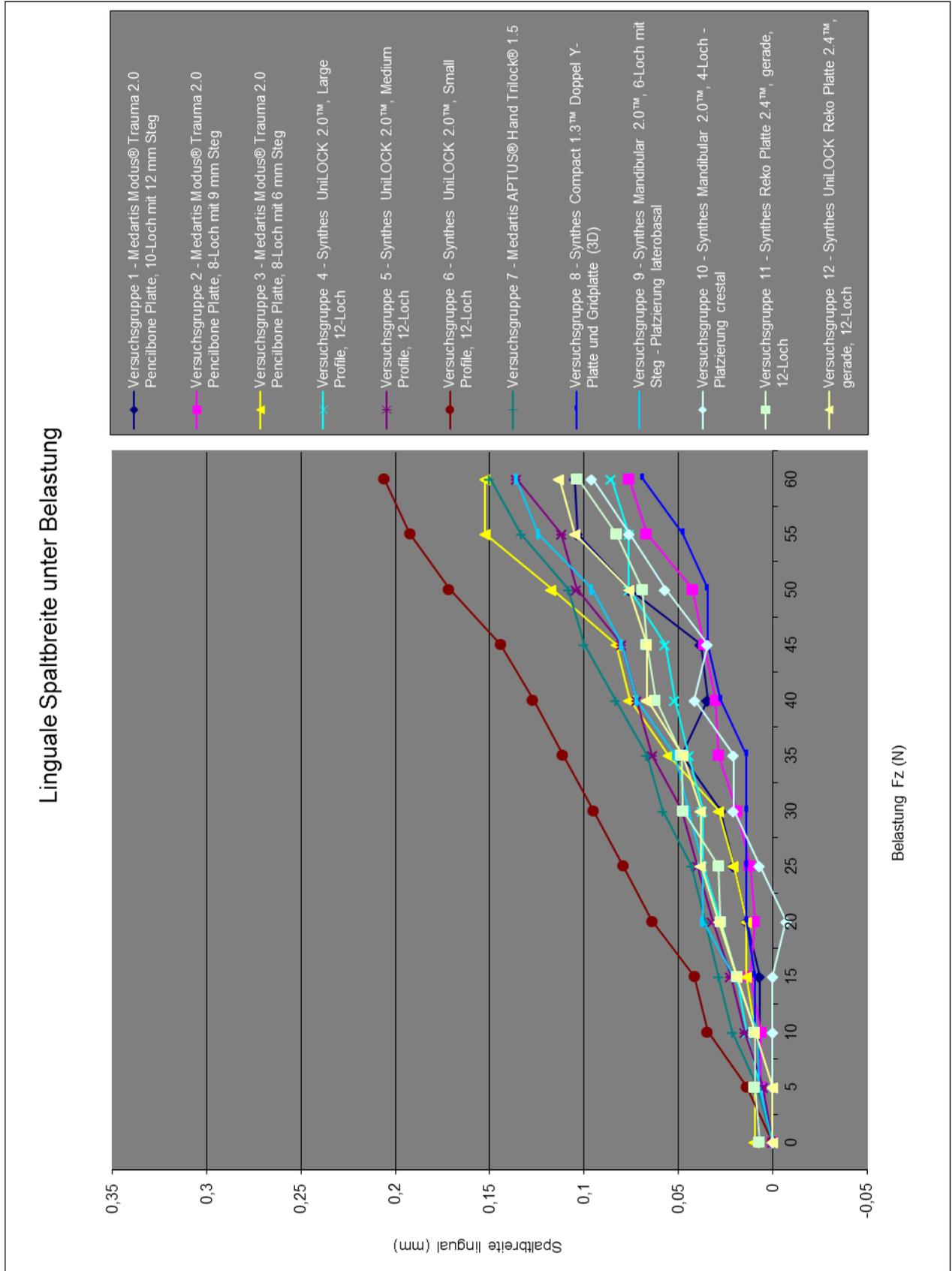
Bei Messungen auf der Lingualseite der Unterkiefermodelle liegen die Osteosynthesespaltbreiten die ca. 1/3 niedriger, als auf der Cranialseite. Bei 60 N beträgt die linguale Spaltbreite maximal 0,206 mm gegenüber cranial 0,329 mm (Versuchsgruppe 6 Tab. 3.2.1.2).

Entsprechend der Einteilung aus Tabelle 3.2.3.2b zeigen die Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite des Unterkiefermodells einen signifikanten Unterschied zwischen dem Rang 1 (crestal platzierten 4-Loch Synthes Mandibular 2.0™ - Versuchsgruppen 10 und der Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 8-Loch mit 9 mm Steg - Versuchsgruppe 2) mit einem Konfidenzintervall von - 0.0067 bis 0.0660 zu Rang 3 (Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile - Versuchsgruppe 6) mit einem Intervall von 0.0698 bis 0.1386.

Die Mehrzahl der Osteosyntheseplattensysteme befindet sich zwischen diesen Extremen in einem weiten Bereich (Tab. 3.2.3.2b, Rang 2) mit Überlappung der Konfidenzintervalle.

Darin wird die Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Gridplatte in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8), unmittelbar gefolgt von den Makro- bzw. Rekonstruktionsplatten (Versuchsgruppen 12 und 11) sowie im weiteren von der Synthes UniLOCK 2.0™ Medium Profile Platte (Versuchsgruppe 5), der Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone 8-Loch mit 6 mm Steg (Versuchsgruppe 3), der Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile Platte (Versuchsgruppe 4), der Medartis Aptus Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte (Versuchsgruppe 7), Synthes Mandibular 2.0™ 6-Loch Platte mit Steg (Versuchsgruppe 9), und schließlich von der Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte 10-Loch mit 12 mm Steg (Versuchsgruppe 1).

Um die LS-means mit den Ergebnissen der Deskription besser vergleichen zu können, sind die medianen Verläufe der lingualen Spaltbreiten aller Osteosynthesesysteme über die Kraftstufen hinweg in Form einer Übersichtsgrafik nochmals zusammengefasst (Diagr. 3.2.3.2).



Diagr. 3.2.3.2: Gesamtübersicht der Entwicklung der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite unter Belastung. Der Farbcode für die Osteosyntheseplattensysteme differiert von den vorausgehenden Einzeldarstellungen und ist zusätzlich angegeben

3.3 Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben

Abgesehen von der Länge werden die Eigenschaften von Osteosyntheseplatten (Querschnitts- Profil, Locking versus Non-Locking) im üblichen Sprachgebrauch über den darin verwendeten Schraubentyp angegeben.

Die Stabilität einer Plattenosteosynthese wird u.a. von der Haltekraft der Schrauben- Knochen-Verbindung bestimmt. Die Größe der Schrauben- Anzugs- und Lösemomente kann daher als indirekter Parameter zur Beurteilung dieser Verbindung verwendet werden. Das Anzugsmoment ist von der Geometrie der Schraube (Durchmesser des Schraubenkopfes und des Gewindes, Gewindesteigung und Schaftlänge) und vom Reibungskoeffizienten zwischen Schraube und Knochen (hier: Kunststoff des Unterkiefermodells) abhängig.

Das Lösemoment ist stets kleiner als die Anzugsmomente und gibt innerhalb einer Versuchsreihe Auskunft über die Festigkeit bzw. mögliche Schraubenlockerungen nach Belastung bzw. im Zeitverlauf der Heilung.

Nach Fertigstellung der Osteosynthese wurden die Schrauben aller Modelle von distal nach anterior auf ihr maximales Anzugsmoment mit Hilfe eines digitalen Drehmomentschlüssels ausgemessen (siehe Kap. 2.3.5).

Nach Durchlaufen der Stabilitätstests im Belastungssimulator wurden die Lösemomente nach dem gleichen Verfahren bestimmt.

In folgenden Übersichtsdiagrammen werden die Anzugsmomente (AM) in den einzelnen Versuchsgruppen den Lösemomenten (LM) direkt gegenübergestellt.

Die Darstellung erfolgt deskriptiv grafisch in Form von Box- Whisker- Plots und tabellarisch unter Angabe von Minimum, Maximum und Median (1. Quartil und 3. Quartil nur grafisch).

Der Median wurde aus den Messungen an 7 Unterkiefermodellen in jeder Versuchsgruppe gebildet. Je nach verwendetem Osteosynthesystem lagen den Medianwerten die Messung der Momente an 4 bis 12 Schrauben zugrunde, d.h. eine Reihung zwischen 28 und 84 Schrauben.

Die einzelnen Messwerte sind im Anhang aufgeführt.

Als Richtschnur für die Schraubenlockerung wird die prozentuale Differenz der Lösemomente (nach Umstellung des negativen Vorzeichens) zu den Ausgangswerten für die einzelnen Versuchsgruppen angegeben. Diese Prozentsätze sind nicht untereinander vergleichbar und erlauben keinen Umkehrschluss auf die Absoluthöhe der nach Belastung verbliebenen Schraubenfestigkeit.

3.3.1 Deskriptive Auswertung der Anzugs- und Lösemomente

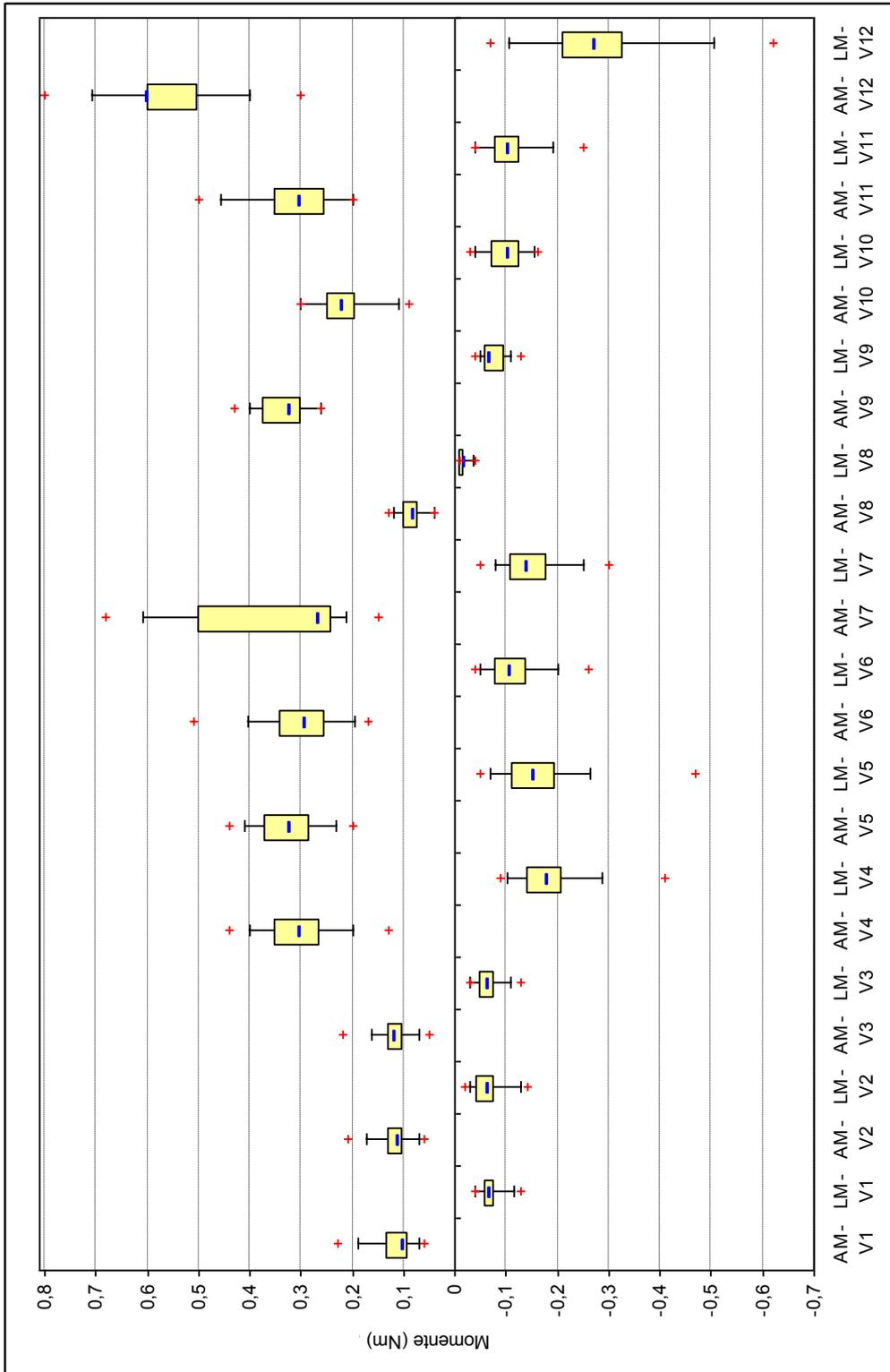
Die offensichtlichen Unterschiede in Typ und Eigenschaften der in den einzelnen Gruppen der gesamten Versuchsreihe verwendeten Osteosyntheseplattenvarianten und ihrer spezifischen Schraubenverbindungen zum Modellunterkiefer finden sich in den Anzugs- und Lösemomenten wieder (Diagr. 3.3.1).

Bei den drei Varianten der speziell zur Versorgung von Frakturen im atrophen Unterkiefer vorgesehenen Minikompressionsplatten (gleiche Grundkonstruktion - unterschiedliche Plattenlänge bzw. Anzahl von Plattenlöchern und unterschiedliche Länge des Mittelstegs) aus den Versuchsgruppen 1 bis 3 (Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten) wurden in gleicher Weise konventionelle 2.0 Schrauben mit einer Länge von 6 mm monokortikal eingebracht.

Die in den Box- Whisker- Plots dargestellten Lage- Kenn- Größen der Anzugs- und Lösemomente dieser Schrauben (Tab. 3.3.1a - 3.3.1c) sowie die Differenz ihrer Medianwerte zeigen in allen drei Versuchsgruppen keine nennenswerten Unterschiede.

Bemerkenswert ist, dass sich die Werte für die kompressiven Schrauben in den Gleitlöchern auf beiden Seiten der Zwischenstege nicht von den neutral eingebrachten Schrauben in den übrigen Plattenlöchern unterscheiden.

Die Medianwerte der Lösemomente fallen gegenüber den Anzugsmomenten um ca. 30% und ca. 36% ab. Im Gesamtspektrum aller Versuchsgruppen liegen die Anzugs- und Lösemomente der drei Pencilbone Platten (Versuchsgruppen 1- 3) auf einem vergleichsweise sehr niedrigen Niveau, das nur noch von den 1.3 Schrauben in Versuchsgruppe 8 (Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung) unterschritten wird.



Diagr. 3.3.1: Übersicht Anzugs- (AM obere Hälfte) und Lösemomente (LM untere Hälfte mit negativem Vorzeichen) in den Versuchsgruppen V1 bis V12 - Darstellung der Lage- Kenn- Größe als Box-Whisker- Plots (Minimum, 5 % Datenpunkt, unteres Quartil, Median, oberes Quartil, 95 % Datenpunkt, Maximum)

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,23 Nm	-0,04 Nm
Medianwert	0,1 Nm	-0,07 Nm
Minimum	0,06 Nm	-0,13 Nm

Tab. 3.3.1a: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 1 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,21 Nm	-0,14 Nm
Medianwert	0,11 Nm	-0,07 Nm
Minimum	0,06 Nm	-0,02 Nm

Tab. 3.3.1b: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 2 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,22 Nm	-0,13 Nm
Medianwert	0,11 Nm	-0,07 Nm
Minimum	0,05 Nm	-0,03 Nm

Tab. 3.3.1c: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 3 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg

In den drei in der Profilstärke variierenden Locking-Platten aus den Versuchsgruppen 4, 5 und 6 (Synthes UniLOCK 2.0™ Large, Medium und Small) kamen 2.0 Locking-Schrauben (Länge 8 mm - monokortikal) zur Anwendung. Diese Schrauben besitzen neben dem Gewinde am Schaft ein zweites kurzstreckiges Gewinde mit deutlich größerem Durchmesser unterhalb des Schraubenkopfs. Als Gegenstück sind korrespondierende Gewindegänge in den Plattenlöchern eingearbeitet, die bei der Schraubeninsertion zu einer winkelstabilen Blockade führen. Das maximal mögliche Anzugsmoment wird bei diesen Platten nicht mehr von der Festigkeit des Knochens bestimmt, sondern von der Verankerung des Schraubenkopfes in der Platte. Ein Durchdrehen der Schrauben im Knochen wird durch ein entsprechend abgestimmtes konisches Design des Gewindes am Schraubenkopf (begrenzte Eindrehmöglichkeit) vermieden.

Die Lage- Kenn- Größen der Anzugs- und Lösemomente für die Locking-Schrauben aller drei Versuchsgruppen verhalten sich ähnlich mit tendenziell leicht sinkenden Werten für die Eindrehmomente und gering steigenden Werten für die Ausdrehmomente von den großen bzw. intermediären zum kleinen Plattenprofil (Tab. 3.3.1d - Tab. 3.3.1f). Die Mediane der Lösemomente liegen um ca. 40 % bis 53 % und ca. 62 % unterhalb der Anzugsmomente.

Insgesamt gesehen, bewegen sich die Lage- Kenn- Größen der Anzugs- und Lösemomente in den Versuchsgruppen 4 bis 6 auf deutlich höherem Niveau als bei Versuchsgruppen, in denen konventionelle Schrauben mit gleichem Gewindedurchmesser verwendet wurden, wie dies in den Versuchsgruppen 1 bis 3, 9 und 10 der Fall ist.

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,44 Nm	-0,41 Nm
Medianwert	0,3 Nm	-0,18 Nm
Minimum	0,13 Nm	-0,09 Nm

Tab. 3.3.1d: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 4 - Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,44 Nm	-0,47 Nm
Medianwert	0,32 Nm	-0,15 Nm
Minimum	0,2 Nm	-0,05 Nm

Tab. 3.3.1e: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 5 - Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,51 Nm	-0,26 Nm
Medianwert	0,29 Nm	-0,11 Nm
Minimum	0,17 Nm	-0,04 Nm

Tab. 3.3.1f: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 6 - Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch

Die Spannweite der Lage- Kenn- Größen für die Anzugsmomente der multidirektionalen winkelstabilen 1.5 Trilock Schrauben (Länge 8 mm) mit denen die zweireihige APTUS® Hand Platte (Versuchsgruppe 7) monokortikal fixiert wurde, ist deutlich breiter gefächert (Tab. 3.3.1g), als bei den 2.0 UniLOCK Schrauben aus den Versuchsgruppen 4 bis 6 (trotz deren größeren Durchmessers). Der Medianwert der Anzugsmomente liegt hingegen geringfügig niedriger als für die Schrauben in den unidirektionalen 2.0 Locking-Platten.

Die Mediane der Lösemomente der 1.5 Trilock Schrauben (Tab. 3.3.1g) fallen gegenüber ihren Anzugsmomenten um ca. 48 %. Dabei liegen die Lösemomente der 1.5 Trilock- Schrauben auf etwa gleichem Level wie die 2.0 UniLOCK Schrauben in den Medium Profile Platten.

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,68 Nm	-0,30 Nm
Medianwert	0,27 Nm	-0,14 Nm
Minimum	0,15 Nm	-0,05 Nm

Tab. 3.3.1g: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 7 – Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte

Am untersten Ende der Skala befindet sich die Lage- Kenn- Größen der Anzugs- und Lösemomente der 1.3 Schrauben (Versuchsgruppe 8), die in zwei entsprechend dimensionierte Platten (Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung) inseriert (Länge 7 mm - monokortikal) wurden (Tab. 3.1.1h). Nach Durchführung nur einer Belastungsreihe liegen die Lösemomente (Medianwert) der 1.3 Schrauben um einen Prozentsatz von 75 % unter den Anzugsmomenten.

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,13 Nm	-0,04 Nm
Medianwert	0,08 Nm	-0,02 Nm
Minimum	0,04 Nm	-0,01 Nm

Tab. 3.3.1h: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung

In den lateralen am Unterkiefer angebrachten 6-Loch Synthes Mandibular 2.0™ mit Steg (Versuchsgruppe 9) wurden konventionelle Schrauben mit einem Gewindedurchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 8 mm monokortikal verwendet. Dagegen kam in den crestal am Unterkiefer befestigten 4-Loch Synthes Mandibular 2.0™ Adaptationsplatten (Versuchsgruppe 10) der gleiche konventionelle Schrauben Typ mit einer Länge von nur 5 mm zur Anwendung.

Die Lage- Kenn- Größen der Anzugsmomente der 8 mm Schrauben in Versuchsgruppe 9 (Tab. 3.3.1.i) erreichen erwartungsgemäß höhere Werte als die 5 mm Schrauben in Versuchsgruppe 10 (Tab. 3.3.1.j). Im Gesamtspektrum der Versuchsreihe haben die Anzugsmomente der 8 mm langen konventionellen 2.0 Schrauben eine ähnliche Größenordnung wie die 2.0 Locking-Schrauben der Versuchsgruppen 4, 5 und 6.

Damit liegen die Anzugsmomente der 8 mm langen 2.0 Schrauben gleichzeitig auch höher als bei den 6 mm langen 2.0 Schrauben in den Pencilbone Platten aus den Versuchsgruppen 1 bis 3.

Die Lage- Kenn- Größen für die Anzugsmomente der 2.0 Schrauben mit der Länge von 5 mm (Versuchsgruppe 10) nehmen eine Stellung etwas oberhalb der Mitte zwischen den Versuchsgruppen ein, die sich auf Höhe der 8 mm langen 2.0 Schrauben (Versuchsgruppen 4, 5, 6 und 9) und den 6 mm langen 2.0 Schrauben in den Pencilbone Platten bewegen. Die Kennwerte für die Lösemomente der 8 mm bzw. 5 mm langen 2.0 Schrauben aus den Versuchsgruppen 9 und 10 decken einen ähnlichen Bereich ab, wobei die Spannweite für die 5 mm langen Schrauben etwas größer ist und der Median tiefer liegt. Innerhalb der gesamten Testreihe umfassen die Lösemomente der 8 mm langen Schrauben (Versuchsgruppe 9) einen ähnlichen Wertebereich wie die Schrauben in den Pencilbone Platten. Die Lösemomente der 5 mm langen Schrauben stimmen weitgehend mit den 2.0 Small Profile Locking-Platten überein.

Die prozentuale Differenz zwischen Anzugs- und Lösemomenten beträgt für die 8 mm langen 2.0 Schrauben ca. 78 %, was der höchsten Lockerung im Gesamtversuch entspricht und für die 5 mm langen 2.0 Schrauben ca. 50 %.

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,43 Nm	-0,13 Nm
Medianwert	0,32 Nm	-0,07 Nm
Minimum	0,26 Nm	-0,04 Nm

Tab. 3.3.1i: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - laterobasal

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,3 Nm	-0,16 Nm
Medianwert	0,22 Nm	-0,11 Nm
Minimum	0,09 Nm	-0,03 Nm

Tab. 3.3.1j: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch - Platzierung crestal

Bei den beiden Makro- bzw. Rekonstruktionsplatten aus der Gesamtreihe handelt es sich um die adaptive 12-Loch Synthes Reko Platte 2.4™ (Versuchsgruppe 11) und die winkelstabile 12-Loch Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™ (Versuchsgruppe 12). Diese beiden Makroplatten unterscheiden sich nur durch das für die Aufnahme von 2.4 UniLOCK Schraube in die Plattenlöcher eingearbeitete Gewinde.

Wie bei Rekonstruktionsplatten üblich, wurden auf jeder Seite des Osteotomiespalts nur 4 Plattenlöcher mit Schrauben von 2.4 mm Gewindedurchmesser besetzt. Die Reko Platten wurden mit konventionellen 2.4 Schrauben in den Längen von 10 mm, 12 mm und 14 mm entsprechend den Gegebenheiten des Unterkiefermodells bikortikal fixiert (Versuchsgruppe 11). Die Lage- Kenn-Größen der Anzugs- und Lösemomente dieser konventionellen 2.4 Schrauben (Tab. 3.2.1k) überschreiten in ihrer Bandbreite geringfügig die konventionellen Schrauben der Versuchsgruppen 9 und 10, aber unterscheiden sich nicht wesentlich von den 2.0 UniLOCK Schrauben aus den Versuchsgruppen 4, 5 und 6.

Die Lösemomente der konventionellen 2.4 liegen um 66 % niedriger als die zugehörigen Anzugsmomente.

Die in den UniLOCK Reko Platte 2.4™ verwendeten Schrauben hatten gleichfalls Längen von 10 mm, 12 mm und 14 mm und wurden ebenso bikortikal inseriert (Versuchsgruppe 12). Die Anzugs- und Lösemomente dieser 2.4 Locking-Schrauben zeigen die höchsten Werte in der gesamten Untersuchungsreihe (Tab. 3.2.1l) und setzen sich auch klar von den konventionellen 2.4 Schrauben ab, die im Schaftbereich die gleiche Geometrie des Gewindes aufweisen. Die 2.4 Locking-Schrauben zeigen einen um ca. 53 % niedrigeres Löse- als Anzugsmoment.

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,5 Nm	-0,25 Nm
Medianwert	0,3 Nm	-0,10 Nm
Minimum	0,2 Nm	-0,04 Nm

Tab. 3.3.1k: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch

	Anzugsmoment	Lösemoment
Maximum	0,8 Nm	-0,62 Nm
Medianwert	0,6 Nm	-0,28 Nm
Minimum	0,3 Nm	-0,07 Nm

Tab. 3.3.1l: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 12 - Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch

3.3.2 Inferenzielle Auswertung

Das lineare Regressionsmodell mit der Zielgröße Anzug- bzw. Lösemoment und der festen Einflussgröße Osteosynthesystem ergibt für die Type III Test of Fixed Effects signifikante p-Werte (Anzugsmoment $p < .0001$ und Lösemoment $p < .0001$). Das heißt, dass sich die Osteosyntheseplattensysteme hinsichtlich Anzug- und Lösemoment signifikant voneinander unterscheiden.

In der folgenden Tabelle 3.3.2a sind die aus dem Modell über alle Schrauben hinweg gemittelten Anzugsmomente (LS-means) pro Osteosyntheseplattensystem in sortierter Reihenfolge vom kleinsten bis zum größten Wert dargestellt. Die Versuchsgruppen sind in drei grau schattierten Blöcken zusammengefasst, deren 95 %-Konfidenzintervalle sich nicht überschneiden.

Anzugsmoment der Schrauben im Osteosynthesystem	LS-means	unteres Konfidenzintervall	oberes Konfidenzintervall
8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte	0.0877	0.0706	0.1048
1 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 10-Loch, 12 mm Steg	0.1140	0.0967	0.1312
2 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 8-Loch, 9 mm Steg	0.1148	0.0955	0.1341
3 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 8-Loch, 6 mm Steg	0.1166	0.0973	0.1358
10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch - Platzierung crestal	0.2196	0.1924	0.2469
6 - Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch	0.2976	0.2804	0.3148
4 - Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch	0.3033	0.2876	0.3190
11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	0.3091	0.2899	0.3283
9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - laterobasal	0.3293	0.3068	0.3518
5 - Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch	0.3224	0.3067	0.3381
7 - Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte	0.3380	0.3223	0.3537
12 - Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	0.5679	0.5486	0.5871

Tab. 3.3.2a: Aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS- means) des Anzugsmoments für jede Versuchsgruppe einschließlich der 95 % Konfidenzintervalle. Die Systeme wurden nach Größe der LS- means aufsteigend sortiert und in drei Blöcken zusammengefasst, deren Konfidenzintervalle sich nicht untereinander überlappen

Bei den Versuchsgruppen 1, 2, 3 und 8 mit 95 % Konfidenzintervallen zwischen 0.0706 und 0.1341 besteht ein signifikanter Unterschied zu den Systemen 4, 5, 6, 7, 9, 10 und 11, deren Konfidenzintervalle sich zwischen 0.1924 und 0.3537 bewegen. Die Versuchsgruppe 12 hebt sich mit einem Intervall von 0.5486 bis 0.5871 wiederum signifikant von den beiden vorgenannten in Blöcken zusammengefassten Versuchsgruppen ab.

Die gemittelten Lösemomente (LS-means) sind in der Tabelle 3.3.2b in sortierter Reihenfolge vom kleinsten bis zum größten Wert dargestellt. Die Versuchsgruppen sind in fünf Blöcken zusammengefasst, deren 95 %-Konfidenzintervalle sich nicht überschneiden.

Lösemoment der Schrauben im Osteosynthesystem	LS-means	unteres Konfidenzintervall	oberes Konfidenzintervall
8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte	-0.0199	-0.0319	-0.0078
2 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 8-Loch, 9 mm Steg	-0.0668	-0.0803	-0.0533
3 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 8-Loch, 6 mm Steg	-0.0670	-0.0805	-0.0534
1 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone, 10-Loch, 12 mm Steg	-0.0706	-0.0827	-0.0585
9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - laterobasal	-0.0749	-0.0907	-0.0590
10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch - Platzierung crestal	-0.1007	-0.1199	-0.0817
11 - Synthes Reko 2.4™, gerade, 12-Loch	-0.1091	-0.1226	-0.0956
4 - Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch	-0.1180	-0.1301	-0.1060
7 - Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte	-0.1504	-0.1614	-0.1393
5 - Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch	-0.1604	-0.1714	-0.1493
6 - Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch	-0.1830	-0.1940	-0.1719
12 - Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	-0.2796	-0.2932	-0.2661

Tab. 3.3.2b: Aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS- means) des Lösemoments für jede Versuchsgruppe einschließlich der 95 % Konfidenzintervalle. Die Systeme wurden nach Größe der LS- means absteigend sortiert und in fünf Blöcken zusammengefasst, deren Konfidenzintervalle sich nicht untereinander überlappen

Unter Berücksichtigung der 95 % Konfidenzintervalle für die Lösemomente in Tabelle 3.3.2b ist eine Gliederung in 5 Blöcke mit signifikanten Unterschieden untereinander möglich:

- Versuchsgruppe 8 (95 % Konfidenzintervall -0.0078 bis -0.0319)
- Versuchsgruppen 1 bis 4 und 9 bis 11 (95 % Konfidenzintervall -0.0533 bis -0.1301)
- Versuchsgruppen 5 und 7 (95 % Konfidenzintervall -0.1393 bis -0.1714)
- Versuchsgruppe 6 (95 % Konfidenzintervall -0.1719 bis -0.1940)
- Versuchsgruppe 12 (95 % Konfidenzintervall -0.2661 bis -0.2932)

4 Diskussion

4.1 Konzeption der Studie

Die Verfahren zur offenen Reposition und Fixation von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer unterscheiden sich im operativen Zugangsweg (transoral – extern/ transfacial) und nach dem Osteosynthesematerial (Profilstärke bzw. Dimensionierung der Osteosyntheseplatten, Ein-Platten versus Mehrplatten-Konfiguration und Kombinationen der Hardware, mono- oder bikortikale Verschraubung – Tab 1.2.2).

Da Frakturen im zahnlosen Unterkiefer selten vorkommen und es infolgedessen keine klinischen Vergleichsstudien gibt, kann die Auswahl der am besten geeigneten Behandlungsweise im Einzelfall problematisch sein (Aziz und Najjar 2009).

Einer der wichtigsten Faktoren für eine ungestörte Knochenheilung, insbesondere im regenerationsschwachen hochatropnen Unterkiefer, ist eine zuverlässige Funktionsstabilität der Osteosynthesen (Kunz et al. 2001) über einen Zeitraum bis die Frakturzone zur Lastübertragung ausreichend ossär konsolidiert ist.

Eine postoperative intermaxilläre Fixation als Zusatzmaßnahme zur supportiven Ruhigstellung der Fragmente wird heute kritisch gesehen und gilt bei geriatrischen Patienten wegen hoher Komplikationsraten (Atemwegsobstruktion, kompromittierte Nahrungsaufnahme mit Entwicklung von Malnutritionszuständen) und Komorbiditäten grundsätzlich als kontraindiziert (Zide u. Ducic 2003).

Unter rein mechanischem Aspekt bietet ein ‚Overengineering‘ zur Überbrückung der Frakturzonen mit Makro- oder Rekonstruktionsplatten sicherlich stets eine effektive und bewährte Lösung, um Lockerungen, Verbiegungen oder auch potentielle Ermüdungsbrüche von weniger stabilen Versorgungsvarianten wie mit Miniplatten zu verhüten (Ellis und Price 2008, Tiwana et al. 2009). Für eine Differentialtherapie mit Osteosyntheseplatten unterschiedlichen Designs und variierender Dimensionierung muss man die Atrophiegrade des Unterkiefers berücksichtigen (Wittwer et al. 2006), denn die Abnahme der Vertikalhöhe der Mandibula führt jenseits eines bisher nicht definierten Grenzbereichs zu einer gesteigerten Wahrscheinlichkeit für Frakturheilungsstörungen (Bruce u. Ellis 1993, Sorel 1998).

Die vorliegende Untersuchungsreihe hatte das Ziel, einige der gängigen Mini- und Makro-Osteosyntheseplatten-Systeme zur internen Fixierung von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer (Tab. 2.6.2) unter standardisierten in vitro Bedingungen zu testen und damit eine Referenz für klinische Behandlungsstrategien zu entwickeln.

Als einheitliches Szenario für die experimentelle Vergleichsstudie wurde in einem synthetischen Modell eines zahnlosen Unterkiefers mit einer Vertikalhöhe von 19 mm in reproduzierbarer Lokalisation der Korpusregion rechts eine vertikal verlaufende Osteotomielinie (artifizielle Fraktur) angelegt. Diese Vertikalhöhe entspricht einer geringgradigen Atrophie des zahnlosen Unterkiefers der Klasse I nach Luhr (Luhr et al. 1996). Die experimentelle Bearbeitung der Luhr Klasse I kann nur einen ersten Einstieg in den gesamten Problembereich bedeuten. Wie aus dem weiten Spektrum klinischer Anwendungen (vgl. Tab. 1.2.2) sowie aus den experimentellen Arbeiten am Kragbalken (vgl. Kap. 1.5 – Sikes et al. 2000 und Choi et al. 2005) und neuesten FEA Analysen (Sugiura et al. 2009)

hervorgeht, ergeben sich aus der Wechselbeziehung zwischen der Resthöhe des Unterkieferkörpers und den Optionen für eine Osteosynthese so zahlreiche Permutationen, dass sie nur nach und nach analysiert werden können.

Innerhalb der drei Luhr-Klassen liefern Belastungsversuche an Unterkiefermodellen mit geringgradiger Atrophie aber bereits theoretisch geeignete Voraussetzungen zur Simulation der besonders interessanten Borderline Situation, in der zur Frakturversorgung neben einem Load bearing auch Load sharing-Varianten sinnvoll in Frage kommen.

4.2 Versuchsaufbau

Unter methodenkritischen Aspekten treffen von drei Seiten Limitationen aufeinander, die den biomechanischen Prüfstand, die Unterkiefermodelle einschliesslich der Frakturherzeugung sowie die Höhe der simulierten Kaukräfte betreffen.

4.2.1 Kieferbelastungssimulator

Der in den Versuchsreihen verwendete Prüfstand war mit einem bereits früher eingesetzten Kieferbelastungssimulator (Henssler 1999 - Duda et al. 2002) in Bauart, Ausstattung und Messeinrichtungen identisch. Dieser Prüfmaschine wird die Eignung zugeschrieben, Unterkieferosteosynthesen in einer angenähert physiologischen Belastungssituation mit den beidseits korrespondierenden Gelenk- und Muskelkräften, d.h. unter dreidimensionalen biomechanischen Rahmenbedingungen, zu beurteilen (Duda et al. 2002). Dabei erlauben die Kraftmessdosen eine Erfassung der dreidimensionalen Belastung und die Dehnungsmessstreifen (Ω - Wegaufnehmer), die resultierenden Relativbewegungen am artifiziiellen Frakturspalt (Osteotomie) bzw. interfragmentär aufzuzeichnen.

In der Literatur finden sich eine Reihe technischer Versuchsvorrichtungen zur biomechanischen Prüfung von Osteosynthesen an der Mandibula (Kroon et al. 1991, Shetty et al. 1995, Haug et al. 1996, Piffko et al. 1996, Ziccardi et al. 1997, Meyer C et al. 1998, 2000, Armstrong et al. 2001, Strackee 2001, Neff 2003, Schieferstein 2003, Neff et al. 2004, Wetzel 2007, Hilscher 2008), die sich auf verschiedene Einflussgrößen konzentrieren und die mastikatorischen Abläufe in unterschiedlicher Komplexität zu repräsentieren versuchen. Bei Stabilitätsuntersuchungen von Miniplattenosteosynthesen nach Kieferwinkelfrakturen bzw. von bikortikalen Schraubenosteosynthesen nach sagittalen Ramusosteotomien wurde wiederholt die von Kroon und Mitarbeitern (1991) entwickelte Testapparatur, teilweise mit Modifikationen in der Zahl und Anordnung der Lasteinleitungsorte bzw. zusätzlichen lingual und/oder caudal angebrachten Dehnungsmessstreifen, (Schmelzeisen et al. 1992, Choi et al. 1995, Hammer et al. 1995, Schierle et al. 1996 und 1997, Reichmann 2003, Gutwald et al. 2003) verwendet.

Anders als im hier verwendeten Kieferbelastungssimulator wird in der Versuchsanordnung von Kroon et al. (1991) durch punktuelle Krafteinleitung (zuerst in der kontra- dann in der ipsilateralen Molarenregion) eine unilaterale Kaubelastung erzeugt. Die Osteosynthese im Kieferwinkel liegt während der wechselseitigen Boluszerkleinerung bzw. Artikulationsbewegungen einmal auf der Balance- und einmal auf der Arbeitsseite. Infolgedessen alternieren die Zug- und Kompressionseffekte im Kieferwinkelbereich zwischen dem crestalen und basalen Knochenrand

(Rudderman et al. 1992, 2008 Schierle et al. 1996, 1997). Eine singularär am Ober- oder Unterrand der Mandibula angebrachte Osteosyntheseplatte wird jeweils in der Lage sein, die Zugwirkung zu kompensieren. Wenn die Platte jedoch auf der Kompressionsseite lokalisiert ist, werden die Zugkräfte am gegenüberliegenden Knochenrand eine Öffnung des Frakturspalts, den sog. ‚splaying effect‘ verursachen.

Einer der bislang komplexesten biomechanischen Versuchsaufbauten wurde zur Milleniumwende (Meyer C et al. 1998, 2000) vorgestellt, um den Verlauf von Champy's ‚idealen Osteosyntheselinien‘ von der Unterkieferspange (Champy et al. 1975, 1976a-d) in den Bereich des Ramus ascendens und insbesondere die Basis des Processus condylaris weiter zu verfolgen. Absicht war es an Hand dieser neuen Linie die Eignung einer trapezförmigen subkondylären Osteosyntheseplatte zu testen (Meyer C et al. 2007). In einem statischen Simulationsapparat wurden die variablen Lasteinleitungsmöglichkeiten für elf Kaumuskelgruppen über mit Kevlar verstärkte Polyethylen-Seilzüge einzeln reproduziert, die nach Auffaserung ihrer Enden mit Cyanoacrylat-Kleber an den zugehörigen Insertionsstellen des Unterkiefers befestigt wurden. Auf den Lateralflächen von frischen humanen Unterkieferpräparaten wurde eine individuell angefertigte doppelt-Licht-brechende dünne Außenverschalung angebracht und anstelle des oberen Zahnbogens bzw. Oberkiefers eine Metallpelotte verwendet, damit das Gerät auf unterschiedliche Unterkiefergrößen und Bezahnungen angepasst werden konnte. Die Stressmuster (‚isoklinische Spannungslinien‘) am Hinterrand des Ramus ascendens und caudal der Incisura sigmoidea wurden dann entsprechend spannungsoptischer Methodik bei Aktivierung verschiedener Phasen aus dem Mastikationsprozess unter polarisiertem Licht ermittelt und in die (idealen) Osteosyntheselinien umgesetzt.

Die Kaukraft wird im hier verwendeten Kieferbelastungssimulator auf vergleichsweise einfache Weise durch den transversal über die Eckzahnregionen orientierten Auflagesteg simultan bilateral eingeleitet. In den Versuchsreihen verläuft die Zugzone daher stets crestal und die Kompressionszone immer basal am Mandibularand. Sofern die Zähne bei Versorgung mit Totalprothesen zur Optimierung der Lagestabilität nach einem bilateral balancierten Artikulationskonzept (‚posterior occlusion‘ – Grunert et al. 1994) aufgestellt wurden, ist eine ähnlich konstante ossäre Zug- und Drucksituation im Bereich von Korpus bzw. Kieferwinkel im zahnlosen Unterkiefer auch in vivo zu vermuten. Gerade bei Testreihen im zahnlosen Unterkiefer lassen sich mit dem Kieferbelastungssimulator in reduktionistischer Anordnung realitätsnahe Parameter aus dem Kauzyklus wiedergeben.

Neu konstruierte biomechanische Versuchsstände (z.B. der Mandibulator) erlauben außer der statischen auch eine dynamische Simulation von Kaukräften über hydraulische Antriebe, wobei die Deformationen des Frakturspalts über ein Bewegungserfassungssystem (‚motion capturing‘) mit Hilfe von Hochleistungs-Videotechnik kontaktfrei und dreidimensional erfasst werden können (Neff 2003, Schieferstein 2003).

Klassische biomechanische in vitro Testreihen zur Validierung der Primärstabilität von Osteosynthesematerial werden immer häufiger durch 3D mathematisch numerische Modelle (Finite Element Analyse - FEA) ergänzt (Hoffman et al. 1996, Neff et al. 1998, Meyer U et al. 2000, Kober et al. 2001). Trotz eines hohen Entwicklungsstandes gelten die rechnerischen Methoden nicht als Alternative, sondern beide Verfahren werden als komplementäre Werkzeuge zur Ergebnisoptimierung bzw. zur mutuellen Verifikation angesehen (Schieferstein et al. 2005).

Verschiedentlich wurden die FEA bzw. numerische Simulationen bereits zur Evaluation von Osteosynthesen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer angewendet (vgl. Kap. 1.3).

Für die ‚Pencil Bone 2.0 Platte‘ (Blume et al. 2003) ließ sich auf der Grundlage eines FEA-Modells (d.h. in einem Submodell - bestehend aus einem Knochenblock mit einer halbseitig darin fixierten Osteosyntheseplatte) eine spannungsverteilende Wirkung durch den breiten, ovalär geformten Mittelsteg auf die beiden fraktur-nahen Schraubenlöcher („innere sphärische Gleitlöcher“) bei einer Lasteinleitung von 100 N aufzeigen, die bei konventionellen 4-Loch 2.0 Miniplatten mit Steg fehlte. Unter gleicher Belastung waren in der Pencilbone 2.0 Platte im Unterschied zur Standard 2.0 Platte nur ca. 34 % der Maximalspannung (von Mises Spannung) nachweisbar.

Im Rahmen von Untersuchungen zur Designoptimierung von Unterkiefer - Rekonstruktionsplatten (2004 Maurer) wurde ein virtuelles 3D Grundmodell eines zahnlosen Unterkiefers erstellt, das zur FEA Simulation verschiedener Plattenvarianten bei Überbrückung von Unterkieferkontinuitätsdefekten diente. Dieses Grundmodell ähnelt nach seinem strukturellen Aufbau (vgl. Kap. 2.3.1) und nach den angreifenden Kräften bzw. Vektoren (vgl. Kap. 2.2.1) den Gegebenheiten unserer Versuchsreihe und würde sich vermutlich (*mutas mutandis*) auch zur numerischen Belastung der hier untersuchten Osteosyntheseplatten eignen.

Dieses mathematische System war bereits in der Lage, die Schwächen der einzelnen Rekonstruktionsplatten exakt aufzuzeigen und als Konsequenz ein optimiertes, biomechanisch verbessertes Osteosynthesystem zu entwickeln. Derartige Berechnungen wären auch zur Validierung der Untersuchungsergebnisse am Kieferbelastungssimulator interessant.

In einer Finite Element Analyse Studie an 3D Modellen auf der Basis von CT-Daten (Sugiura et al. 2009) wurde das biomechanische Verhalten von 4-Loch Miniplatten ohne Steg (Schraubenlänge 7 mm) zur Osteosynthese einer unilateralen Fraktur im Prämolarenbereich von zahnlosen Unterkiefern simuliert. Unter Berücksichtigung der Atrophiegrade nach Luhr und des zwischen den Fragmenten bestehenden Knochenkontakts („bony buttressing“) sowie der Fixierung in einer Einfach- oder Doppel-Miniplatten Anordnung wurden verschiedene Modellszenarien durchgespielt (siehe Kap. 1.3 und 4.3.2).

4.2.2 Unterkiefermodell

Die in der vorliegenden Studie verwendeten unbezahnnten Unterkiefermodelle bestanden aus porösem Polyurethan-Kunststoff, wie in Kap. 2.3.1 ausgeführt.

Die Materialeigenschaften dieser synthetischen Modelle unterscheiden sich von natürlichem, vor allem aber von vitalem, vaskularisiertem Knochen, der im Gewebeverbund integriert ist, während die Dimensionen, anatomische Form und Geometrie mit einer kleinen bis mittelgroßen menschlichen Mandibula übereinstimmen. In einer Untersuchungsreihe zu artifiziellen und tierischen Substituten für humanem Cadaver Knochen in Experimentierreihen zur maxillofazialen Fixierung (Bredbenner und Haug 2000) entsprach das mechanische Verhalten von Sawbones[®] Segmenten hinsichtlich der Auszugskraft (pull out strength) selbstschneidender Schrauben mit 1.0 und 2.4 Außendurchmesser (Synthes[®]) nicht nur menschlichem Unterkieferknochen sondern auch bovinem Rippenknochen. Diese Ergebnisse erfüllen nach Ansicht von Madsen und Haug (2006) die Erfordernisse, um

synthetische Unterkiefer bei biomechanischen Untersuchungen an hochatrophen Unterkiefern als Alternative zu humanen Präparaten akzeptieren zu können. Darüber hinaus sind bisher keine Parallelversuche bekannt geworden, in denen differierende Eigenschaften zwischen humanen Unterkiefern und synthetischen Nachbildungen bei der internen Kraftverteilung und/oder im biomechanischen Verhalten nach Applikation unterschiedlich dimensionierter Osteosyntheseplatten in Kombination mit variierenden Schraubentypen (z.B. Locking versus konventionell) erarbeitet worden sind – wie sie im Kontext der vorliegenden Untersuchungsreihe zu wünschen gewesen wären.

Unstrittige Argumente für die Verwendung der Sawbones® Unterkiefer-Modelle in einer Untersuchungsserie sind:

- hygienische Unbedenklichkeit: keine Infektionsübertragung zu befürchten
- Praktikabilität: unproblematische Beschaffung und Aufbewahrung, dabei ökonomisch und kostengünstig
- identische anatomische Formgebung ohne nennenswerte geometrische Variationen
- konsistente homogene Materialeigenschaften
- Reproduzierbarkeit

Synthetische Unterkiefer Repliken gestatten es überhaupt erst, umfangreiche Serien in einer beliebig großen Anzahl von Einzeltests durchzuführen und die experimentelle Anordnung unter konstanten Bedingungen auf die biomechanisch relevanten Variablen zu reduzieren. Dennoch scheint grundsätzlich eine kritische Sichtweise für die Übertragbarkeit auf in vivo Frakturen am humanen Unterkiefer angebracht, da sich die Konstrukte aus Schrauben und Osteosyntheseplatten an der Modelloberfläche nur gleichsam einer Momentaufnahme ähnlich verhalten wie bei einer zur natürlichen Heilung und Interaktionen fähigen Knochenkortikalis. Empfehlenswert ist, aus den Resultaten allenfalls Tendenzen und Trends abzuleiten und potentielle Fehlerquellen und mögliche Diskrepanzen am besten durch ergänzende Untersuchungen an einzelnen humanen Unterkieferpräparaten in einer identischen Testanordnung zu erschließen (Claes 2008).

4.2.2.1 Frakturherzeugung - Osteotomie versus Bruchflächen

Das Frakturflächenrelief, d.h. die Oberflächenstruktur der Fragmentenden am Bruchspalt („bony interface“) hat entscheidenden Einfluss auf die interfragmentäre Abstützung und die mit einer Osteosynthese erreichbare biomechanische Stabilität (Piffko et al. 2003). Ein flaches oder glattes Relief ohne Knochenzacken bzw. Interdigitationen hat negative Auswirkungen auf die Stabilität. Bei osteotomierten und mit Platten-Osteosynthesen versorgten Unterkieferpräparaten treten infolge der fehlenden Friktionen Mikrobewegungen im Osteomiespalt in Größenordnungen auf, die deutlich über denen von frakturierten und kongruent reponierten Bruchflächen liegen und als ‚hyperphysiologisch‘ einzustufen sind (Piffko et al. 2003). Ein ebenso wichtiges Kriterium für die experimentelle Frakturherzeugung wie das Verzahnungs- bzw. Höhenrelief (gelegentliche Bezeichnung als ‚Bruchgebirge‘ - Wetzel 2007) auf der Adaptationsfläche ist die geometrische Form bzw. Größe des

Knochenquerschnitts (z.B. Kreisform versus Ellipse als Folge eines orthogonalen oder schrägen Neigungswinkel des Frakurlinienverlaufs - Sorel 1998) in Abhängigkeit von der Topographie der Fraktur innerhalb des Kieferwinkels oder des Unterkieferkorpus. Um vergleichbare und in der Lokalisation vorbestimmte Frakturen zu setzen, sind vielfältige Methoden ersonnen worden (u.a. Pendelschlagapparatur, Zugapplikation auf den gewünschten Frakturbereich nach Fixierung der Mandibulahälften, 3-Punkt-Biegung mit Hilfe einer modifizierten Schraubzwinde - Übersicht siehe Piffko et al. 2003), die offenbar aber nicht den Ansprüchen an eine kontrollierte Knochenverformung und an reproduzierbare Frakturmuster genügen.

Als optimaler Modus zu einer definierten und realitätsnahen Frakturerzeugung an mazerierten Unterkiefern wurde deshalb vorgeschlagen, die Präparate unter Aussparung der beabsichtigten Frakturzone in zwei Gipsblöcke einzubetten und diese Blöcke Scherkräften auszusetzen (Piffko et al. 2003), leider ohne dass die Überlegenheit dieses Verfahrens aus der Publikation im einzelnen nachvollziehbar wäre. Auch mit der Gipsblock-Schertechnik sind fraglos Abweichungen im ‚bony interface‘ der Fragmentenden zu erwarten, und die Frakurlinienverläufe in einer Untersuchungsserie werden nach Lokalisation und Geometrie allenfalls näherungsweise übereinstimmen. Darüberhinaus setzt die aufwändige Methodik Praktikabilitätsgrenzen für die Anwendung in umfangreicheren Serien an synthetischen Kiefermodellen. Die Anzahl der für die vorliegende Untersuchungsreihe benötigten Unterkiefermodelle sprach zugunsten einer Fraktursimulation durch eine Osteotomie, die mit Hilfe einer Sägeschablone standardisiert in der Unterkieferkorpusregion 45/46 angebracht wurde (vgl. Kap. 2.3.2). Durch das oszillierende Sägeblatt von 1 mm Stärke ging Kunststoff um den gleichen Materialbetrag verloren. Infolgedessen kam es zu einer Längeneinkürzung im Korpusbereich mit planen Schnittflächen und minimalen Inkongruenzen an den Segmentenden. Eine natürliche Fraktursituation mit Interdigitation der Fragmentenden ist daher nicht ideal reflektiert, und insofern haben für das Gesamtkonstrukt aus Unterkiefersegmenten, Osteosynthesepplatten und Schrauben ungünstigere Stabilitätsbedingungen vorgelegen, als dies unter realen Gegebenheiten wahrscheinlich sein dürfte. Aufgrund der glatten Osteotomien ist vor allem nach klein-dimensionierten adaptiven Osteosynthesen bei Lasteinleitung im Kiefersimulator sogar damit zu rechnen, dass die Mandibulasegmente sich gegeneinander verschieben (z.B. in Vertikal- oder Transversalrichtung) (vgl. Kap. 3.2.3.2 Synthes Mandibular 2.0 4-Loch Platte - Versuchsgruppe 10 und Kap. 4.3.2).

Schließlich waren im Zusammenhang mit der Verkürzung der Mandibula Segmente Inkongruenzen der Segmentenden und Auswirkungen auf die initiale Osteosynthesespaltbreite zu erwarten, insbesondere nach kompressiven Osteosynthesen (siehe Kap. 4.3.1).

Auf die vorhersehbare Stabilitätsminderung des Gesamtkonstrukts durch die glatten Osteotomieoberflächen wurde bei der Höhe der eingeleiteten (Kau-) Kräfte Rücksicht genommen (siehe Kap. 4.2.3).

4.2.3 Kaukräfte

Osteosynthesen im Unterkiefer müssen ihre Güte und ausreichende Stabilität bei Belastung während der Schluck- und Kauvorgänge bis hin zu möglichen maximalen Schließkräften klinisch unter Beweis stellen (Pistner und Kukiz 1998).

An den im Prüfstand montierten Unterkiefermodellen wurde eine Belastungssimulation in 5 N Schritten bis zu einem Maximum von 60 N vorgenommen (vgl. Kap. 2.4.2). Die vertikale Kaukraft (F_z) wurde dabei an einem Messpunkt in der Eckzahnregion aufgezeichnet.

Zur Übertragbarkeit auf klinische Situationen sollte die Höhe der mechanischen Belastung im vorliegenden Testszenario der physiologischen Kaukraftentwicklung, einschließlich gelegentlicher Spitzenwerte unter den Bedingungen von zahnlosen, prothetisch (noch) unversorgten Patienten in der frühen postoperativen Phase nach einer Osteosynthese (vgl. Primärstabilität) vergleichbar sein, bevor eine Stabilisierung durch Organisation des Bruchspalthämatoms, Umbauvorgänge und Knochenheilung beginnt (vgl. Sekundärstabilität).

Das Gros der Literaturangaben bezieht sich allerdings auf bezahnte Normalpersonen und die von ihnen ausgeübten Kaumuskel- (häufig angetroffene Synonyma: Kaulast, Kieferschlusskraft, Beißkraft, gelegentlich auch Kaudruck mit der Einheit [MPa] entsprechend $1\text{ N}/1\text{ mm}^2$) bzw. okklusalen Kräfte beim Schlucken in Interkuspitation („swallowing“), Kauen („chewing“) oder bei größtmöglicher Kraftanstrengung („maximum bite force“). Die vorgefundenen Werte rangieren in einem sehr weit gefächerten Bereich zwischen 15,7 N und 4341,4 N (z.B. Rahn et al. 1975, Helkimo et al. 1977, Gibbs et al. 1981, 1986, Bakke et al. 1990, Waltimo 1993, Kikuchi et al. 1997, Madsen und Haug 2006 u.v.m. - Übersicht inkl. Autoren s. Tab. 4.2.3.1). Diese extremen Unterschiede erklären sich aus differierenden Methoden zur Erfassung physiologischer („funktionelle Aktivität“) oder maximal möglicher Kaukräfte (mechanische Registrierverfahren über Hebelsysteme, Dehnungsmessstreifen, Schallleitungsmessung oder Piezokristalle bzw. mathematische Modellberechnungen aufgrund von Elektromyogrammen und Muskelquerschnitten des mastikatorischen Systems) sowie zahlreichen anderen Faktoren, wie der Auswahl der Messpunkte (Frontzähne, Prämolaren, Molaren), einer einseitigen (Arbeits- gegen Balanceseite) versus beidseitigen Belastung (gesamter Zahnbogen) in Rotations- oder Protrusionsstellung (abhängig von Bolusgröße oder Konsistenz des zerkleinerten Materials), Abweichungen von Normokklusion und orthognather Kieferrelation, verbliebener Zahnzahl sowie in Alter und Geschlecht variierenden Untersuchungskollektiven (DeBoever et al. 1978, Profitt et al. 1983, Fields et al. 1986a). Unter anderem wurde schon vor heute mehr als 15 Jahren berichtet, dass männliche Patienten ($n=35$) mit adäquater Bezahnung im Durchschnittsalter von 27,5 Jahren nach der operativen Versorgung einer Kieferwinkelfraktur mit einer rigiden Plattenfixierung über mindestens 6 Wochen nicht in der Lage waren, in der Inzisal- und Molarenregion die gleichen Maximal-Kaukräfte zu generieren wie eine Kontrollgruppe (Patienten im Molarenbereich: 1. Woche post OP: 128 N links / 138 N rechts; 6. Woche post OP: 253 N links / 260 N rechts, im Vergleich zu Kontrollen: 493 N links / 482 N rechts) (Tate et al. 1994). Bei unilateralen Frakturen lagen die molaren Kaukräfte auf der betroffenen Seite mit 130 N deutlich unterhalb der nicht frakturierten Unterkieferhälfte mit 170 N. Auch im weiteren postoperativen Verlauf über die 6. Woche hinaus näherten sich die Kaukräfte erst über Monate hinweg dem Niveau der Kontrollpersonen. Als pathophysiologische Grundlage für die postoperative Reduktion der Kaukräfte werden durch das

Trauma induzierte protektive neuromuskuläre Mechanismen angesehen, die durch eine selektive Inaktivierung einzelner Kaumuskel zu einer Schonhaltung und konsekutiv zur Entlastung der Skelettstrukturen führen. Darüberhinaus werden zusätzliche negative Effekte der chirurgischen Intervention auf die Kaukraftentwicklung infolge des Strippings der Insertionsfelder des M. masseter und der M. temporalis vermutet.

Bezahnte Personen				
Front- / Eckzähne	Prämolaren	Molaren	Verfahren/ Besonderheiten	Autor(en) / Publikationsjahr
Zubeißen: 190 N ± 79 N Kauen: 115 N ± 49 N		Zubeißen: 471 N ± 139 N Kauen: 246 N ± 246 N		Helkimo et al. (1974)
28,4 N ± 25,8 N	41,5 N ± 18 N	65 N ± 25,8 N	Piezoelekt. Messelement	Rahn et al. (1975)
		834 N – 1080 N (Bilateral)	Induktiver Druckaufnehmer / Berücksichtigung vieler Einflussfaktoren: z.B. Molaren bilateral vs unilateral vs punktuell	Ludwig (1975)
	633 N	965 N	DMS (Dehnungsmessstreifen)	Pruim et al. (1980)
FZ: 80 N - 310 N (Mittelwert 170 N) EZ: 130 N – 380 N (Mittelwert 240 N)	190 N – 505 N (Mittelwert 334 N)	250 N – 649 N (Mittelwert 473 N)	DMS	Gerlach und Nußbaum (1984)
		1050 N	Computermode	Osborn et al. (1985)
4341,4 N Acrylaufbiss beidseits OK und UK Prämolaren und Molaren			DMS (Rekordmessung Einzelfall)	Gibbs et al. (1986)
		395 N ± 93 N		Hagberg (1986)
Kaukäfte von 89 N ± 36 N für Roast Beef bis 109 N ± 64 N für Erdnüsse				Lundgren et al. (1986)
743 N	839 N	913 N	Mathematisches Modell	Koolstra et al. (1988)
880 N – 1160 N bei verschiedenen Konsistenzen der zerkleinerten Nahrung (Kaugummi < Fleisch < Kuchen < Nuss < Karotten)				Neill et al. (1989)
		374 N ± 138 N (Alter : 61 – 70 J)		Bakke et al. (1990)
	250 N		Piezoelekt. Messelement	Koolstra et al. (1992)
	100 N	100 N		Hart et al. (1992)
243 N / 187 N (Frauen / Männer)		547 N / 847 N (Frauen / Männer)		Waltimo et al. (1993)
Frontzahnbereich: 400 N bei 15 mm Öffnung, 300 N bei 30 mm Öffnung				Gay et al. (1994)
29 N			Keine Maximalkraft Ermittlung	Korioth et al. (1997)
80 N	40 N	120 N	DMS	Kikuchi et al. (1997)
233 N ± 65 N			DMS	Paphangkorakit et al. (1997)
FZ: 105,4 N ± 47,9 N EZ: 171 N ± 100 N		332 N ± 146 N	Piezoelekt. Messelement Probanden	Pistner und Kukiz (1998)
Monotone Zunahme der Kaukraft aus der Inzisal bis in die Molarenregion ohne Seitendifferenzen (Frauen 94 N – 222 N / Männer 146 N - 294 N)			DMS	Ferraio et al. (2004)

Tab. 4.2.3.1: Literatur-Übersicht: Kaukräfte bei bezahnten Individuen (chronologische Reihenfolge nach Jahr der Publikation - Auswahl und Zusammenstellung in Anlehnung an Maurer 2004, Mühlberger 2005, Madsen und Haug 2006, Fink 2007)

Die Schlussfolgerung lautet, dass die Stabilitätsanforderungen an die Hardware zur Frakturversorgung im Unterkiefer vermindert werden könnten und diese Hypothese gleichzeitig eine Begründung für die Behandlungserfolge der weniger rigiden Osteosyntheseverfahren nach Michelet et al. (1973) und Champy et al. (z.B. 1975) liefert.

In einer später publizierten Patientenserie mit isolierten einseitigen Kieferwinkelbrüchen, die tatsächlich mit Miniplatten Osteosynthesen nach dem Champy Prinzip behandelt worden war, ließen sich innerhalb der postoperativen Phase bis zu 6 Wochen de facto reduzierte Maximal-Kaukräfte nachweisen (Gerlach und Schwarz 2002). Im Molarenbereich erreichten die Patienten (n = 22, vollbezahnt, Angle Klasse I) 1 Woche postoperativ einen Höchstwert von 90 N nach der 6. Woche postoperativ von 148 N. Im Vergleich zur Kontrollgruppe (251 N links/ 212 N rechts) war die molare Kaukraft nach der 1. postoperativen Woche auf ca. 30 % vermindert, sechs Wochen postoperativ immer noch auf etwa 58 %. Interessanterweise war nach dem kontinuierlichen Anstieg der maximalen Kaukräfte über die ersten postoperativen Wochen im Zeitfenster zwischen der 4. und 6. Woche vorübergehend wieder ein Rückgang in der Kraftentwicklung zu beobachten. Als Erklärung für dieses Phänomen wurde die Reinnervation der während der transoralen Plattenapplikation aufgeklappten Mukoperiostlappen mit Wiederkehr des Schmerzempfindens diskutiert.

Die beiden zuletzt zitierten Publikationen weisen grundsätzlich darauf hin, dass sich die physiologisch eingesetzten Schließkräfte von gesunden Individuen während normaler kaufunktioneller Aktivitäten weit unterhalb der möglichen Obergrenzen bewegen und oft nicht mehr als 10 % (Eichner 1963, 1964) davon betragen. Postoperativ nach Frakturversorgungen oder Umstellungsosteomien ist von längerfristig reduzierten Kaukräften auszugehen, die sich nur über Wochen und Monate normalisieren (Sonnenburg und Völker 1982, Tate et al. 1994, Pistner und Kukiz 1998, Ellis et al. 1994, Talwar et al. 1998, Throckmorton et al. 1996, Harada et al. 2000). Aus diesen Gründen sollte keine vorbehaltlose und unkritische Übertragung von Maximalwerten für Kieferschließkräfte auf in vitro Experimente zur Stabilitätstestung von Osteosynthesystemen am Unterkiefer erfolgen (Gerlach und Schwarz 2002).

Bei Interkuspitation der Zähne während des Schluckvorgangs sollen lediglich Kräfte in einem Bereich zwischen 16,7 N und 296 N auftreten (DeBoever et al. 1978, Gibbs et al. 1981, Profitt et al. 1983, Fields et al. 1986b).

Die Höhe der Kräfte beim Kauen bzw. bei Mahlbewegungen zur Speisebreiherstellung („chewing“) hängt von der zerkleinerten Kostform ab und wird für bezahnte Patienten in einem Bereich von 15,7 N bis zu 262 N angegeben (Metha et al. 1977, DeBoever et al. 1978, Gibbs et al. 1981, Profitt et al. 1983). Für übliche westliche Kostformen sollen Kaukräfte von lediglich 40 N aufgebracht werden müssen (Wang und Stohler 1990).

Totalprothesen- / Coverdenture-/ Teilprothesen- Träger				
Front- / Eckzähne	Prämolaren	Molaren	Prothesentyp / Verfahren / Besonderheiten	Autor(en) / Publikationsjahr
Maximale Schließkraft interindividuell von 15 N – 152 N Unterhalb de Seitenzahnaufstellung			Totalprothesen / Kraftaufnehmer an UK Prothesenbasis (DMS) (n = 8)	Hardtmann et al. (1989)
Maximale Bisskraft im Durchschnitt 160 N Kieferschluss vor Chewing im Durchschnitt 23 N Chewing in Okklusion im Durchschnitt 48 N			Totalprothesen / Kraftaufnehmer an OK Prothesenbasis (DMS) (n = 4)	Michael et al. (1990)
Je nach Konstellation (ESG vs CD und Gegenbezahnung im Oberkiefer) 85 N -339 N			Teilprothesen im Lückengebiss (Einstückgussprothesen / Coverdentures) / Ringdynamometer	Lauer (1992)
		146 N –235 N vs 85 N – 145 N	Implantatgetragene Coverdentures vs Totalprothesen (DMS)	Fontijn-Tekamp et al. (1998)
342 N ± 164 N vs 242 N ± 125 N			Implantatgetragene Coverdentures vs Totalprothesen / Film Sensor Folie	Suzuki et al. (1999)
54,7 N ± 41,4 N			Totalprothesen / Druck Sensor Folie	Miyaura et al. (2000)
28 N - 166,5 N - Mittelwert 97 N ± 46,3 N			Totalprothesen / Druck Sensor Folie	Tanaka et al. (2004)

Tab. 4.2.3.2: Literatur Übersicht: Kaukräfte bei Totalprothesen-, Coverdenture und Teilprothesenträgern (chronologische Reihenfolge nach Jahr der Publikation - Auswahl und Zusammenstellung in Anlehnung an Maurer 2004, Mühlberger 2005, Madsen und Haug 2006, Fink 2007)

Die Literaturdaten zu Kaukräften bei teil- und unbezahnnten Patienten nehmen sich gegenüber bezahnnten Individuen vergleichsweise bescheiden aus (Übersicht Tab. 4.2.3.2).

Die maximalen Schließkräfte bei Totalprothesenträgern liegen in einem Bereich zwischen 13,3 N und 242 N (Hardtmann et al. 1989, Michael et al. 1990, Fontijn-Tekamp et al. 1998, Suzuki et al. 1999, Miyaura et al. 2000, Tanaka et al. 2004, Madsen und Haug 2006).

In einer Vergleichsstudie zu maximalen Kaukräften und Kaeffizienz eines weiblichen Kollektivs mit Implantat- oder Teleskopgestützten Coverdentures, Totalprothesen oder natürlichem Zahnbestand fanden bei den Totalprothesenträgerinnen auch die unterschiedlichen Atrophiegrade der zahnlosen Mandibula Berücksichtigung (Fontijn-Tekamp et al. 2000). Die maximalen Kaukräfte in der Molarenregion lagen bei vertikalen Resthöhen von 9 -15 mm („full denture low mandible group“ ≈ in etwa Atrophie Klasse II nach Luhr) mit ca. 90 N noch unterhalb der Werte (ca. 110 N) bei Resthöhen von über 16 mm („full denture high mandible group“ ≈ Atrophie Klasse I nach Luhr).

In der Frontzahnregion bzw. der Unterkiefersymphyse weisen die maximalen Schließkräfte in der Regel um etwa die Hälfte geringere Werte als im Molarenbereich auf (Fontijn-Tekamp et al. 1998, 2000).

Die von prothetisch versorgten zahnlosen Patienten erzeugten Kau- und Malbewegungen („chewing“) reichen, wiederum abhängig von der Art und Qualität der zu zerkleinernden Kostform, von 8,8 N bis zu 49,9 N (Michael et al. 1990, Tatematsu et al. 2004, Madsen und Haug 2006), was zeigt, dass sich auch diese auf dem 10 % Level der maximal möglichen Schließkräfte bewegen (siehe oben - bezahnte Personen - Eichner 1963, 1964).

Für die Situation im nicht mit Prothesen versorgten zahnlosen (wenig atrophen) Unterkiefer, die mit dem biomechanischen Modell in der vorliegenden Arbeit simuliert wurde, sind aus der Literatur kaum noch Daten zu entnehmen. Unter methodischen Aspekten bleibt anzumerken, dass eine Messtechnik

mit individuell hergestellten Aufbissen ohnehin einer Versorgung mit Vollprothesen gleichzusetzen wäre.

Nach Untersuchungsbefunden mit in Bissgabeln montierten Druckaufnehmern (Tortopidis et al. 1999) betrug die durchschnittliche maximale Kaukraft in einer Gruppe von 11 gesunden zahnlosen Personen (Altersmittel: 67 Jahre) ohne Verwendung der Prothesen 115 N (SD +/- 41 N).

Zusammenfassend lassen sich folgende Kernaussagen zu den Kaukräften formulieren:

- Bei Totalprothesenträgern liegen sowohl die maximalen Kaukräfte als auch die ‚Chewing‘ Kräfte mindestens 5 mal niedriger als bei vollbezahnten Individuen (Michael et al. 1990).
- Die maximalen Kaukräfte bei Totalprothesenträgern können bis auf 11 % des Levels im Vergleich zur Vollbezahnung reduziert sein (Miyaura et al. 2000). Der Bereich physiologisch eingesetzter Kräfte ist bedeutend niedriger als die maximal möglichen Schließkräfte.
- Direkte Schmerzempfindungen der oralen Mukosa im Lagergewebe der Prothesen (z.B. durch Speisepartikel hervorgerufen, Michael et al. 1990) korrelieren mit einer Abnahme der ausgeübten Kaukräfte (Tanaka 2004).
- Postoperativ bewirken neuromuskuläre Protektionsmechanismen eine Minderung der maximalen Kaukräfte, die bei bezahnten Individuen nur noch bis zu unter einem Drittel der Normalwerte betragen (z.B. Gerlach und Schwarz 2002).

Die o.g. Variablen und Einflussfaktoren veranlassten Madsen und Haug (2006) dazu, für zahnlose Patienten in den ersten Wochen postoperativ funktionelle Kauaktivitäten in einen Kräftebereich zwischen 2,9 N bis 16,6 N zu kalkulieren und als Bewertungsgrundlage für ihre in vitro Versuchsreihen mit lateral und basal angebrachten Rekonstruktionsplatten zur Frakturversorgung an der zahnlosen hochatropen Mandibula (vgl. Kap. 1.3) zu verwerten.

Die Belastung der Osteosynthesen im vorliegenden Versuchsaufbau bis zu 60 N dürfte demnach die während der postoperativen physiologischen Funktionsabläufe auftretenden Kaukräfte in realitätsnahen Grenzen wiedergeben und auch gelegentliche Spitzenwerte für maximale Kaukräfte (nach Einschätzung aufgrund der Literaturangaben bei etwa 30 N), kaum unterschreiten. Im übrigen bezieht die Höhe des Maximalwerts auch die genannten Stabilitätseinschränkungen durch die glatten Osteotomieflächen (vgl. Kap. 4.2.2) mit ein.

Zum reinen Zahlenvergleich und ohne auf die Besonderheiten der einzelnen Versuchsanordnungen und ihre Bedingungen (vgl. Kap. 4.2.1) noch einmal einzugehen, seien die in den bisher veröffentlichten in vitro Versuchen zur Osteosynthese am Unterkiefer Werte für die maximale Lasteinleitung nochmals genannt: diese reichen von 30 N (Kroon et al. 1991), über 60 N (Choi et al. 1995), Sugiura et al. 2009) und 90 N (Schierle et al. 1996, 1997) bis zu 120 N (Schmelzeisen et al. 1992, Piffkó et al. 2003).

4.3 Ergebnisse

Die experimentellen Ergebnisse nach Osteosynthesen von unilateralen Korpusfrakturen an zahnlosen geringgradig atropen Mandibulamodellen mit 12 unterschiedlich ausgelegten Plattenkonstrukten (Tab. 2.6.2 und Kap. 2.7) zeigen die Prüfgrößen (Qualitätsmerkmale / Stabilitätsuntersuchungen)

sowohl Diskrepanzen als auch Übereinstimmungen, die im Endresultat erlauben, eine klinische Anwendung von Platten-Dimensionen mittleren Formats zu rechtfertigen.

4.3.1 Initiale Osteosynthesespaltbreite

Die initiale Osteosynthesespaltbreite beschreibt die Adaptationsgenauigkeit zwischen den Fragment- bzw. Segmentenden, die mit den verschiedenen Osteosynthesetypen erreicht wurde. Die nach Einschrauben der Osteosyntheseplatten verbliebenen Distanzen im Fraktur- bzw Osteotomiespalt wurden an drei Stellen (vestibulär basal, vestibulär crestal und lingual - vgl. Abb. 2.3.4) vermessen, nach einer Ordinalskala geordnet (Tab. 2.3.4) und für jede Versuchsgruppe zusammengefasst (Diagr. 3.1.2a,b und c), um auf dieser Grundlage dann die Handlungseigenschaften der verschiedenen Hardwaressysteme in Ranglisten (Tab. 3.1.1 - 3.1.3) zu sortieren und deskriptiv auszuwerten.

Die der Ordinalskala zugrundeliegenden Größenbereiche für die initiale Osteosynthesespaltbreiten umfassten folgende Werte: Wert 0 = 0 mm; Wert 1: < 0,25 mm; Wert 2: 0,25 - 0,5 mm und Wert 3: > 0,5 mm - 1 mm.

Über die Unterkiefermodelle aller Versuchsgruppen (n = 84) an den drei Messstellen hinweg gesehen, wiesen die initialen Osteosynthesespaltbreiten im Gros den Wert 0 ($\sum n = 134$, vestibulär basal: n = 58; vestibulär crestal n = 44; lingual n = 32) oder den Wert 1 ($\sum n = 88$; vestibulär basal: n = 22; vestibulär crestal n = 29; lingual n = 37) auf. Der Wert 2 war deutlich weniger ($\sum n = 23$; vestibulär basal: n = 3; vestibulär crestal n = 8; lingual n = 12) und der Wert 3 ($\sum n = 7$; vestibulär basal: n = 1; vestibulär crestal n = 3; lingual n = 3) insgesamt nur selten vertreten (Diagr. 3.1.2a,b und c). In der Mehrzahl der untersuchten Unterkiefermodelle lag also keine Spaltbildung sondern ein intersegmentaler Kontakt nach Applikation des Osteosynthesematerials vor.

Durch den Materialabtrag bei der Osteotomie entstandene Inkongruenzen an den Querschnittsflächen der Segmentenden (vgl. Kap. 2.3.2 und 4.2.2.1) haben nachteilige Effekte auf das Repositionsergebnis und dürften sich vor allem bei kompressiven Osteosynthesen stärker auf die intersegmentalen (-fragmentären) Distanzen ausgewirkt haben als dies nach einer ‚echten‘ Fraktursetzung der Fall gewesen wäre (Piffkó et al. 2003).

Aus dem Ranking der Versuchsgruppen erschließen sich die bekannten Einflussfaktoren auf die Beibehaltung des Repositionsergebnisses nach der Fixation, also auf die initiale Osteosynthesespaltbreite:

- Lokalisation, Anzahl und Anordnung der Hardware
- Profilstärke und Elastizität/ Rigidität der Osteosyntheseplatten
- Länge der Platten
- Ausstattung der Platte mit konventionellen Löchern, Gleitlöchern zum Aufbau von Kompression oder Locking-Löchern.
- Schraubenverankerung: Schraubentyp, -zahl und -länge (vgl. Kap. 2.3.5, 2.6.3 und 3.3)

Bei Platzierung der Hardware auf der Lateralfäche des Unterkiefers in unmittelbarer Nähe zu einer der Messstellen (vestibulär basal oder vestibulär crestal, vgl. Tab. 3.1.1 und 3.1.2) waren für die in Champy Technik applizierte Miniplatte (Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™ Platte 4-Loch,

Platzierung crestal), die Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte mit der Gridplatte in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8 mit je einer Platte in basaler und crestaler Lokalisation), sowie die weiterentwickelten Miniplatten Varianten (Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten - Versuchsgruppen 1 bis 3 - und Synthes UniLOCK 2.0™ Platten - Versuchsgruppen 4 bis 6) die geringsten Diastasen des Osteosynthesespalts festzustellen (entsprechend der Rangstufen 1 bis 3 von 5 bzw. 1 bis 7 von 10) Die Synthes Mandibular 2.0™ Platte 6-Loch mit Steg (Versuchsgruppe 9) wich von den anderen Miniplatten bzw. ihren Varianten etwas ab, indem ihre Rangstufe an der näher benachbarten vestibulär basalen Messstelle hoch (Rang 4 von 5), aber an der weiter entfernten Messstelle vestibulär crestal niedrig (Rang 1 von 9) lag.

Die Gründe dafür sind wahrscheinlich die Platzierung der Platte in mittlerer Höhe des atrophischen Unterkieferkorpus („laterobasal“) mit etwas Abstand zu beiden Messstellen sowie ihre schmale Breite und Flexibilität, aufgrund derer die Adaptation der Segmente nicht gehalten werden konnte.

Bei den Makroplatten (Synthes Reko Platte 2.4™ - Versuchsgruppe 11 und Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™ - Versuchsgruppe 12) zeigte sich die Tendenz zu geringeren initialen Osteosynthesespaltbreiten in Nähe zu ihrem Applikationsort nicht, d.h. vestibulär basal gegenüber vestibulär crestal, vielmehr befanden sich die Ränge der Makroplatten für beide Messstellen am unteren Ende der Listen (Rang 4 und 5 von 5 bzw. Rang 9 und Rang 10 von 10). Da die beiden Makroplatten dabei den letzten Rang jeweils tauschen, wird der propagierte Vorteil, dass sekundäre Segment Dislokationen während der Schraubeninsertion durch den Locking-Mechanismus vermieden werden (Egol et al. 2004) bei der Bestimmung der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lateralfläche des Unterkiefermodells kaum ersichtlich.

Die multidirektional winkelstabile Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte (Versuchsgruppe 7) hat in der Vertikalausrichtung (vgl. 2.7.1.2.2) eine den 2.4 Synthes Rekonstruktionsplatten vergleichbare große Auflage jedoch mit einer Innenwölbung nach Art eines Halbrohrprofils (Abb.2.7.2.1b), Vermutlich hat diese Kontur, die sich der Oberflächenkonvexität des lateralen Unterkiefermodells (vestibulär basal und crestal) formschlüssiger anpasst als die großen Rekonstruktionsplatten und die Schraubenanordnung in zwei Reihen dazu beigetragen, dass diese Platte lateral am Modell die höheren Rangstufen (Rang 3 von 5 bzw. Rang 2 von 9) für die initialen Osteosynthesespaltbreiten belegen kann als die Makroplatten.

An den basal und crestal befindlichen Messstellen auf der Lateralfläche des Unterkiefermodells wirkt sich neben der Platzierung der Osteosyntheseplatten die Biegung über die Kante auf den Schluss des Osteotomiespalts aus.

Auf der Lingualseite hat die Konturierbarkeit und Biegung über die Plattenfläche maßgebliche Bedeutung auf die interfragmentäre bzw. intersegmentale Distanz. Bei Platzierung der Platten auf der Lateralfläche der Modelle sind die Abstände zur lingualen Messstelle ähnlich und spielen eine eher untergeordnete Rolle. In enger Wechselwirkung mit der bogenförmigen Biegung der Platten über die Fläche stehen hingegen die Zahl, Art, Länge und Insertionsrichtung der verwendeten Schrauben. Auf der Lingualseite (vgl. Tab. 3.1.3) nehmen die konventionellen Miniplatten (Synthes Mandibular 2.0™ Platte 6-Loch mit Steg und Synthes Mandibular 2.0™ Platte 4-Loch - Versuchsgruppen 9 und 10) den niedrigsten Rang für die initiale Osteosynthesespaltbreite ein (Rang 1 von 10). Die Synthes UniLOCK 2.0™ Medium Profile Platte 12-Loch (Versuchsgruppe 5) folgt unmittelbar (auf Rang 2). Darin kommt

das einfache Handling dieser Miniplattenformate zum Ausdruck. Zudem reicht die Dimensionierung des Plattenprofils dazu aus, den bei der manuellen Reposition hergestellten Kontakt zwischen den Segmentenden nicht wieder zu verlieren. Mit der Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte in Kombination mit der Gridplatte (Versuchsgruppe 8), der Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile Platte und Small Profile Platte (Versuchsgruppe 4 und 6) wurden Osteosynthesespaltbreiten erzielt, die eine Platzierung in der Mitte der Rangliste (Ränge 4 und 5 von 10) ergaben. Die UniLOCK 2.0™ Large Profile Platte war der UniLOCK 2.0™ Small Profile Platte dabei leicht überlegen, was auf die besser gehaltene Adaptation durch die höhere Rigidität der größeren Plattenvariante zurückzuführen ist.

Die winkelstabile Makroplatte, d.h. die Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™ (Versuchsgruppe 12) liegt nach Bestimmung der Initialen Osteosynthespaltbreite auf der Lingualseite, zusammen mit der Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte 10-Loch mit 12 mm Steg (Versuchsgruppe 1), direkt unterhalb des Mittelfelds der Rangstufen. Der konventionelle Makroplattentyp (Synthes Reko Platte 2.4™ – Versuchsgruppe 11) nimmt dagegen auch auf der Lingualseite den letzten Rang (Rang 10 von 10) ein. Diese Diskrepanz zwischen den Makroplatten lässt sich durch die Winkelstabilität (bzw. den Locking-Mechanismus) der Schrauben erklären, womit eine sekundäre Dislokation der Fragmente reduziert werden kann (Egol et al. 2004). Im Vergleich zur vestibulären Modellfläche (= Seite der Plattenapplikation - vgl. Tab. 3.1.1 und 3.1.2) scheint der Locking-Mechanismus den Kontakt zwischen den Segmentenden lingualwärts effektiver aufrecht erhalten zu können. Daraus sollte allerdings nicht geschlossen werden, dass Locking-Makroplatten keine exakte Konturierung an die Knochenoberfläche mehr brauchen (siehe Prospektwerbung der Herstellerfirmen) und ihr Handling insofern erleichtert wäre (Wolter und Jürgens 2006). Dies macht eine Gegenüberstellung mit den Synthes UniLOCK 2.0™ Platten (Versuchsgruppen 4 bis 6) klar, mit denen aufgrund ihrer kleinen und mittleren Profilformate hohe Auflagekongruenzen zur Modelloberfläche erreicht wurden und die daher an allen Messstellen die besseren Ränge für die initiale Osteosynthespaltbreite besetzen. Die baulichen Unterschiede der Pencilbone Platten (Länge, Zwischensteg, Anzahl der Plattenlöcher) (Versuchsgruppen 1 bis 3) erscheinen bei anfänglicher Betrachtung zwar gering (vgl. 1.3 und 2.7.1.1), die Folge der Rangstufen nach Messungen auf der Lingualseite (Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte 10-Loch mit 12 mm Steg < Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte 8-Loch mit 9 mm Steg < Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte 8-Loch mit 6 mm Steg bzw. Ränge 6, 7 und 9 von 10) spricht jedoch dafür, dass die Länge der Zwischenstege bzw. die Distanz zwischen den Kompressionslöchern sich umgekehrt proportional zum Repositionsergebnis auf der plattenabgewandten Modellseite verhält. Demnach liegt der Rang der Pencilbone Platten umso höher, je kürzer der Zwischensteg ist und je enger die Kompressionslöcher zueinander benachbart sind. Die getesteten Pencilbone Platten mit interfragmentärer Kompression bringen ein aus den Zeiten rigider 2.7 und später 2.4 DCP (Dynamic Compression Plate) sowie der EDCP (Excentric Dynamic Compression Plate) Systeme (Spiessl 1988, Prein und Rahn 1998) wohlbekanntes Phänomen zurück: die randständige kompressive Verschraubung bei der Plattenmontage resultiert in einer inhomogenen Druckverteilung auf der Bruchfläche. Im unmittelbaren Einflussbereich unter der Platte ist der Druck am höchsten und führt zur Verengung der Osteosynthespaltbreite, während es lingualwärts zur Druckabnahme mit Öffnung des Frakturspalts kommt (Spiessl 1988). Ein Überbiegen der Platte zur Kompensation ist von Erfahrungswerten abhängig und endet leicht in einer

unbeabsichtigten Dislokation der Fragmente. Das Profil des Zwischenstegs der Pencilbone Platten reicht trotz Verstärkung aller Wahrscheinlichkeit nach nicht aus, um genügend Kompression für die Blattfederwirkung zum Verschluss des Osteosynthespalts an der lingualen Kortikalis aufzubringen. Kurze Plattenstege mit geringem Lochabstand sind von der Geometrie zusätzlich ungünstig. Durch das Überbiegen der Platte in einem kurzen Mittelteil entsteht zwangsläufig ein sehr kleiner Radius, der hohe Kompressionswerte zur Apposition der Fragmente an die Platteinnenseite nötig macht, wovon die Stabilität des Miniplattenformats dann wiederum überstiegen wird. Die Herstellerangaben zu Auswahl und Applikation der kompressiven Pencilbone Platten sind wenig differenziert, Hinweise auf die Notwendigkeit zum Überbiegen des Mittelteils sind im Prospektmaterial nicht abgedruckt. Mit der neuen mittlerweile auf dem Markt eingeführten winkelstabilen Pencilbone Platten Version ist die geschilderte Problematik schon wieder passé. In der Vorschau auf diese spezielle Plattenversion für Frakturen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer mit multidirektionalen winkelstabilen Eigenschaften wurde in dieser Versuchsreihe die Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Winkelplatte getestet. Auf der Lingualseite lag die mit dieser Platte erreichte Präzision, entgegen der Erwartung, in ähnlicher Rangordnung (Rang 8 von 10) wie die kompressiven Pencilbone Platten, ohne dass eine plausible Erklärung (hoher Profilquerschnitt durch die flächenhafte Gitterstruktur mit erschwelter Konturierbarkeit über die Fläche) dafür ersichtlich wäre.

Die Bestimmung der initialen Osteosynthespaltsbreiten und die Ergebnisdarstellung in Rangstufen erlaubt die folgende Zwischenbilanz:

- Der Allgemeinplatz, dass mit Miniplatten bzw. klein dimensionierten Osteosyntheseplatten eine exaktere Fragmentadaption erreicht wird als mit Makroplatten, bestätigt sich nur mit Einschränkungen: in Plattennähe ist der Kontakt zwischen den Segmentenden eng, dreidimensional über die Gesamtebene des Bruchspalts betrachtet nimmt die interfragmentäre Distanz vor allem lingualwärts zu. Diese Distanzen können in der Größenordnung an Makroplatten heranreichen.
- Alle getesteten Plattentypen haben Eigenheiten, insbesondere Kompressionsplatten. Die Adaptation und Anformung an die Modelloberfläche sowie die nachfolgende Montage durch Setzen von Bohrlöchern und Verschraubung erzeugt abhängig vom Plattentyp in unterschiedlicher Weise Eigenspannungen und Verformungen. Konsequenz ist, dass die Platten nicht mehr passiv anliegen und sich die Konfiguration und Größe des Osteosynthespalts ändern.
- Langspännige Miniplatten mit Kompressionslöchern im Mittelsteg zu versehen ist keine besonders brillante Idee, die von Herstellerseite vermutlich deshalb auch schnell wieder verlassen wurde. Das Überbiegen der Platte zum Schluss des Frakturspalts auf der Lingualseite des Unterkiefers ist auch mit Miniplattenformaten nicht exakt steuerbar und wird vom Zufall beeinflusst. 2.0 Locking-Platten mit mittlerem und großem Profil (Medium und Large Profile – Versuchsgruppen 5 und 6) liegen auf den Anfangsstufen oder im Mittelfeld der Ranglisten, was für die exakte Reponierbarkeit und die Aufrechterhaltung der Reposition spricht. Die Locking-Platten mit Profilen im Mittelformat sind daher als richtungsweisend zu bewerten, wenn es um einen Kompromiss aus einfachem Handling und hoher Stabilität (vgl. 4.3.2), eventuell sogar mit dem Vorteil einer transoralen Applikation bei Frakturen im zahnlosen wenig atrophischen Unterkiefer geht.

Zur Adaptationsgenauigkeit nach Osteosynthesen mit mehreren verschiedenartigen CMF-Plattensystemen im Unterkiefer gibt es keine nennenswerte wissenschaftliche Datenlage. Angaben zur Anfangsgröße des Osteosynthespalts vor Durchführung mechanischer Belastungsreihen finden sich in der Literatur lediglich zu 2.0 Mini-Locking-Platten und konventionellen 2.0 Miniplatten (Gutwald et al. 2003). Im Vergleich betragen die Werte für die konventionellen 2.0 Platten bis zu 0,8 mm und damit das zwei- bis dreifache der 2.0 Locking-Platten gleicher Profilstärke, was als Effekt der größeren sekundären Fragmentdislokation ausgewiesen wird.

Die große Bedeutung kongruent (,ideal') reponierter Fragmentenden für die interfragmentäre Abstützung und die Stabilität von Osteosynthesen im Unterkiefer wird in anderen Publikationen zwar mehrfach betont, eine Quantifizierung aber nicht vorgenommen und lediglich auf erhebliche Diskrepanzen zwischen Frakturenenden mit Interdigitationen gegenüber glatten Osteotomieflächen hingewiesen (Meyer U et al. 2000, Joos et al. 2001, Piffkó et al. 2003) In die Auswertung der Stabilitätsuntersuchungen der vorliegenden Tests (vgl. 3.3.2 und 4.3.2) ist die initiale Osteosynthespaltsbreite nach Osteotomie und Plattenapplikation nicht direkt einbezogen worden. Ihre Bestimmung ist ein orientierender Versuch, den Einfluss der unterschiedlichen Plattensysteme auf die Entstehung eines Osteosynthespalts zu objektivieren. Methodisch beinhalten die eigenen Untersuchungen durch die Verwendung einer Ordinalskala (Stufen 0 mm < 0,25 mm; 0,25 - 0,5 mm; > 0,5 mm – 1 mm) und das Ranking gegenüber der Messung von Absolutwerten und Mittelwertbildung jedoch Ungenauigkeiten. Für zukünftige Untersuchungen wäre ein Verfahren optimal, mit dem das knöcherne Interface der Osteomiespalten räumlich optisch exakt vermessen und daraus eine Kenngröße ermittelt werden kann. Auf dieser Grundlage wären dann auch präzise Berechnungen von Relativbewegungen im Frakturspalt (siehe unten - 4.3.2) möglich.

4.3.2 Stabilitätsuntersuchungen / Belastungsversuche

Zur in vitro Prüfung der Primärstabilität von mandibulären Osteosynthesystemen im Modellversuch oder an anatomischen Präparaten nimmt der Einsatz von Methoden, wie sie im Maschinenbau zur Materialtestung üblich sind, breiten Raum ein. Bestimmungen der Belastungskapazität in Form von ,Gap versus Load Curves' sind für unterschiedliche Frakturszenarien (Lokalisation in Symphyse/ parasymphysär, Korpusregion, Kieferwinkel) im bezahnten Unterkiefer (z.B. Dichard und Klotch 1994, Choi et al. 1995 a und b, Shetty et al. 1995, Haug et al. 1996, Wittenberg et al. 1997, Duda et al. 2002, Feller et al. 2002, Gbara et al. 2008, Haug und Serafin 2008, Madsen et al. 2008, Ribiero Junior et al. 2010), als auch in der zahnlosen atrophischen Mandibula (z. B. Sikes et al. 2000, Choi et al. 2005, Madsen und Haug 2006 – vgl. Kap. 1.3) vorgenommen worden.

Wenn dezidiert bis zur irreversiblen Deformierung der Osteosyntheseplatten oder bis zum Materialbruch getestet wird, ist von destrukturierenden Verfahren die Rede. Der Abbruchpunkt der Deformation / Load' - Kurven bzw. die Lastgrenze beim Versagen einer Osteosyntheseanordnung wird in Bezug zur Höhe der maximal möglichen Kaukräfte gesetzt (z.B. Haug et al. 1996, 2001, 2008, Sikes et al. 2000, Doty et al. 2004, Gbara et al. 2008). Da bis dato keine verlässlichen Normen zur Tauglichkeit von Osteosynthesen am Unterkiefer formuliert sind, werden andererseits auch die Messreihen von erprobten klinischen Systemen (z.B. Rekonstruktionsplatten) als Bewertungsmaßstab benutzt, um die Eignung neuer Plattenkonfigurationen einschätzen zu können (Wittenberg et al. 1997).

Die vorliegende Studie erfüllt die Vorbedingungen für derartige Korrelationen zwar grundsätzlich (s. unten), die Aussagekraft der Vergleiche wird jedoch sofort geschmälert, sobald das Stabilitätsniveau der Kontrollen (hier Makroplattensysteme: Versuchsgruppe 11 – Synthes Reko Platte 2.4™ bzw. Versuchsgruppe 12 – Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™) unterschritten wird und nicht mehr ohne weiteres zu entscheiden ist, ob sich die Osteosynthespalt- Belastungskurven der analysierten Osteosynthesarten noch auf einer Stufe befinden, die für einen klinischen Behandlungserfolg ausreichend ist.

Mit der Intention eine ‚biologisch sinnvolle Stabilität‘ von Osteosynthesen im Unterkiefer (Blume et al. 2003) zu erzielen, wurden komplementär zu den Materialtests Konzepte entwickelt, welche die Abbildung (biomechanischer Prüfstand oder Finite Elemente Analyse, Meyer U et al. 2000, 2001) von Mikrobewegungen im Frakturspalt zum Prinzip erheben (z.B. Joos et al. 2001, Piffkó et al. 2003 - vgl. Kap 4.2.1 und 4.2.3). Bei einer numerischen Betrachtung der Bewegungen innerhalb des Frakturspalts ist das Gesamtkonstrukt aus Hardware (Osteosyntheseplatten inklusive der Schrauben-Verankerung – z.B. Haltevermögen abhängig von Schraubentyp, Länge und Zahl, vgl. 3.3 und 4.3.3) und des Test Unterkiefers (Materialbeschaffenheit – z.B. Knochenqualität und Verformungsverhalten) von kritischer Relevanz. Die interfragmentäre Aufdehnung bzw. Elongation unter Belastung lässt sich mit einem Quotienten aus „neu entstandener und vorbestehender Spaltbreite“ beschreiben, für den der Begriff ‚strain‘ verwendet wird (Meyer U 1999a und b, Joos et al. 2001). ‚Strain‘ definiert eine Relativbewegung (d.h. Längenzuwachs / Ausgangslänge) und ist dimensionslos. 1000 μ strain entsprechen einer Elongation von 0,1 %, 10.000 μ strain einem Dehnungsmaß von 1 % und 100.000 μ strain einer relativen Verlängerung von 10 %. Meyer U et al. (1999) bzw. Joos et al. (2001) gingen bei ihren Untersuchungen zur Knochenheilung während einer unidirektionalen Distractionsosteogenese am Unterkiefer von Kaninchen konstant von einer initialen Osteotomiespaltbreite von 1 mm aus. Nach einer 4-tägigen Latenzphase zur Kallusbildung erfolgte eine Dehnungsapplikation mit variierenden Strains in mehreren Versuchsgruppen (Beginn 0 μ strain über 2000 μ strain zu 20.000 μ strain und weiter bis 200.000 μ strain und 300.000 μ strain). Aus der anschließenden Analyse biologischer Parameter (Anzahl von Osteoblasten, trabekuläre versus chondrale Knochenformation) ergab sich, dass ein „zyklisches Dehnen von Osteoblasten in einem ‚physiologischen Fenster‘ von 1500 - 5000 μ strain zu einer regelrechten Osteoblastenfunktion führt“. Schlussfolgerung in Anlehnung an die Arbeiten von Frost (1987, 1990a und b) war, dass Mikrobewegungen in dieser Größenordnung auch unter klinischen Gesichtspunkten eine ungestörte Frakturheilung gewährleisten (vgl. auch ‚The interfragmentary strain hypothesis‘ z.B. Claes et al. 1997, Perren 2002, Claes 2011).

Zu einer ‚Non-Union‘, d.h. zum Ausbleiben oder einer massiven Störung der knöchernen Konsolidierung im Distractions-spalt kam es sowohl bei hypophysologischen (< 500 μ strain) als auch bei hyperphysiologischen Bewegungen (> 5000 μ strain). Da sich die biologischen Gesetzmäßigkeiten der Distractionsosteogenese und der Frakturheilung nicht grundlegend unterscheiden, wurden die Strain Grenzwerte als Maßstab für die Stabilitäts Anforderungen an ein neuartiges Platten-Versorgungssystem im biomechanischen Vergleichstest an 12 frischen humanen Unterkiefern (Modus 2.0 versus AO / Synthes 2.0 bzw. AO / Synthes Zweifachverplattung 2.4 / 2.0) verwendet (Joos et al. 2001), allerdings ohne dass die initialen Osteosynthespaltbreiten hierbei tatsächlich angegeben

wurden.

Ebenso außer Acht gelassen wurde die Frage, ob der Strain Grenzwertbereich („physiologisches Fenster“) ggf. nach unten oder nach oben korrigiert werden muss, wenn keine oder noch keine Kallusbildung vorhanden ist, wie im Modellversuch oder postoperativ bei Sofortbelastung (ohne Unterkiefer Ruhigstellung über MMF bis zur Kallusbildung oder osteonären Überbrückung bei primärer Frakturheilung).

Bei den hier vorgestellten eigenen Versuchsreihen wurde keine Lasteinleitung bis zum Versagen der Konstrukte vorgenommen. Die Belastung erfolgte inkrementell in 5 N Schritten bis zu einer Obergrenze von 60 N (vgl. 2.4.2 und 4.2.3) Die Kurvenverläufe in den Gap versus Load bzw. den Osteosynthespalt- versus Belastungs-Diagrammen von der Cranial- (Vertikalrichtung) und Lingualseite (Transversalrichtung) bilden das Beurteilungskriterium für die Stabilität der Osteosynthesekonstrukte nach simulierten einseitigen Korpusfrakturen im zahnlosen wenig atrophischen Unterkiefermodell.

Die Medianwerte für die Distanzzunahme in den Osteosynthespalten am Endpunkt der Belastungstests bei einer Kraft von 60 N (= Fz max) lagen im ungünstigsten Fall bei Registrierung auf der Cranialeseite bei einem Absolutwert von 0,329 mm und auf der Lingualseite bei einem Absolutwert von 0,206 mm (beide Werte für Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile Platte –Versuchsgruppe 6, vgl. Tab. 3.2.1.2).

Bei hypothetischer Annahme einer initialen Osteosynthespaltbreite von 1 mm (nur an 7 von 252 Messstellen bei den 84 getesteten Unterkiefermodellen betrug die initiale Osteosynthespalte > 0,5 mm – 1 mm vgl. Kap. 4.3.1) würden sich die maximalen Elongationswerte bei der höchsten Kraftapplikation von 60 N (vgl. Tabellen 3.2.1.1, 3.2.1.2, 3.2.1.3 und 3.2.2) um bis zu eine 10 er Potenz über den Strain Grenzwert Bereichen, die von der Arbeitsgruppe um Joos kalkuliert wurden, bewegen. Bekanntlich nimmt der Wert eines Quotienten zu, wenn bei identischer Größe des Dividenden der Divisor kleiner wird bis die Division durch null schliesslich nicht mehr definiert ist. Konsequenz zu Ende gedacht, führen diese formalen Überlegungen die Verwendung des Strain als eines Quotienten aus Längenzuwachs zu Ausgangslänge im Frakturspalt für die Bedingungen und Zwecke der vorliegenden Studie ad absurdum. Denn mit anderen Worten bedeuten sie, dass die μ strain Werte bzw. deren Poizentsätze steigen je exakter der interfragmentäre Lückenschluss bei der Reposition erfolgt (Egol et al. 2004) bzw. je geringer sich die initiale Osteosynthespaltbreite gestalten lässt. Bei idealer Reposition mit einer Ausgangslänge bzw. einer initialen Osteosynthespaltbreite von 0 mm - wie es beim Gros der Messstellen in den vorliegenden Untersuchungsreihen der Fall gewesen ist (vgl. 4.3.1) - sind letztlich keine Berechnungen des μ strain mehr möglich. Moderne winkelstabile Osteosynthesysteme reduzieren den interfragmentären ‚Strain‘, indem die Spaltbreiten innerhalb bestimmter Grenzen (1 bis 2 mm) bewusst vergrößert und die interfragmentären Bewegungen im Frakturspalt durch eine flexible aber ausreichend stabile Osteosynthese reduziert werden (z.B. Augat et al. 1998, Claes et al. 1997, 2000, Perren 2002, Egol et al. 2004, Claes 2011).

Die Ergebnisse der Stabilitätsuntersuchungen (vgl. 3.2) für die in der vorliegenden Studie geprüften Osteosynthesysteme werden nachstehend in der Reihenfolge der Versuchsgruppen zusammengefasst und ggf. erläutert:

- Die 3 Varianten der Minikompressionsplatten (Versuchsgruppen 1, 2 und 3 – Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten) zeigen abhängig von der Anzahl der Plattenlöcher und der Breite des Zwischenstegs, d.h. der Gesamtlänge dieser Platten an der Cranialeseite des Unterkiefermodells (oder über die Kante der Platten) geringfügig unterschiedliche Belastungsstabilitäten (vgl. 3.2.1) – kürzere Platten bzw. schmalere Stege zwischen den Kompressionslöchern steigern die Belastungsresistenz vor allem im oberen Wertebereich (25 N – 30 N) der Kräfteinleitung. Über die Fläche der Platten (d. h. lingualseitig am Unterkiefermodell) bleiben die Kurvenverläufe für die Spaltbreitenzunahme bis 30 N für alle 3 Plattenvarianten annähernd deckungsgleich. Erst dann divergieren die Kurvenverläufe mit den geringsten Werten für die 8-Loch Platte mit 9 mm Steg (Versuchsgruppe 2) und den höchsten Werten für die 8-Loch Platte mit 6 mm Steg (Versuchsgruppe 3).

In der Literatur findet sich die Behauptung, dass nach Kompressions-Osteosynthesen die Messwerte bei Registrierung der interfragmentären Spaltbreite unter Belastung durch Rückstelleffekte zunächst vermindert werden, bevor es überhaupt zur kontinuierlichen Entwicklung eines Frakturspalts kommen kann (Wittenberg et al. 1997). Die Entwicklung der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite ließe sich in diesem Sinne interpretieren, weil durch Überbiegen des Plattenzwischenstegs (Biegung über die Fläche) vornehmlich in diesem Bereich Kompression aufgebaut wird.

Genauere Zusammenhänge zwischen der Stärke der Kompression, der Breite der Zwischenstege und den Unterschieden in der Stabilität (Zuwachs bzw. Abnahme) lassen sich in der vorliegenden Versuchsanordnung nicht herstellen, da die Kompressionswirkung der Pencilbone Platten nicht näher quantifizierbar ist.

- Im Sortiment der unidirektionalen winkelstabilen Miniplattensysteme steigt, wie schon theoretisch vorherzusehen, die Belastungsstabilität mit der Profilstärke der Platten (Versuchsgruppe 6 – Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile < Versuchsgruppe 5 – Synthes UniLOCK 2.0™ Medium Profile < Versuchsgruppe 4 – Synthes UniLOCK 2.0™ Large Profile) an. Da zur Befestigung der 2.0 Locking-Platten in allen drei Profilstärken der gleiche Schraubentyp und die gleiche Schraubenzahl verwendet wurde, kommt als Erklärung für die Stabilitätsunterschiede nur die Platten Dimensionierung (Profilstärke) in Frage.

Die Stabilitätsabstufung zwischen Large und Medium Profile Platten fällt dabei augenscheinlich geringer aus als die Stufe zwischen dem Medium und Small Profile Typ: in den Osteosynthesespalt-Belastungs-Diagrammen (Diagr. 3.2.1a und b) steigt die Verlaufskurve für die Small Profile Platten viel steiler an als für die Medium und Large Profile Platten und divergiert stärker als für die größeren Plattenprofile untereinander. Die Ursache dafür ist wahrscheinlich in den Zwischenstegen zu suchen, deren Materialquerschnitt und Abmessungen vom Hersteller (vgl. 2.7.1.2.1) nicht für eine gleichförmige Stabilitätszunahme ausgelegt wurden, sondern sich im Falle der Small Profile Platte einfach nur an den Größenvorgaben bestehender Non-Locking bzw. adaptiver Plattensysteme ausgerichtet hat.

Im Vorgriff auf die vergleichenden Betrachtungen der Stabilität von allen in dieser Arbeit geprüften Plattensystemen (siehe unten – Gesamtklassement: Kap. 4.3.2.1) sei hier schon angemerkt, dass die Small Profile Platten die geringsten Stabilitätswerte aufgewiesen haben.

- Das Stabilitätsverhalten der multidirektional winkelstabilen Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatten (Versuchsgruppe 7) bildet ein direktes Pendant zur Synthes UniLOCK 2.0 Medium Profile

(Versuchsgruppe 5). In den Osteosynthespalt-Belastungs-Diagrammen liegen die Kurvenverläufe in etwa gleichauf. Erstaunlich ist, dass die Gittergeometrie der Medartis Aptus Handplatte mit einem relativ breiten Gesamtauflegebereich über die Lateralfäche der Unterkiefermodelle und einer 3D Fixierung mit zwei Schraubenreihen infolge des Halbrohrprofils im Vergleich zu den beiden unidirektionalen Locking-Platten im Mittelformat keine höheren Stabilitätswerte erzeugen konnte. Dafür verantwortlich zu machen ist vermutlich die vergleichsweise schwächere Plattenverankerung und Lastübertragung durch die Trilock Schrauben mit kleinerem (1.5 statt 2.0 mm) Durchmesser, deren Anzugsmomente im Median geringfügig niedriger, im einzelnen aber breiter gefächert waren als bei den Locking-Schrauben in den drei unidirektional winkelstabilen Plattenformaten (vgl. 3.3.1).

- Die Fixierung der Frakturspalten mit zwei grazilen 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8 - Synthes Compact 1.3 Doppel X-Platte und Grid Platte 3D) führt nach den Messergebnissen zu einer Stabilität, die nahezu der von Champy propagierten Anordnung (vgl. Kap. 1.2, Pape et al. 1999) einer 2.0 Platte über dem Frakturspalt crestal auf dem zahnlosen Alveolarfortsatz (Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0, 4-Loch Platte - Platzierung crestal) entspricht. Die Überbrückung des Frakturspalts mit insgesamt drei äußerst schmalen Plattenstegen (vgl. Abb. 2.7.1.3 a und b), die in zwei versetzten Raumebenen (1x crestal und 2x basal) verlaufen, scheint sich durch eine balancierte Verteilung der Kräfte bei Belastungen sehr effektiv auszuwirken. Trotz einer minimalen Verankerung in den Modellkiefern mit nur 8 monokortikalen Schrauben von 1.3 mm Durchmesser und 7 mm Länge resultiert die Lokalisation der Platten in der basalen Druckzone und in der Zugzone in einem ungewöhnlich hohen Stabilitätslevel.

- Der Kurvenanstieg der 2.0 Miniadaptationsplatten in den Osteosynthespalt-Belastungs-Diagrammen wird entscheidend davon bestimmt, ob sie in der Nähe der basalen Druckzone bzw. in der Zugzone auf Höhe des unbezahnten Alveolarfortsatzes angeordnet sind. Die nach den Empfehlungen für extreme Atrophiegrade des zahnlosen Unterkiefers (Pape et al. 1999) laterobasal angebrachten Platten (Versuchsgruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0, 6-Loch Platte mit Steg - Platzierung laterobasal) zeigen bei den hier analysierten wenig atrophien Unterkiefern gegenüber der Plattenapplikation crestal in der Zugzone (Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0, 4-Loch Platte - Platzierung crestal) deutlich geringere Stabilitätswerte. Damit bewahrheitet sich die Bedeutung der ‚Champy Ideallinien‘, die sich in Nähe der Zugzonen des Unterkiefers befinden (Champy et al. 1975, Champy a,b,c und d 1976). Erst eine weit fortgeschrittene Alveolarkammatrophie führt zu einem „Shifting der Zugzone in Richtung auf den Caudalrand des Unterkiefers“ (Pape et al. 1999), so dass eine ‚laterobasale‘ Platzierung der 2.0 Miniadaptationsplatten die Belastung de facto kompensieren kann. Hingegen verbleibt die Zugzone ohne das Vorliegen einer hochgradigen Alveolarfortsatz-atrophie unverändert im cranialen Bereich und die Stabilität einer laterobasalen Platten Anordnung (selbst bei Verwendung einer 6-Loch Platte mit stärkerer Verankerung durch 3 Schrauben in jedem Fragment) kann sich biomechanisch nicht so effizient auswirken wie bei der crestalen Plattenposition. Nach der Fixierung mit 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8- siehe Punkt zuvor) ist der crestal platzierte Plattensteg möglicherweise ebenfalls in besonderem Maße an der hohen Stabilität des Gesamtkonstrukts beteiligt.

Der Vergleich der Medianwerte für die Elongation der Osteosynthespaltbreiten bei Belastungsende mit 60 N (= F_z max.) verdeutlicht eindrücklich die unterschiedlichen Stabilitätslevel in den 3

Versuchsgruppen mit Miniadaptationsplatten (vgl. Tab. 3.2.1.3). Der niedrigsten Stabilität entsprechend lagen diese Werte für die Synthes 2.0 Mandibular 6-Loch Platten mit Steg (Versuchsgruppe 9 - laterobasal) an den beiden Messtellen (Cranialseite bzw. Lingualseite) bei 0,251 mm bzw. 0,136 mm am höchsten. Für die Synthes Mandibular 2.0™ 4-Loch Platte (Versuchsgruppe 10 - crestal) zeigte sich mit 0,097 mm bzw. 0,096 mm über die 3 Versuchsgruppen gemittelt die höchste Stabilität. Für die Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte mit Grid Platte in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) befanden sich die Werte auf der Canialseite nicht weit entfernt davon (0,122 mm) und auf der Lingualseite sogar darunter (0,069 mm). Das Verhältnis der Werte-Paare von den crestalen und lingualen Messstellen gestattet es, die Resistenz der 3 Platten(anordnungs) Varianten gegen Torsionskräfte näherungsweise abzuschätzen. Im Gegensatz zur crestalen Plattenposition scheinen laterobasal lokalisierte Platten (einzeln oder im 3D Verbund) die Verwindungssteifigkeit beim wenig atrophen Unterkiefer zu erhöhen.

In den Finite - Element - Analyse (FEA bzw. FEM - vgl. Blume et al. 2003) Untersuchungen von Sugiura und Mitarbeitern (Sugiura et al. 2009) aus CT Datensätzen generierten 3D Modellen wurde unter anderem ein ziemlich identisches Osteosyntheszenario (vgl. Kap. 1.3) wie in der hier vorgestellten Versuchsgruppe 10 simuliert, nämlich eine („Single“) 4-Loch - Champy Miniplatte ohne Steg (Schraubenlänge 7 mm), die zur Osteosynthese einer unilateralen Fraktur im Prämolarenbereich eines zahnlosen Luhr Klasse I Unterkiefers (Vertikalhöhe: 20 mm) in „laterocranialer“ Platzierung unter Knochenkontakt im Frakturspalt verwendet wurde. Zudem gibt es Bezüge dieser FEA Studie zur 3D Konfiguration der 1.3 Platten in Versuchsgruppe 8, insofern als auch die Doppel-Fixation mit Miniplatten parallel am Cranial- und Caudalrand rechnerisch durchgespielt wurde. Neben der Entstehung von kompressivem Stress in der Knochenumgebung der Osteosyntheseschrauben wurde „wie in der hier vorliegenden Arbeit, die interfragmentäre Dislokation (Spaltbildung) in der FEA dabei als wesentlicher Indikator für die Stabilität und Knochenheilung (Belastung mit 62,8 N) herangezogen. Die FEA Berechnungen für die Single 4-Loch Miniplatten Frakturversorgung im atrophen Luhr Klasse I Unterkiefermodell ergaben unter Knochenkontakt ein interfragmentäres Displacement von ca. 35 µm bzw. 0,035 mm. Unter der Bedingung einer Reposition ohne Knochenkontakt wurde demgegenüber ein Wert von 134 µm bzw. 0,134 mm kalkuliert der jedoch immer noch als unkritisch für die Entwicklung einer Non-Union betrachtet wird. Unter Berufung auf Perren (1979) diskutieren Sugiura und Mitarbeiter (2009), dass die Knochenheilung bei interfragmentärer Dislokation unterhalb eines Limits von 150 µm bzw. 0,15 mm ungestört verläuft.

Beim „Double Plating“ mit zwei parallelen Miniplatten resultierte die FEA in interfragmentären Dislokationen in Wertebereichen von weniger als 10 µm, ohne dass der Atrophiegrad (Luhr Klassen I, II und III) oder das Vorhandensein eines Knochenkontakts (d.h. ein Load sharing oder Load bearing) noch irgendeine Rolle gespielt hat.

Zu sehr ähnlichen Ergebnissen kam auch die in vitro Studie am Rinder-Rippen Modell (Choi et al. 2005), wo die Doppelplattenanordnung über alle Atrophieklassen hinweg immer deutlich bessere Stabilitätswerte lieferte als die Versorgung mit nur einer Platte (vgl. Kap. 1.3).

In Zusammenschau mit dem Datensatz der 1.3 Platten in 3D Konfiguration aus der eigenen Untersuchung wird die Vermutung bestärkt, dass Doppel-Verplattungen vom Prinzip her regelhaft mit erheblichen Stabilitätzunahmen einhergehen.

- Die Stabilität der beiden Makroplatten Vertreter unterscheidet sich geringfügig danach, ob die Schraubenköpfe durch Locking-Gewinde in den Plattenlöchern (unidirektional) winkelstabil verblockt werden (Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch – Versuchsgruppe 11) oder ob es sich um konventionelle runde (bzw. kugelhappen-förmige) Schraubenköpfe handelt, die über den Insertions-Torque Anpressdruck in den sphärischen Gleitlöchern der Platte erzeugen und so die Plattenunterseite durch Reibschluss (Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch – Versuchsgruppe 12) auf der Knochenoberfläche befestigen. Die winkelstabilen und konventionellen Makro- bzw. Rekonstruktionsplatten sind in ihren Dimensionen identisch, beide werden basal im Bereich der Druckzone des Unterkieferrandes angebracht. Dennoch liegt die Steigung des Kurvenverlaufs für den konventionellen Plattentyp im Spaltbreiten-Belastungs-Diagramm von der cranialen Messstelle etwas über der winkelstabilen Rekonstruktionplatte. Auf der Lingualseite besteht demgegenüber weitgehend Kongruenz im Kurvenanstieg der beiden Plattenvarianten.

Für diese Stabilitätsunterschiede sind die Rahmenkonstruktion und die rigide Schrauben-Knochen-Verbindung der unidirektional winkelstabilen Makroplatten verantwortlich. Die Locking-Schrauben, die mit einem zweiten zum Plattenloch konformen Gewinde unterhalb des Schraubenkopfes in der Osteosyntheseplatte arretiert werden (vgl. 1.2; 2.7.1.2.1, 2.7.1.2.2 und 2.7.2.2.), fungieren wie bei einem Fixateur interne als tragende Elemente. Die Lastübertragung dieser ‚Stegkonstruktion‘ auf den Knochen erfolgt über die gesamte Länge der Schrauben Gewinde d.h. über das ‚Screw Bone Interface‘- (Egol 2004, Wolter und Jürgens 2006, Sauerbier et al. 2008), statt über Friktion zwischen Plattenunterseite und Knochen.

Verschiedentlich wird es als besonderer Vorteil der winkelstabilen Platten hervorgehoben, dass sie in geringer Distanz zum Knochen angebracht werden können. Weil keine exakte Kongruenz zur Knochenoberfläche hergestellt werden müsse, sei das Ankonturieren bzw. Anbiegen vereinfacht (Haug et al. 2002, Gutwald et al. 2003, Sauerbier et al. 2008). Eine weitere Erhöhung der Leistungsfähigkeit winkelstabiler Platten soll aber nur über die Passgenauigkeit und Nutzung des Kontakts zwischen Plattenunterseite und Knochen zu erreichen sein (Wolter und Jürgens 2006). Wenn die ossäre Verankerung der Schrauben bei guter Knochenqualität suffizient ist und keine Bewegungen zwischen Plattenunterseite und Knochen auftreten, bestehen Idealbedingungen, unter denen konventionelle Osteosyntheseplatten einer winkelstabilen Rahmenkonstruktion in der Stabilität ebenbürtig sind, weil sie sich dann ebenfalls wie ein ‚Einstück Konstrukt‘ (‚single beam construct‘) bzw. ein „Verbundsystem“ mit flächenhafter Kraftverteilung verhalten (Egol 2004). In dieser Versuchsreihe waren offenbar Bedingungen (Materialbeschaffenheit der Unterkiefermodelle, Belastungsbereich) gegeben, in denen sich die Stabilitätswerte der Makrosysteme gleichen und die potentiell höhere Stabilität der winkelstabilen Rekonstruktions Platten nicht zum Tragen kam.

4.3.2.1 Stabilität der Systeme im Gesamtklassament - Inferenz Statistik

Postoperative Panorama-Röntgen-Aufnahmen demonstrieren auf sehr anschauliche Weise den Prototyp einer ‚Overengineering‘ Frakturversorgung, wenn darin ein hochatropher ‚Pencilbone‘ Unterkiefer mit dem Metallschatten eines Makroplattensystems in seinen enormen physischen

Dimensionen zusammentrifft. Klinisch und experimentell setzen die Makroplattensysteme als load bearing Osteosynthesen die möglichen Obergrenzen für die Stabilität von Frakturversorgungen im zahnlosen atrophischen Unterkiefer (Madsen und Haug 2008, 2009). Die Kurvenverläufe der Makrosysteme in den Osteosynthespaltsbreiten-Belastungs-Diagrammen dieser Studie liefern somit die quantitativen Parameter für Vergleiche mit anderen Plattenvarianten bzw. Konstrukten (Diagr. 3.2.3.1 und 3.2.3.2). Diese Kurven sind somit die Basis bei der Entscheidung, ob ein ‚Downsizing‘ aus experimenteller Sichtweise überhaupt gerechtfertigt werden kann und für die Auswahl dazu eventuell in Frage kommender Intermediär Plattengrößen oder Miniplatten Konstrukte.

Im Gesamtklassament der Systeme bzw. Versuchsgruppen verfügt die Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch (Versuchsgruppe 12) bei den Messungen am Cranialrand der Unterkiefermodelle über den flachsten Kurvenverlauf und die höchste Stabilität. Nach der Übersichtsgrafik (Diagr. 3.2.3.1) und im statistischen Ranking (Tab. 3.2.3.1b) unterscheidet sich das Stabilitätsverhalten der nach den Angaben von Champy am crestalen Rand angebrachten Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch Platten (Versuchsgruppe 10), der Synthes Compact 1.3™ Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) und der konventionellen Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch (Versuchsgruppe 11) nur unwesentlich und sie lassen sich in einem 4er Block (=Rang 1) mit der höchsten Stabilität zusammenfassen.

Innerhalb dieser und der folgenden Rangstufen überschneiden sich die 95 %- Konfidenzintervalle der mittleren Schätzer (LS-means), die Versuchsgruppen unterscheiden sich daher nicht signifikant. Von Rang zu Rang bestehen dagegen signifikante Unterschiede, weil keine Überschneidungen der 95 %- Konfidenzintervalle vorliegen.

Als separater Block auf Rang 2 folgen die Minikompressionsplatten - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte (Versuchsgruppen 1-3), die Intermediär Größen (Large und Medium Profile) der Synthes UniLOCK 2.0™ 2 Platten (Versuchsgruppe 4 und 5) und die Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Winkelplatte (Versuchsgruppe 7).

Den niedrigsten Rang (Rang 3) besetzen die laterobasal angebrachten Synthes 2.0™ Mandibular 6-Loch Platten mit Steg (Versuchsgruppe 9) zusammen mit den Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile Platten (Versuchsgruppe 6).

Die Messergebnisse für die Auslenkung der Osteosynthespaltsbreiten unter Belastung von der Lingualseite der Unterkiefermodelle liegen insgesamt etwa ein Drittel niedriger als am Cranialrand. Dieser Unterschied ist in der Geometrie des Versuchsaufbaus (auf dem Kopf stehendes Modell mit Auflagestab im Eckzahnbereich- vgl. 2.2.1) begründet. Die Hauptbelastungen treten am cranialen Unterkieferrand auf, lingual auf mittlerer Vertikalhöhe (vgl. 2.4.1) sind die Belastungen und das Bewegungsausmaß im Frakturspalt bei unidirektionaler Kräfteinleitung geringer. Grafisch-deskriptiv (Diagr. 3.2.3.2) und inferenziell (Tab. 3.2.3.2b) können die Ergebnisse auf der Lingualseite im Gesamtklassament ebenfalls in drei Blöcke bzw. Rangstufen gegliedert werden. Den Spitzenrang (Rang 1) nehmen erstaunlicherweise zwei kleine Plattenvarianten ein, nämlich die crestal (nach dem Champy Prinzip) befestigten adaptiven Synthes Mandibular 2.0™ 4-Loch Platten (Versuchsgruppe 10)

und Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone (Versuchsgruppen 2) aus der Gruppe der Minikompressionsplatten.

Die als Kontrollgruppen etablierten Makroplattensysteme folgen zu Anfang eines grossen, jedoch dicht gedrängten Feldes erst auf Rang 2, und zwar erst im Anschluss an die Synthes Compact 1.3™ Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8). Nach absteigenden LS means sind dann sortiert: die Medium Profile Synthes UniLOCK 2.0™ Platten (Versuchsgruppe 5), die Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone 8-Loch Platten mit 6 mm Steg (Versuchsgruppe 3), die Large Profile Synthes UniLOCK 2.0™ Platten (Versuchsgruppe 5), die Medartis Aptus Hand Trilock 1.5 Gitterplatten (Versuchsgruppe 7), die laterobasal angebrachten Synthes Mandibular 2.0™ 6-Loch Platten mit Steg (Versuchsgruppe 9) und die Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone 10-Loch Platten mit 12 mm Steg (Versuchsgruppe 1).

Den Schluss auf dem niedrigsten Rang 3 bilden die Synthes UniLOCK 2.0™ Small Profile Platten (Versuchsgruppe 6). In erster Linie wird die Auslenkung der Osteosynthespalmbreiten unter Belastung sowohl auf der Craniaalseite als auch auf der Lingualseite von der Anordnung der Platten im Crestalbereich der Unterkiefermodelle sowie von der Dimensionierung und Rigidität lateral angebrachter Platten bestimmt. Erhöhte Stabilitätswerte durch die Verwendung winkelstabiler Systeme sind aus dem Ranking der Versuchsgruppen jedoch nicht stringent ablesbar.

Auf der Lingualseite kommt zudem die Kompressionswirkung durch das Überbiegen der Plattenzwischenstege (Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten) zum Tragen, dieser Effekt variiert jedoch und ist nicht präzise vorhersagbar.

4.3.3 Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben

Als integraler Bestandteil des Platten-/Schrauben Verbundsystems ist die Verankerung und Haltekraft der Schrauben im Knochen der entscheidende Faktor für die kurz- und langfristige Bewegungsstabilität der Osteosynthesen (Claes et al. 1976). In allen getesteten Plattensystemen wurden selbstschneidende Schrauben, die nach einer Pilotlochbohrung entsprechenden Durchmessers inseriert wurden, verwendet. Neben dem Design (Locking vs. Non-Locking, Spitzenform - rund/ konisch mit/ ohne Schneidenut - cutting Flute) und der Dimensionen (Kopfdurchmesser und -höhe, Schaftlänge, Gewindep parameter Außen- und Kerndurchmesser, Gewindesteigung) der Schraube (Claes et al. 1976), die das Kontaktareal („Interface“) mit dem Knochen bestimmen, ist die Knochen-Quantität (Kortikalisdicke) und Qualität von vornehmlicher Bedeutung.

Im zahnlosen atrophischen Unterkiefer, bei verminderter Knochendichte oder Osteoporose, können die Befestigungsmöglichkeiten für die Schrauben reduziert sein (Maximaler Torque bzw. Anzugsmoment sind dann herabgesetzt) und es kann leicht zum Durchdrehen der Schrauben kommen (Claes und Hutzschenreuter 1975). Im Sawbone® Polyurethanschaum Unterkiefermodell bestehen dagegen keine Homogenitäts- und Dichteunterschiede des Verbindungspartners. Unter diesen konstanten Bedingungen konnten daher die Anzugs- und Lösemomente der in den verschiedenen

Plattenkonfigurationen applizierten Schrauben als Zielgrößen zur Beurteilung der Festigkeit der Schrauben-Knochen sowie der Schrauben-Platten Verbindung verwendet werden.

Die Messwerte wurden nach dem Eindrehen der Schrauben sowie nach Ende der Belastungssequenz durch Ausdrehen erhoben. Sie geben daher Auskunft über die initiale Haltekraft der Schrauben und deren Abnahme. Die Schraubenlockerung in jeder Testreihe lässt sich als prozentuale Differenz von Anzugs- und Lösemomenten ausdrücken. Auf die längerfristige Festigkeit des Schrauben-Knochen-Verbundes in vivo, wenn im weiteren Heilungsverlauf kombiniert mit Lockerungen und Deformation Resorptions- und Umbauprozesse (z.B. Osseointegration) einsetzen, sind durch die Messungen keine Informationen zu bekommen.

Die Untersuchungsergebnisse der Anzugs- (AM) und Lösemomente (LM) (vgl. 3.3 und Diagr. 3.3.1) werden nachstehend noch einmal in der Reihenfolge der Versuchsgruppen aufgeführt und ggf. kommentiert:

- Die Anzugs- und Lösemomente der konventionellen (Non-Locking) 2.0 mm Schrauben von 6 mm Länge (monokortikal, nach Pilotbohrung mit 1,6 mm Durchmesser) in den Pencilbone Platten (Versuchsgruppen 1-3 mit einer Schraubenanzahl von 10 bzw. 8 - vgl. 2.7.1.2.3) bewegen sich innerhalb der gesamten Testreihe auf sehr niedrigem Niveau (Median AM 0,1 Nm; Median LM 0,07 Nm). Die Messwerte in den drei Plattenvarianten unterscheiden sich kaum, die Differenzen zwischen Anzugs- und Lösemomenten sind gering. Die Ein- und Ausdrehmomente der kompressiven Schrauben in den Gleitlöchern auf Seiten des Zwischenstegs verhalten sich nicht anders als bei den neutral inserierten Schrauben in den übrigen Plattenlöchern (vgl. Anhang 3). Die über die Gleitlöcher in der Platte ausgeübte Kompression in Axialrichtung der Platte hat demnach keinen feststellbaren Einfluss auf die Haltekraft der Schrauben. Die Prozentsätze für die Schraubenlockerung in den drei Pencilbone Platten betragen ca. 30 % und ca. 36 %

- Die unidirektional winkelstabilen Synthes 2.0 Locking-Platten in allen drei Profilstärken wurden mit dem gleichen 2.0 mm Schraubentyp (Verblockungsgewinde unterhalb des Schraubenkopfs siehe 2.7.1.2.1) von 8 mm Länge (monokortikal, nach Pilotbohrung mit 1,5 mm Durchmesser) und der gleichen Schraubenzahl (12 Schrauben) fixiert.

Die Anzugs- und Lösemomente der Schrauben in den drei 2.0 Locking-Platten befinden sich auf einem ähnlichen Level (Mediane: AM 0,29 Nm - 0,32 Nm bzw. LM 0,11 Nm - 0,18 Nm), der sich deutlich von den konventionellen Schrauben gleichen Durchmessers in den Konstrukten mit Minikompressions- (Versuchsgruppen 1-3) und Miniadaptationsplattensystem (Versuchsgruppen 9 und 10) abhebt. Ein Zusammenhang der Anzugs- und Lösemomente mit der Profilstärke deutet sich tendenziell an, die Lage-Kenn-Größen konvergieren mit der Abnahme der Plattenprofile (Large Profile > Medium Profile > Small Profile) und die prozentuale Lockerung geht dementsprechend von ca. 62 % über ca. 53 % auf 40 % zurück.

- Zur Fixation der multidirektional winkelstabilen Medartis Aptus Hand Trilock Gitterplatten (Versuchsgruppe 7) wurden 1.5 mm Trilock Schrauben (Schraubenkopf mit spezieller Formgebung zur sphärischen 3-Punkt Keilverblockung, vgl. Kap. 2.7.1.2.2) von 8 mm Länge (monokortikal, nach

Pilotbohrung mit 1,1 mm Durchmesser) verwendet. Alle Löcher der zweireihigen Gitterplatte (insgesamt 12 Schrauben) wurden besetzt. Infolge des kleineren Durchmessers der Trilock Schrauben liegen die Anzugsmomente im Median (Median AM 0,27 Nm) geringfügig unter den Schrauben der drei unidirektional winkelstabilen 2.0 Locking-Plattenformate, die Spannweite der Box- Whisker- Plots ist jedoch deutlich größer (Diagr. 3.3.1). Die Lösemomente der 1.5 Trilock Schrauben (Median AM 0,27 Nm) entsprechen etwa den Messwerten der Schrauben in den 2.0 Medium Profile Platten. Die Lockerung beträgt ca. 48 %.

- Die 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) wurden mit konventionellen 1.3 Schrauben von 7 mm Länge (monokortikal, nach Pilotbohrung mit 1,0 mm Durchmesser) befestigt. Die Gesamtzahl der Schrauben in der Doppel Y-Platte und der Grid Platte betrug 10 (vgl. 2.7.1.2.3). Die Anzugs- und Lösemomente der 1.3 Schrauben sind mit 0,08 Nm bzw 0,02 Nm die geringsten innerhalb der gesamten Studie. Der Prozentsatz der Schraubenlockerung beläuft sich auf ca. 75 %.

- Bei den Schrauben in den laterobasal angebrachten Synthes 2.0 Mandibular 6-Loch Platten mit Steg (Versuchsgruppe 9) handelte es sich um konventionelle 2.0 Schrauben von 8 mm Länge (monokortikal, nach Pilotbohrung mit 1,5 mm Durchmesser). Sämtliche Plattenlöcher wurden mit Schrauben besetzt (Schraubenzahl 6). Während die Anzugsmomente dieser Schrauben eine ähnliche Größenordnung (Median AM 0,32 Nm) wie die Schrauben in den 2.0 Locking-Platten erreichen, ist der Wertebereich der Lösemomente (Median LM 0,07 Nm) weitgehend deckungsgleich mit den Schrauben der Pencilbone Platten. Mit einer Lockerung von 78 % weisen die 2.0 Schrauben den Höchstwert im Gesamtversuch auf.

- Die nach Champy Prinzipien crestal in der Zugzone applizierten Synthes 2.0 Mandibular 4-Loch Platten (Versuchsgruppe 10) wurden mit konventionellen 2.0 Schrauben von nur 5 mm Länge (monokortikal, nach Pilotbohrung mit 1,5 mm Durchmesser) fixiert (Schraubenzahl 4). Die Anzugsmomente dieser 5 mm langen Schrauben (Median AM 0,22 Nm) sind kleiner als bei den 8 mm langen Schrauben. In der Gesamtversuchsreihe befinden sich die Anzugsmomente der 5 mm langen 2.0 Schrauben in mittlerer Höhe zwischen den 2.0 Schrauben (Locking und Non-Locking) von 8 mm Länge und den 6 mm langen Non-Locking 2.0 Schrauben in den Pencilbone Platten. Die Lösemomente der 5 mm langen 2.0 Schrauben erstrecken sich über einen etwas ausgedehnteren Bereich wie die 2.0 Schrauben von 8 mm Länge, der Median (0,11 Nm) liegt jedoch niedriger und ist mit dem Median der Lösemomente der 2.0 Locking-Schrauben in den Small Profile Platten identisch. Die Lockerung der Non-Locking 2.0 Schrauben von 5 mm Länge liegt bei ca. 50 %.

- Die Synthes 2.4 Rekonstruktions 12-Loch Platten (Versuchsgruppe 11) wurden mit konventionellen 2.4 Schrauben bikortikal angebracht. Die Länge der Schrauben variierte je nach der bucco-lingualen Stärke des Unterkiefermodells zwischen 10 mm, 12 mm und 14 mm. In die osteotomiespaltnahen mittleren vier Plattenlöcher wurden keine Schrauben inseriert und nur die Endabschnitte der Platte mit je vier Schrauben versehen (Gesamtzahl Schrauben = 8). Die Bandbreite bzw. die Box- Whisker- Plots der Anzugs- und Lösemomente dieser konventionellen 2.4 Schrauben ist größer als bei den

konventionellen 2.0 Schrauben von 8 mm Länge (Versuchsgruppe 9), der Medianwert der Anzugsmomente liegt jedoch mit 0,3 Nm (versus 0,32 Nm) geringfügig niedriger und der Medianwert der Lösemomente mit 0,1 Nm (versus 0,07 Nm) leicht höher. Im Vergleich zur gesamten Versuchsreihe sind die Anzugsmomente der konventionellen 2.4 Schrauben auf dem gleichen Niveau einzuordnen wie die Schrauben in den 2.0 Locking-Platten. Die Lösemomente der 2.4 Non-Locking Schrauben fallen in ähnliche Bereiche wie die der konventionellen 2.0 Schrauben von 5 mm Länge, wie die Schrauben der 2.0 Small Profile Locking-Platten, die 1.5 Trilock Schrauben in den Medartis Aptus Hand Gitterplatten sowie die der 2.0 Schrauben von 6 mm Länge in den Pencilbone Platten. Die Lockerung der 2.4 Schrauben nach einer Belastungssequenz erreicht ca. 66 %.

- Die Synthes 2.4 UniLOCK Rekonstruktions 12-Loch Platten (Versuchsgruppe 12) wurden nach gleichen Muster bikortikal befestigt wie die konventionellen 2.4 Rekonstruktionsplatten jedoch mit 2.4 Locking-Schrauben (Schraubenzahl 8). Die Synthes 2.4 Locking-Schrauben besitzen die höchsten Anzugs- und Lösemomente in der gesamten Testreihe (Median AM 0,6 Nm; Median LM 0,28 Nm), die Schraubenlockerung nach der Belastungssequenz beläuft sich auf ca. 53 %.

4.3.3.1 Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben im Gesamtklassament der Systeme - Inferenz Statistik

Nach der Inferenzberechnung im linearen gemischten Modell (Tab. 3.3.2a und 3.3.2b) lassen sich die Versuchsgruppen nach der Höhe der Anzugsmomente in drei aufsteigenden und nach den Lösemomenten in fünf aufsteigenden Rangstufen sortieren. Wie in der Auswertung zuvor (Kap. 4.2.1) überschneiden sich die 95 %- Konfidenzintervalle der mittleren Schätzer (LS-means) in den einzelnen Rangstufen, d.h. die Versuchsgruppen unterscheiden sich nicht signifikant. Von Rang zu Rang sind die Unterschiede jedoch signifikant, da keine Überschneidungen der 95 %-Konfidenzintervalle vorliegen.

Nach der Übersichtsgrafik (Diagr. 3.3.1) und nach den LS-means (Tab. 3.3.2a) liegen die Anzugsmomente der 7 mm langen 1.3 Non-Locking-Schrauben in den Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (Versuchsgruppe 8) zusammen mit den 6 mm langen 2.0 Non-Locking-Schrauben der Pencilbone Platten (Versuchsgruppe 1 < 2 < 3) auf der niedrigsten Rangstufe (Rang 1). In einem großen Feld auf Rangstufe 2 folgen die Anzugsmomente der Schrauben von insgesamt 7 Plattenkonfigurationen bzw. Versuchsgruppen. Die ersten drei Plätze werden von den 5 mm langen Non-Locking-Schrauben der Synthes 2.0 Mandibular 4-Loch Platten in crestaler Anordnung und von den 8 mm langen 2.0 Locking-Schrauben in den Synthes 2.0 UniLOCK Platten im Small und Large Profile Format eigenommen. In der Mitte der 7 Plätze finden sich die Anzugsmomente der 2.4 Non-Locking-Schrauben aus den Synthes 12-Loch 2.4 Rekonstruktionsplatten (Versuchsgruppe 11). Die drei nächsthöheren Plätze innerhalb von Rangstufe 2 werden von den 8 mm langen Non-Locking 2.0 Schrauben in den laterobasal angebrachten Synthes 2.0 Mandibular 6-Loch Platten mit Steg (Versuchsgruppe 9), den 8 mm langen 2.0 Locking-Schrauben in den Synthes 2.0 UniLOCK Platten im Medium Profile Format und von den 6 mm langen 1.5 Trilock Schrauben in den Medartis Aptus Hand Trilock Gitterplatten belegt. Auf dem höchsten Rang (Rang 3) stehen die Anzugsmomente der 2.4 Locking-Schrauben.

Bei den Löse- bzw. Ausdrehmomenten liegen die 1.3 Non-Locking-Schrauben aus den Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung ebenfalls auf dem untersten Rang 1. Den Rang 2 teilen sich wiederum in einem großen Feld die Schrauben aus 7 Plattenkonfigurationen.

In aufsteigender Reihenfolge sind dies die 2.0 Non-Locking-Schrauben der Pencilbone Platten (Versuchsgruppe $2 < 3 < 1$), die 2.0 Non-Locking-Schrauben in den laterobasal angebrachten Synthes Mandibular 6-Loch Platten, die 5 mm langen 2.0 Non-Locking-Schrauben der Synthes Mandibular 4-Loch Platten in crestaler Anordnung, die 2.4 Non-Locking-Schrauben in den Rekonstruktionplatten und die 2.0 Locking-Schrauben in den Synthes 2.0 UnLOCK Platten im Large Profile Format. Dem Rang 3 sind die 1.5 Trilock Schrauben in den Medartis Aptus Hand Trilock Gitterplatten und die 2.0 Locking-Schrauben in den Synthes 2.0 UniLOCK Platten im Medium Profile Format zuzuordnen. Auf der zweithöchsten Rangstufe (Rang 4) stehen die 2.0 Locking-Schrauben in den Synthes 2.0 UniLOCK Platten im Small Profile Format. Auch bei den Lösemomenten erreichen die 2.4 Locking-Schrauben wieder die höchste Rangstufe (Rang 5).

Vergleichend betrachtet sind die Schraubenanzugs- bzw. Lösemomente der Synthes 2.4 Locking-Schrauben etwa 7 bzw. 14 Mal größer als bei den Synthes 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung.

Im Gesamtklassement haben die Schrauben der fünf Locking-Plattensysteme fast immer höhere Anzugs- und Lösemomente als die Non-Locking-Schrauben. Nur bei den Anzugsmomenten gibt es zwei Ausnahmen: die 8 mm langen 2.0 Non-Locking-Schrauben in den laterobasal angebrachten Mandibular 6-Loch Platten und die 2.4 Non-Locking-Schrauben in den Rekonstruktionsplatten. Bei den Lösemomenten befinden sich alle Locking-Schrauben Systeme auf den höchsten Rangplätzen bzw. Rangstufen.

Winkelstabile Platten erhöhen aufgrund der Lastübertragung im Verbundsystem die Primärstabilität von Osteosynthesen (z.B. Haug et al. 2002, Gutwald et al. 2003, Alpert et al. 2003, Egol et al. 2004, Ribeiro-Junior et al. 2010, Claes 2011). Essentiell in diesem Transfermechanismus ist die Schrauben-Platten Verbindung, deren Festigkeit über die Anzugs- und Lösemomente der Schrauben eingeschätzt werden kann. Dementsprechend deutet sich die erhöhte Stabilität winkelstabiler Montagen auch in unseren Versuchsreihen beim Vergleich der Anzugs- und Lösemomente der Locking und Non-Locking Schrauben in den 2.4 Rekonstruktionsplatten (Tab. 3.3.2a und 3.3.2b) an, d.h. in den beiden (Makro-) Referenzsystemen für das gesamte Versuchsvorhaben.

Einschränkend ist jedoch zu sagen, dass die Haltekraft (Torque) der Locking-Gewindegänge bei Verblockung in der Platte nicht direkt mit dem Torque beim Anpressen einer Platte auf dem Unterkiefermodell zu vergleichen ist.

In einer in vitro Studie am Rinder – Rippen - Kragbalken - Modell (Sikes et al. 1998 - Versuchsaufbau analog zu Sikes et al. 2000, vgl. Kap. 1.3) wurde in diesem Zusammenhang der Nachweis geführt, dass mit Locking-Schrauben in Rekonstruktionsplatten-Systemen nach Osteotomien (mit Apposition der Segment- und Fragmentenden zur Fraktursimulation) auch mit einer kleineren Zahl von bikortikalen Locking-Schrauben pro Segment (2 versus 4) keine signifikant höhere Stabilität („Resistance to displacement“) erzielt werden konnte als mit konventionellen Schrauben. Dies wurde

dem ausreichenden ‚bony buttressing‘ in diesem Rippenmodell (Vertikalhöhe 4.2 bis 4,4 cm) zu geschrieben. Ein signifikanter Stabilitätszuwachs durch die bikortikalen Locking-Schrauben war erst bei Defektüberbrückungen von 1 cm Größe nachweisbar:

Zwei Locking-Schrauben pro Segment leisteten bei Lasteinleitung bis 100 N deutlich mehr Widerstand gegen die Deformation als zwei konventionelle Schrauben. Bei Verwendung von vier Schrauben ergab sich auch in der Defektsituation wiederum keine signifikant höhere Stabilität für das Locking-System. Mit einer Zahl von vier 2.7 Non-Locking-Schrauben pro Segment soll nach einer anderen in vitro Versuchsreihe an Rinderrippen (Höhe 15 – 20 mm, Breite 8 – 18 mm) die größtmögliche Stabilität von Rekonstruktionsplatten erreicht sein (Haug 1993). Die Insertion von mehr Schrauben soll keine weitere Erhöhung der Stabilität bewirken. Die beiden 2.4 Rekonstruktionsplatten in winkelstabiler und konventioneller Montage der hier vorliegenden Studie wurden mit vier Schrauben auf jeder Seite der Osteotomie fixiert. Möglicherweise fungieren die konventionellen Rekonstruktionsplatten mit insgesamt acht Schrauben und unter den Versuchsbedingungen mit einer Maximalbelastung von 60 N noch wie ein Verbundsystem (Egol et al. 2004), weshalb sich die Stabilität gegenüber der winkelstabilen Fixation nicht signifikant unterscheidet (vgl. 4.3.2 und 4.3.2.1). Die Anzugsmomente der Locking-Schrauben mit einem Durchmesser von 2.0 mm (2.0 UniLOCK Platten aller Profilstärken) und 1.5 mm (Aptus Trilock Hand Gitterplatte) unterscheiden sich zwar nicht signifikant von den Messwerten der konventionellen 2.4 Schrauben, jedoch gilt auch hier, dass der Torque von Locking-Schrauben als Indikator für die Haltekraft der Schrauben- Platten Verbindung nicht direkt mit dem Torque von konventionellen Schrauben als Schrauben-Knochen Verbindung gleichgesetzt werden darf. Die Bandbreite der Anzugsmomente bei den 1.5 Trilock Schrauben ist weitgefächert (vgl. Box-Whisker- Plots, Diagr. 3.3.1), liegt aber nach der Größe der LS-means im Gesamtklassement an der Spitze des zweithöchsten Rangs über den 2.0 Locking-Schrauben und direkt unter der 2.4 Locking-Schrauben. Bei einem Schraubendurchmesser von nur 1.5 mm und 7 mm Länge kann nur die Überlegenheit der sphärischen 3-Punkt Keilverblockung für das vergleichsweise hohe Anzugsmoment der Trilockschrauben verantwortlich sein. In der Gesamtreihe nehmen die Anzugsmomente der konventionellen Schrauben tendenziell mit dem Anstieg von Durchmesser und/oder Länge zu. Dabei liegen die 1.3 Schrauben (Länge 7 mm) ganz unten im Ranking, gefolgt von den 2.0 Schrauben in den Pencilbone Platten (Länge 6 mm) und den Synthes 2.0 Schrauben in den laterobasal angebrachten 6-Loch Mandibular Platten (Länge 8 mm). Die Synthes 2.0 Schrauben aus den crestal applizierten 4-Loch Mandibular Platten mit einer Länge von nur 5 mm schließen sich an die Pencilbone Platten an und passen daher nicht ganz in dieses Schema.

Beim Eindrehen selbstschneidender Schrauben wird der Raum zwischen Bohrloch und Schraubenkern (im Bereich der Gewindefurchen - ‚inner thread groove area‘) durch feinste Partikel aufgefüllt und verdichtet (Löhr et al. 2000, Gausepohl et al. 2001). Das verbessert den Kontakt zwischen Schraubengewinde und Knochen und führt zu einem höheren Anzugsmoment (Phillips und Rahn 1989, Bähr 1990, 1992, Hess et al. 1991, Bähr und Lessing 1992, Ellis und Laskin 1994).

Die Lösemomente der Locking-Schrauben mit einem Durchmesser von 2.0 mm (2.0 UniLOCK Platten aller Profilstärken) und 1.5 mm (Aptus Trilock Hand Gitterplatte) liegen alle über den Messwerten der konventionellen 2.4 Schrauben (siehe oben und Tab. 3.3.2a). Dabei sind die Lösemomente der 1.5

Trilockschrauben auf dem gleichen Niveau wie bei den 2.0 Locking-Schrauben der Medium Profile UniLOCK Platten und signifikant höher als bei den 2.0 Locking-Schrauben der Large Profile UniLOCK Platten, was vermutlich aus der hohen Anfangsstabilität des Platten-Schrauben Verbundes und dem besonders resistenten Verblockungsmechanismus resultiert. Die Lösemomente im Non-Locking-Schrauben-Kollektiv steigen, wie die Eindrehmomente, mit zunehmendem Durchmesser und/oder der Länge der Schrauben.

Aus der Reihe fallen wiederum die Synthes 2.0 Schrauben aus den crestal applizierten 4-Loch Mandibular Platten, die trotz einer Länge von 5 mm hier den höchsten Rang belegen. Das hohe Lösemoment dieser relativ kurzen 2.0 Schrauben in den crestal nach Champy Prinzipien angebrachten Miniplatten reflektiert deren biomechanisch äußerst günstige Platzierung in der Zugzone der wenig atrophischen Mandibula und korreliert mit dem guten Ranking in den Stabilitätsuntersuchungen (vgl. Tab. 3.2.1 und 3.2.1b Kap. 4.3.2.1).

Während die Höhe der Schraubenanzugsmomente von der haptischen Wahrnehmung des Operateurs zu Ende des Eindrehvorgangs, und letztendlich von der individuellen Einschätzung abhängt (Hilscher 2008), stehen die Lösemomente in Wechselbeziehung mit den Bewegungen zwischen Platte, Schrauben, Knochenoberfläche und Knocheninnerem während der Belastungssequenz und damit von Lockerungsvorgängen (Schatzker et al. 1975).

Die Prozentsätze für die Schraubenlockerung in den hier getesteten Plattensystemen folgen keinen ersichtlichen Gesetzmäßigkeiten. Bemerkenswert sind die niedrigen Prozentsätze bei den 2.0 Non-Locking-Schrauben der Pencilbone Platten (30 % bzw. 36 %), die den exzessiv hohen Lockerungen bei den 1.3 Non-Locking-Schrauben der Miniadaptationsplatten (Versuchsgruppe 8) (mit 75%) und den 2.0 Non-Locking-Schrauben in den laterobasal angebrachten Synthes Mandibular 6-Loch Platten (Versuchsgruppe 9) (mit 78 %) gegenüberstehen. Werden die Schrauben der Pencilbone Platten (Lockerung 30 % bzw. 36 %) ausgeklammert, findet sich als Trend, dass Locking-Schrauben insgesamt geringere prozentuale Lockerungswerte aufweisen als die Non-Locking-Schrauben.

Für die Schrauben Lockerung sind Scher-, Biege- und Rückstellkräfte verantwortlich. Bei Locking-Platten werden diese Kräfte innerhalb des Verbundsystems auf alle inserierten Schrauben des Konstrukts verteilt und die Belastung konzentriert sich nicht in gleichem Maße auf die Schrauben nahe des Osteotomie- bzw. Frakturspalts wie bei Non-Locking-Konstrukten, die auf der Zugseite angebracht sind (Egol et al. 2004).

In einer FEA- Simulation von unilateralen Frakturen im Korpusbereich der atrophischen humanen Mandibula, die mit Miniplatten in einer Einfach- oder Doppelanordnung fixiert wurden, war dementsprechend die höchste kompressive Belastung in der knöchernen Umgebung am Hals der mittleren Osteotomiespaltnahen Schrauben zu festzustellen (Sugiura et al. 2009, näheres vgl. Kap. 1.3).

Morphologisch bewirken die Mikrobewegungen der Schrauben eine Destruktion der Gewindgänge innerhalb des umgebenden Knochens bzw. des Verbundpartners in Form von Materialbrüchen und Mikrorissen (im Bereich der Gewindeflanken), die ggf. weiter fortschreiten und die Stabilität eines ganzen Platten Schrauben-Knochen-Konstrukts gefährden können. Vorschädigungen des

Knochenlagers („Chipping“) können bereits durch Überbohrungen oder Winkelabweichungen der Pilotbohrlöcher von der Drehachse bei der Insertion selbstschneidender Schrauben auftreten (Vangness et al. 1985, Bähr et al. 1989). Die Durchmesser der Pilotbohrung und der Schrauben müssen außerdem aufeinander abgestimmt sein (Heidemann et al. 1998, 2001).

Bei der histologischen Untersuchung des Schrauben-Knochen-Interface in der Mandibula von Hunden fanden sich zwei Wochen postoperativ nach Anbringen von 2.0 Miniplatten zur Fixation von Unterkieferosteotomien nekrotische Knochenareale mit Hinweisen auf multiple Sprünge („cracks“) und Mikrofrakturen, die sich bei Kontrollen nach der 6. und 12. postoperativen Woche im Begriff der Konsolidierung befanden (Dos Santos et al. 2007). Diese Mikrofrakturen wurden einerseits als negative Folge einer hohen Belastung des Knochens beim Eindrehen der Schrauben, andererseits aber auch als unabdingbar zum Erreichen einer adäquaten Verankerung betrachtet. Zur Prävention einer bindegewebigen oder knorpeligen Verankerung der Schrauben darf das Eindrehmoment das Durchdrehmoment jedoch keinesfalls überschreiten (Claes und Hutzschenreuter 1975).

4.4 Synopsis – Ergebnisse und Auswahl von Plattensystemen unter ‚Downsizing‘- Aspekten

Für den Erfolg einer Frakturversorgung im zahnlosen atrophen Unterkiefer hat die Biomechanik vordringliche Bedeutung. Die Festigkeit von Osteosynthesen muss mit einer Dauerbelastung solange kompatibel sein, bis über einen kontinuierlichen Prozess aus Zell- bzw. Gewebeproliferation und Differenzierung eine ausreichende Reossifizierung eingetreten ist. Eine langstreckige Überbrückung der Frakturzone mit Makroplatten oder Load bearing Platten (i.d.Regel Rekonstruktionsplatten, nach Müller et al. [2011] aber auch Universal Frakturen Platten) gilt nach wie vor als ‚Goldstandard‘ für eine primäre Funktionsstabilität und die sofortige und uneingeschränkte Mobilisation (Spiessl et al. 1971, Spiessl 1975, Kunz et al. 2001, Madsen et al. 2011). Die atrophe Mandibula kann bei Load bearing Osteosynthesen mit massiven Rekonstruktionsplatten in krassem Missverhältnis zu Größe und Ausdehnung des Hardwarematerials stehen, weshalb der Begriff ‚Overengineering‘ zum Synonym für diese Frakturbehandlungen geworden ist.

Die Diskussion, in welcher Dimensionierung und Konfiguration ein ‚Downsizing‘ der Hardware zur Stabilisierung von Frakturen im zahnlosen atrophen Unterkiefer in Frage kommt, ist bisher nicht abgeschlossen. Empfehlungen zur Individualisierung der Behandlungsstrategien sind nicht neu (z.B. Thaller 1993, Nasser et al. 2007, Aziz und Najjar 2009) und beziehen sich regelmäßig auf die Atrophieklassen nach Luhr als wesentliche Richtschnur für ein differenziertes Stufenkonzept (Wittwer et al. 2006). Dabei taucht immer wieder die traditionelle AO Formel auf: je niedriger die Restknochenhöhe, desto stärker und länger die zu verwendende Osteosynthese-Platte (vgl. Kap. 1.2.1, Prein 1995), um mit diesem procedere dem Zusammenhang zwischen Konsolidierungsstörung und ungenügender Primärstabilität mit fortschreitender Abnahme der Vertikalhöhe der Mandibula zu begegnen (Bruce und Strachnan 1976, Bruce und Ellis 1993). Die Übertragung des Load sharing Konzepts mit einer singulären Miniplatte nach den Champy Prinzipien auf die Fraktursituation im atrophen Unterkieferkorpus (Pape et al. 1999, Mugino et al. 2005) war gedanklich über lange Zeit mit diesen Vorstellungen einer rigiden Fixierung nicht in Einklang zu bringen, weil die absolute interfragmentäre Immobilisation als der Schlüssel zu einer erfolgreichen Frakturheilung angesehen

wurde. Als Konsequenz wurde in Stabilitätsuntersuchungen am in vitro Modell die Leistungsfähigkeit von lateral an Rinderrippen angebrachten Miniplatten und Rekonstruktionsplatten bei abnehmender Vertikalhöhe der atrophen Mandibula verglichen, die sich zugunsten der Makroplatten entschied (Sikes et al. 2000, vgl. Kap. 1.3). In einer FEA-Simulation wurde die Frakturversorgung bei unilateralen Frakturen im atrophen Unterkiefer mit Miniplatten in einer Doppel-Anordnung als vorteilhaft gegenüber singulären Miniplatten eingeschätzt (Sugiura et al. 2009).

Erst mit dem Paradigmenwechsel von der rigiden zu einer ‚biologischen internen Fixierung‘ (Claes et al. 1997, Perren 2002) setzte das Verständnis für das Load sharing mit einer flexiblen Stabilisation und die besonderen Eigenschaften der Fixateur interne bzw. winkelstabilen Systeme ein.

Die neuartigen winkelstabilen Fixateure für Unterkieferfrakturen sehen zwar aus wie herkömmliche Osteosyntheseplatten, sie funktionieren bei der Kraftübertragung und Stabilisierung aber grundsätzlich anders (Perren 2002, Egol et al. 2004, siehe oben Kap. 4.3.2 und 4.3.3). Über Frakturversorgungen mit winkelstabilen internen Systemen im zahnlosen atrophen Unterkiefer wurden bisher klinische Erfahrungen aus mehreren kleinen Fallsammlungen oder kasuistischen Beispielen publiziert (Gutwald et al. 2003, Alpert et al. 2003, Ellis und Price 2008, Tiwana et al. 2009, Madsen et al. 2009, van Sickels und Cunningham 2010, Müller et al. 2011). Unter den in vitro Studien zur Frakturbehandlung im atrophen Unterkiefer (vgl. Kap. 1.3) fanden lediglich winkelstabile Makroplattensysteme (Synthes UniLOCK Reko Platte), die mit 2.4 Locking-Schrauben zum Stabilitätsvergleich entweder an der Lateralfäche oder basal entlang des Mandibularbogens angebracht wurden (Madsen und Haug 2006) Berücksichtigung. Die Leistungsfähigkeit von Locking-Rekonstruktionsplatten bei segmentalen Defektsituationen im Unterkiefer wurde mehrfach in FEA Analysen überprüft (z.B. Maurer 2001, Knoll et al. 2006, Kimura et al. 2006, Schuller-Götzburg et al. 2009, Nagasao et al. 2010), für Frakturversorgungen bei Zahnlosigkeit und Atrophie sind neben den Miniplatten (Sugiura et al. 2009) bisher aus der Plattengeneration des letzten Jahrzehnts nur die Pencilbone Minikompressionsplatten (Medartis Modus Trauma 2.0) untersucht (Blume et al. 2003). Unter dem Aspekt, eines ‚Downsizings‘ der Makroplattendimensionen wurden in der vorliegenden Studie an Unterkiefermodellen mit geringgradiger Atrophie (Luhr Klasse I) neben diesen Pencilbone Minikompressionsplatten insgesamt fünf Locking-Plattenvarianten und vier konventionelle Plattenkonfigurationen getestet. Den Maßstab am ‚oberen Ende der Skala‘ bildeten 2.4 Rekonstruktionsplatten in konventioneller und winkelstabiler Montage, andererseits waren die aufgrund klinischer Erfahrungswerte (Bruce und Ellis 1993) als zu schwach diskreditierten 4-Loch 2.0 Miniplatten (Madsen et al. 2011) in crestaler Applikationsweise (nach Champy) über dem Unterkieferkorpus zum Vergleich vom ‚unteren Polende‘ vorgesehen.

Die im Fokus der vorliegenden Testreihen stehenden Belastungsversuche (Kap. 4.3.1, Diagr. 3.2.3.1 und 3.2.3.2; Tab. 3.2.3.1b und Tab. 3.2.3.2b) liefern die Basis für eine Vorauswahl von Osteosynthese Systemen, die zum ‚Downsizing‘ bei Frakturen im Luhr Klasse I Unterkiefer geeignet erscheinen. Entgegen allen Erwartungen stehen dabei zunächst nicht die größenreduzierten winkelstabilen Systeme mit hoher Materialsteifigkeit im Vordergrund, sondern die eigentlich nur zu Vergleichszwecken mituntersuchten crestal befestigten 4-Loch 2.0 Miniplatten sowie die grazilen 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung, beide mit konventioneller Verschraubung. Die der Makroplattenreferenz ähnlichen oder sogar leicht höheren Stabilitätskurven dieser beiden 2.0 bzw. 1.3 Miniplatten sind jedoch nicht allein der biomechanisch vorteilhaften Lokalisation auf der Zugseite der

Osteotomien bzw. der 3D Konfiguration zu verdanken. Einfluss auf die Auslenkung im Osteosynthespalt hat auch die Messanordnung mit direkter Nähe der Miniplatten zum Wegaufnehmer am Cranialrand des Kiefermodells, womit die tatsächliche Leistungsfähigkeit der Platten in nicht quantifizierbarem Maße relativiert wird.

Die Deformations-Belastungskurven der unidirektionalen 2.0 Locking-Platten in Intermediärformaten (Medium und Large Profile), die multidirektional winkelstabilen Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 und die Pencilbone 8-Loch Minikompressionsplatten unterscheiden sich kaum, so dass diese Platten aus dem Blickwinkel der Primärstabilität als etwa gleichwertige Optionen für ein ‚Downsizing‘ einzuschätzen sind.

Da es zuverlässige normative Werte für noch tolerierbare Zunahmen der Osteosynthespaltbreiten nicht gibt und wie in den Untersuchungen von Madsen und Haug (2006) deshalb nur auf Bezüge zur Höhe der physiologischen Kaukräfte im zahnlosen atrophischen Kiefer zurückgegriffen werden kann (vgl. Kap. 4.2.3), fällt es schwer, den Grenzbereich der Stabilität in den vorliegenden Versuchsreihen nach unten definitiv abzustecken. Die statistisch signifikanten Stabilitätsunterschiede der 2.0 UniLOCK Small Profile (Cranialrand und Lingualseite) und der lateral angebrachten 6-Loch 2.0 Platte mit Steg (Cranialrand) zu den anderen Platten sprechen jedoch dafür, dass sie als Kandidaten für ein ‚Downsizing‘ ausscheiden. Da auch die Pencilbone 10-Loch Minikompressionsplatten mit 12 mm Steg bei höheren Belastungsstufen den interfragmentären Relativbewegungen nur vergleichsweise wenig entgegenzuwirken vermögen, erscheint auch diesen gegenüber Skepsis angebracht, sodass auch sie vorsichtshalber hier nicht weiter in Betracht gezogen werden.

Nach dem Stabilitätsvergleichstest geht ein Sortiment von 7 Plattensystemen in die engere Wahl für ein ‚Downsizing‘ und in eine abschließende Bewertung auf der Grundlage der übrigen Parameter dieser Studie sowie von Literaturvergleichen ein.

Die initialen Osteosynthespaltbreiten (Kap. 3.1 und 4.3.1), die auf das technische Handling der Osteosynthesysteme sowie die Adaptationsgenauigkeit der Segment- (Fragment-) enden an drei Punkten der Frakturebene und die Aufrechterhaltung der Reposition rückschließen lassen, erreichten bei den Makroplatten, unabhängig von der konventionellen oder winkelstabilen Montage, die höchsten, d.h. ungünstigsten Wertebereiche im Gesamtklassement (Diagr. 3.1.2.a, b und c). Auch die höchsten Spaltbreiten lagen dabei jedoch immer unter 1 mm. Nach Tierexperimenten an Schafstibiae werden Frakturspalten von 1 mm sehr schnell von Kallus überbrückt wobei ‚interfragmentäre Bewegungen von bis zu einer Größe von 31 % der Spaltbreite die Kallusbildung und die Biegesteifigkeit im Heilungsgebiet verbesserten, die bei einer initialen Spaltbreite von 2 mm und flexibler Fixation bereits wieder abnahm (Claes et al. 1997, 2000). Vorteile der Locking-Rekonstruktionsplatten auf die Größe der initialen Osteosynthespaltbreite durch eine Vermeidung von Sekundär-Dislokationen waren in den vorliegenden Untersuchungen jedoch nur bei der Distanzmessung an der Lingualfläche festzustellen. Bekanntlich ist es technisch anspruchsvoller, Makroplatten der Knochenoberfläche exakt anzubiegen als Mini- oder Intermediärplattenformate, dafür sollen Makroplatten die ungenaue Adaptation durch größere Rigidität und Stabilität des Gesamtkonstrukts kompensieren. Die niedrige Adaptationsgenauigkeit der Osteosynthespalten gestattet keine sinnvolle Verwendung der Makroplatten als Maßstab für das verbliebene ‚Downsizing‘-Plattenkollektiv aufgrund dieses Parameters. Die Güte der Adaption durch die einzelnen Platten aus

diesem Kollektiv lässt sich besser im Vergleich mit kleindimensionierten Platten einschätzen, wozu sich nach dem Ausscheiden der laterobasal angeordneten 6-Loch 2.0 Miniplatte mit Steg nur noch die crestal applizierte 4-Loch 2.0 Miniplatte anbietet. Zu beachten ist die Lagebeziehung der Platten in direkter Nähe zu den Messorten, weil diese die betreffenden Osteosynthesespaltbreiten minimiert. Die crestal applizierte 4-Loch 2.0 Miniplatte selbst weist dementsprechend an der vestibulär crestalen Messstelle und der lingualen Messstelle geringere Spaltbreiten auf als vestibulär basal, wo vermehrt ein ‚splaying‘ zu beobachten war. Bei Durchsicht der Ranglisten (Tab. 3.1.1, 3.1.2 und 3.1.3) zeigt sich, dass sich bei vestibulär basaler Messung die Spaltbreiten der 4-Loch 2.0 Miniplatte zusammen mit der 1.5 Aptus Trilock Hand Gitterplatte nur auf Rang 3 befinden, während alle anderen (lateral bzw. basal lokalisierten) Platten aus dem ‚Downsizing‘-Kollektiv auf den Rangplätzen davor zu suchen sind: auf Rang 1 alle drei Pencilbone Minikompressionsplatten, die Synthes 2.0 UniLOCK platten im Medium Profile und die 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung sowie auf Rang 2 die Synthes 2.0 UniLOCK Platten im Large Profile.

An den vestibulär crestalen und den lingualen Messstellen kehrt sich die Reihenfolge um: geringe bzw. fehlende Osteosynthesespalten lassen die 4-Loch 2.0 Miniplatte den Rang 1 einnehmen, die anderen Platten des ‚Downsizing‘-Kollektivs schließen sich in unterschiedlicher Reihenfolge an. An der vestibulär crestalen Messstelle liegen die 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung ebenfalls auf Rang 1, dann wechseln sich die multi- bzw. unidirektionalen winkelstabilen Plattenformate fast regelmäßig (Rang 2 - 1.5 Aptus Trilock Hand Gitterplatten; Rang 4 und 5: 2.0 UniLOCKplatten im Large und Medium Profile) mit den 8-Loch Minikompressionsplatten (Rang 3 – 2.0 Pencilbone 8-Loch Platten mit 6 mm Steg ; Rang 6 - 2.0 Pencilbone 8-Loch Platten mit 9 mm Steg) ab. An der lingualen Messstelle liegen die unidirektionalen winkelstabilen Systeme (Rang 2 - 2.0 UniLOCK Medium Profile ; Rang 4 - 2.0 UniLOCK Large Profile) zusammen mit den 1.3 Miniadaptationplatten in 3D Anordnung (Rang 3) auf den vorderen und die 8-Loch Minikompressionsplatten (Rang 7 - 2.0 Pencilbone 8-Loch Platten mit 9 mm Steg; Rang 9 - 2.0 Pencilbone 8-Loch Platten mit 6 mm Steg) gemeinsam mit den multidirektional winkelstabilen 1.5 Aptus Trilock Hand Gitterplatten (Rang 8) auf den hinteren Listenplätzen.

Über die ganze Osteotomie- (Fraktur-) Ebene gesehen lassen sich die Seg- (Frag-) mentenden mit allen Platten aus dem ‚Downsizing‘ Kollektiv immer auf der Seite des Unterkiefermodells gut adaptieren und dort in Kontakt halten, wo die Platten appliziert werden. Die vestibulär basalen bzw. die vestibulär crestalen Messstellen erlauben es demnach nicht, Defizite eines Plattensystems aufzudecken, was darin Bestätigung findet, dass die Ränge für die Osteosynthesespaltbreiten dieser Plattensysteme entweder gleichauf liegen bzw. sich die Rangordnung nivelliert, indem winkelstabile und (kompressiv)-konventionelle Systeme regelmäßig alternieren. Eine weitere Differenzierung der bis hierher zum Kreis für ein ‚Downsizing‘ zählenden Plattensysteme ist nur durch die Beurteilung der Osteosynthesespaltbreiten auf der plattenabgewandten Lingualseite möglich, denn potentielle Unterschiede aufgrund der Dimensionierung (Rigidität) und/oder biomechanischen Prinzipien können sich nur dort manifestieren. Auf der Lingualseite der Modelle erweisen sich die unidirektional winkelstabilen Systeme im Intermediärformat beim Schluss des Osteotomiespalts effektiver als die 8-Loch Pencilbone Minikompressionsplatten, sodass Zweifel entstehen, ob letztere tatsächlich geeignete Platten für ein ‚Downsizing‘ sein können. Genauso ergeben sich Bedenken für das

multidirektional winkelstabile System (1.5 Aptus Trilock Hand Gitterplatten), bei dem allerdings nicht ganz erklärlich ist, was zu den Dislokationen auf der Lingualseite geführt hat. Möglicherweise sind es Spreizeffekte durch die Schraubenanordnung in 2 Reihen bei gleichzeitig hoher Rigidität der Platte (Kap. 4.3.1). Besondere Beachtung kommt der Plattenapplikation in 3D Anordnung zu. Mit den 1.3 Doppel-Y Miniadaptationsplatten in Kombination mit der Gridplatte (Versuchsgruppe 8) sind trotz ihrer Graziilität über den gesamten Querschnitt der Osteotomieebene, d.h. an allen 3 Messorten, gute Adaptationswerte der Segmentenden und entsprechend niedrige Rangplätze für die initiale Osteosynthespalbreite zu verzeichnen. Der hohe Stellenwert von 3D Platten-Konfigurationen bei der Frakturversorgung im atrophien Unterkiefer wird von einer gerade publizierten retrospektiven klinischen Studie (EBM Level 4) unterstrichen (Melo et al. 2011). In einer Serie von 10 Patienten wurden 16 Frakturen im zahnlosen Unterkiefer mit unterschiedlichen Atrophiegraden operativ mit Osteosyntheseplatten versorgt. Bei 11 von 16 dieser Frakturen kamen dabei 2 Miniplatten in 3D Konfiguration (crestal und basal Raumebenen im rechten Winkel) und bei 5 Frakturen lediglich eine 2.4 Makroplatte zur Anwendung (Luhr Klasse I n = 6 Frakturen / 4 x 2 Miniplatten in 3D; Luhr Klasse II n = 5 Frakturen / 3 x 2 Miniplatten in 3D; Luhr Klasse III n = 6 Frakturen / 5 x 2 Miniplatten in 3D). In der gesamten Serie traten keine knöchernen Konsolidierungsstörungen und keine Plattenbrüche auf. Bei einer der Makroplatten (bei bilateraler Fraktur im Luhr Klasse III Unterkiefer), kam es aber zu Infektion, Fistelbildung nach extern und Plattenexposition. Weitere Probleme entstanden, weil die Makroplatten subkutan palpabel waren und sie die Tiefe des bukkalen Vestibulums einschränkten, was die Wiedereingliederung von Totalprothesen behinderte. Die Autoren betrachten die 3D Orientierung und die geringe Dimensionierung der Miniplatten als die entscheidenden Faktoren für die Stabilität und das Fehlen von Komplikationen bei dieser Versorgungsvariante. Dass der biomechanische Vorteil von Mehrplattenkonstrukten von der Knochenhöhe („bony buttressing“) sowie von der Größe des räumlichen Abstands der Platten untereinander abhängt (Sikes et al. 2000, Ellis 2004, Choi et al. 2005, vgl. Kap. 1.3) ist bei der Frakturversorgung von Unterkiefern mit hohem Atrophiegraden einzukalkulieren (Ellis und Price 2008).

Außer von der Adaptionsgenauigkeit der Fraktur- bzw. Segmentenden und der Rigidität der Osteosyntheseplatten wird die Stabilität eines Knochen - Plattenosteosynthese - Konstrukts im Wesentlichen von der Implantat-Knochenverbindung über die Schraubenverankerung bestimmt. Die Anzugs- und Lösemomente geben Rückschlüsse auf die Schrauben-Haltekraft („Screw holding power“) und Lockerung nach Abschluss der Belastungstests. Das Spektrum des nach wie vor aus 7 Plattensystemen bestehenden Downsizing Kollektivs lässt sich auf der Basis dieser beiden Parameter (vgl. Tab 3.3.2a und 3.3.2b, Kap. 4.3.3.1) zwanglos weiter einengen: für die 1.3 Non-Locking-Schrauben aus den Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung liegen sowohl die Anzugs- als auch die Lösemomente auf dem untersten Rang im Gesamtklassament der Testreihe, die Schraubenlockerung hat einen Prozentsatz von 75 %, was trotz aller in der Konfiguration begründeten Pluspunkte das Ausschlusskriterium für die graziilen 1.3 Platten bedeutet.

Die Anzugsmomente der 2.0 Non-Locking-Schrauben in den Pencilbone 8-Loch Platten mit 6 mm Steg bzw. mit 9 mm Steg unterscheiden sich nicht signifikant von den soeben genannten 1.3 Non-Locking-Schrauben, sie haben den gleichen Rang. Die Lösemomente erreichen aber mit signifikantem Unterschied zu den 1.3 Non-Locking-Schrauben den ersten und zweiten Platz der nächsten

Rangstufe (Rang 1 und 2 von 5). Der Prozentsatz der Schraubenlockerung ist für beide Plattenvarianten jedoch sehr niedrig und beträgt nur 36 %.

Die Rangplätze der Anzugs- und Lösemomente der 5 mm langen 2.0 Non-Locking-Schrauben in den nach Champy crestal angebrachten 4-Loch Miniplatten befinden sich zwischen den Schrauben in den Pencilbone Platten und den Locking-Schrauben der beiden noch in der Auswahl befindlichen unidirektional winkelstabilen Systeme (2.0 UniLOCK Medium Profile und Large Profile) sowie dem multidirektional winkelstabilen System (1.5 Aptus Trilock Hand Gitterplatten). Die Lockerung der Schrauben in den 4-Loch Miniplatten nach einem Belastungszyklus beläuft sich auf 50 %.

Innerhalb des verbleibenden Downsizing Kollektivs haben die 2.0 und 1.5 Schrauben aller drei noch zur Auswahl stehenden Locking-Plattensysteme höhere Anzugs- und Lösemomente als die 2.0 Non-Locking-Schrauben der drei soeben genannten Systeme (vgl. Rangplätze in Tab 3.3.2a und Tab. 3.3.2b). Die Prozentsätze für die Schraubenlockerung in den Locking-Plattensystemen betragen 62 % (2.0 UniLOCK Large Profile), 53 % (2.0 UniLOCK Medium Profile) und 48 % (1.5 Aptus Trilock Hand Gitterplatten). Obwohl nicht zu sagen ist, wieviel die Schrauben-Platten-Verankerung bzw. die Schrauben – Knochen - Verankerung zu den vergleichsweise hohen Eindreh- und Ausdrehmomenten anteilig beiträgt und der Torque der Locking-Gewindgänge bei Verblockung in der Platte mit dem Torque beim Anpressen einer Platte auf dem Unterkiefermodell nicht direkt verglichen werden kann (siehe 4.3.3.1), ist von einem robusteren Halt der Locking-Schrauben - Platten - Konstrukte im Knochen auszugehen (Herford und Ellis 1998, Egol et al. 2004).

Zur Untermauerung dieser Annahme ist nochmals zu erwähnen, dass sich eine erhöhte Stabilität winkelstabiler Montagen auch beim Vergleich der Anzugs- und Lösemomente der Locking- und Non-Locking-Schrauben in den 2.4 Rekonstruktionsplatten auch in unseren Versuchsreihen abzeichnet.

Bei Aufstellung einer abschließenden Präferenzliste der sechs noch für ein ‚Downsizing‘ übrigen Osteosynthesysteme auf dem Hintergrund von Stabilitätsuntersuchungen, Adaptationsgenauigkeit und Schrauben-Haltekraft, rangieren die drei Locking-Plattensysteme im Intermediärformat (12-Loch Synthes UniLOCK 2.0 Large Profile und Medium Profile, Medartis Aptus 1.5 Trilock Hand Gitterplatten) ganz oben. Die beiden unidirektionalen und das multidirektional winkelstabile Plattensystem vereinigen bei diesen Bewertungsparametern die meisten Pluspunkte auf sich, indem sie hohe Stabilität bieten, relativ gute Handlungseigenschaften bei der Adaptation der Fragmentenden und Aufrechterhaltung der Reposition über die gesamte Osteomie- (Fraktur-) Ebene besitzen und hohe Haltekräfte der Schrauben aufweisen. Bemerkenswert sind die Anzugsmomente der Trilockschrauben (1.5 mm Durchmesser bei 7 mm Länge). Im Gesamtklassament liegen sie am oberen Ende der Rangskala über den 2.0 Locking-Schrauben. Sehr wahrscheinlich ist die sphärische 3-Punkt Keilverblockung für das hohe Anzugsmoment der 1.5 Trilockschrauben verantwortlich.

Die beiden Pencilbone Platten (Medartis Modus[®] Trauma 2.0, 8-Loch Platten mit 6 mm bzw. mit 9 mm Steg) in der hier getesteten kompressiven Variante sind trotz gegenteiliger Darstellungen im Schrifttum (Blume et al. 2003, Seper et al. 2004) für ein ‚Downsizing‘ als kritisch zu betrachten: nach den Osteosynthespalt/ Belastungskurven stehen sie zwar auf den gleichen Rangstufen, wie die beiden 2.0 UniLOCK Platten im Intermediärformat bzw. die Aptus 1.5 Trilock Gitterplatten, aber hinsichtlich der Aufrechterhaltung der Reposition (Lingualseite) und der Haltekraft der Non-Locking-Schrauben bestehen Probleme. Wie erwähnt sind die getesteten Pencilbone Plattenvarianten nicht

mehr im Portfolio des Herstellers, sodass sie ohnehin aus der Präferenzliste entfallen. Statt mit Gleitlöchern wurden die Pencilbone Platten neuerdings mit Insertionslöchern für die wahlweise Aufnahme von Trilockschrauben mit 2.0 mm, 2.3 mm oder 2.5 mm ausgestattet. Mit den Trilockschrauben in diesen Durchmessern werden die Pencilbone Platten einem Vergleich mit den 2.0 UnLOCK Intermediärformaten mit ziemlicher Sicherheit standhalten.

Die Leistungsfähigkeit der nach Champy Prinzipien crestal angebrachten 4-Loch 2.0 Non-Locking-Platten in der vorliegenden Untersuchungsreihe am zahnlosen geringgradig atrophen Unterkiefer ist außerordentlich hoch: während einer Belastungssequenz vermag die Stabilität dieser Miniplatten den 2.4 Rekonstruktionsplatten zu entsprechen, im Ranking von Handhabung und Adaptationsgenauigkeit liegen die Miniplatten an der Spitze oder im Mittelfeld und setzen damit Standards für alle anderen Systeme der Untersuchungsreihe, allerdings bewegen sich die Anzugs- und Lösemomente der 5 mm langen Schrauben gegenüber den 2.0 Locking-Schrauben der unidirektionalen Systeme auf niedrigerem Niveau. Aus Sicht der biomechanischen Daten dieser Untersuchungsreihe passen die crestal angebrachten 4-Loch 2.0 Non-Locking-Miniplatten daher – wenn auch mit Abstrichen in Punkto Haltekraft der Schrauben – in ein potentielles ‚Downsizing‘-Kollektiv, die geringgradige Atrophie des zahnlosen Unterkiefers immer vorausgesetzt. Zum Verhalten dieser Plattenkonfiguration unter den Bedingungen einer Dauerbelastung und bei höheren Atrophiegraden sind keine Aussagen möglich. Aus den experimentellen Arbeiten am Kragbalken-Modell (Sikes et al. 1998, Choi et al. 2005), ebenso wie FEA Untersuchungen (Sugiura et al. 2009) wird jedoch ersichtlich, dass mit zunehmenden Atrophiegraden rigidere Fixationstechniken (Miniplatten in Doppel bzw. Parallelanordnung oder massivere Plattendimensionierung/ z.B. Rekonstruktionsplatten) zur Anwendung kommen sollten (vgl. Kap. 1.3). Von klinischer Seite wurde die 2.0 Miniplatten Osteosynthese nach Champy als Routinemethode zur Behandlung von Frakturen im zahnlosen Unterkiefer ohne besondere Berücksichtigung der verschiedenen Atrophiegrade propagiert (Iatrou et al. 1998). Flüchtig betrachtet hat die Miniplattenfixierung atropher Mandibulafrakturen durchaus große Attraktivität: die Platten sind klein, leicht biege- und gut adaptierbar und sie lassen sich mit kleinen Schrauben ohne große Exposition oft transoral an den kleinen, dünnen Knochenfragmenten anbringen (Madsen et al. 2011). Eigentlich wäre sogar zu erwarten, dass sich Miniplatten zur Frakturversorgung im zahnlosen Unterkiefer besonders eignen, weil die bei Zahnlosigkeit generierten Kaukräfte deutlich niedriger liegen als bei Bezahnung (Sikes et al. 1998). Entscheidende Einflussfaktoren auf die Stabilität des Platten - Knochen - Konstrukts sind jedoch die gegenläufige Vektorrichtung der Masseter - Pterygoideus Schlinge und der suprahyoidalen Muskulatur, die zu einer Abwärtsrotation des anterioren Mandibularbogens mit Deformation, Ausriss oder Ermüdungsbruch der Miniplatten führen kann, wenn das ‚bony buttressing‘ zum Load sharing nicht mehr ausreichend ist (Sikes et al. 1998, Rudderman et al. 2008, Ellis and Price 2008). In einem auf den Atrophieklassen nach Luhr differenzierten Stufenkonzept traten dementsprechend bei 12 Frakturen in Klasse I Unterkieferrn nach Versorgung mit 2.0 Miniplatten (Plattendicke 1.0 mm) keine Komplikationen auf, bei 10 bzw. 18 Frakturen in Klasse II bzw. Klasse III Unterkieferrn kam es trotz Versorgung mit Non-Locking-Platten im Intermediär- (Plattendicke 1.4 mm) und Makroformat (Plattendicke 2.2 mm) in jeweils 2 Fällen zu Plattenlockerung und einer Non-Union (Wittwer et al. 2006). Vor allem bei hochgradiger Atrophie des Unterkiefers werden Miniplatten von vielen Autoren grundsätzlich als kontraindiziert angesehen (Bruce

und Ellis 1993, Eyrich et al. 1997, Schilli et al. 1998, Kunz et al. 2001, Mugino et al. 2005, Ellis und Price 2008, Tiwana et al. 2009, Aziz und Najjar 2009), wobei aufgrund von entsprechenden Misserfolgs-Kasuistiken auch die gerade erst als überlegen etikettierten 3D Plattenkonfigurationen (Melo et al. 2011) davon nicht ausgenommen werden (Madsen et al. 2011).

Neuere Therapievorschläge bestehen allerdings auch nicht mehr mit Absolutheit auf dem ‚Overengineering‘ - Konzept mit Rekonstruktionsplatten in maximaler Dimensionierung, sondern gehen zu Makroplatten reduzierter Größe (Müller et al. 2010, Synthes 2.4 Universal Frakturen Platten in 10 von 21 Frakturen bei 18 Fällen) oder richten sich ganz wesentlich auf winkelstabile Systeme in Intermediärformaten.

So werden die 2.0 UniLOCK Large und Medium Profile Adaptionsplatten aus der hier noch übrigen Präferenzliste wegen ihrer leichten Adaptierbarkeit und hohen Stabilität dabei als empfehlenswerte Option zur langstreckigen Überbrückung von Frakturen im Korpusbereich atropher Unterkiefer genannt und mit klinischen Beispielen belegt (Gutwald et al. 2003).

Zur Sicherstellung einer primären Knochenheilung wurden bei Frakturen im hochatrophen Unterkiefer seit langem Knochenersatzplastiken entweder allein oder simultan mit Plattenosteosynthesen verwendet (z.B. Van Sickels und Cunningham 2010; Übersicht vgl. Kap. 1.2). In Verbindung mit modernen Locking-Plattensystemen haben ossäre Sofort-Transplantate nicht nur eine Förderung der Frakturkonsolidierung durch Einbringen osteokompetenter Zellen (Alpert et al. 2003, Tiwana et al. 2009 Madsen et al. 2011), sondern auch die Augmentation der Alveolarfortsätze für eine spätere implantologisch - prothetische Versorgung zum Zweck (Ellis und Price 2008). Die Bedarfslage nach einer kaufunktionellen Rehabilitation variiert bei Patienten mit Frakturen im hochatrophen Unterkiefer nach Alter, psycho-sozialen Gegebenheiten, finanziellen Möglichkeiten, usw. und wird nur selten nachgefragt werden.

Für den Fall einer FrakturUberbruckung in Kombination mit einem Knochenaufbau als proprothetisch-/prä-implantologische Maßnahme werden Adaptionsplatten in Intermediärformaten favorisiert, da sich bei diesen Metallentfernungen wegen der geringeren Profilhoe (‚low profile‘) im Gegensatz zu Makro-/Rekonstruktionsplatten erübrigen sollen (Ellis und Price 2008, Aziz und Najjar 2009).

Unabänderliche Vorbedingung zur Wiedereingliederung schleimhautgetragener Prothesen nach Osteosynthese mit crestal applizierten 2.0 Miniplatten wird die Entfernung dieser Platten sein. Das allein ist noch kein stichhaltiges Argument gegen die Verwendung von Miniplatten in dieser Konfiguration, da kleinere Korrekturmaßnahmen (z.B. Abschleifen oder Entfernung exponierter Schrauben) auch bei Makroplatten nicht ungewöhnlich sind und tolerierbar erscheinen (Müller et al. 2011).

Letztendlich fragwürdig wird die Anwendung der Miniplatten aber, wenn die Konsolidierung der Fraktur verzögert einsetzt oder sogar ganz ausbleibt und die Osteosynthese im einem ungestörten dynamischen Ablauf nicht zunehmend durch die Reossifizierung des Frakturspalts entlastet wird.

In der Summe sind es nicht die Parameter aus der vorliegenden Versuchsreihe, sondern Vorbehalte aus Klinik und Literaturberichten, die die crestal angeordnete Miniplatte ganz unten auf der Präferenzliste für das ‚Downsizing‘ erscheinen oder ganz daraus ausscheiden lassen sollten.

5 Zusammenfassung

Die Frakturbehandlung im zahnlosen atrophischen Unterkiefer ist problematisch. Dies hat seine Gründe in lokalen Faktoren, wie der reduzierten ossären Quantität und Qualität oder einer vulnerablen intraoralen Weichgewebesituation sowie in altersassoziierten Komorbiditäten der oftmals geriatrischen Patienten. Als Schwierigkeit kommt die niedrige Inzidenz dieser Frakturen hinzu, weshalb sich die Konzepte mit den Fortschritten der Osteosyntheseverfahren nur empirisch weiterentwickeln konnten und die Evidenzen für die Auswahl eines Therapieverfahrens nicht ausreichend gesichert sind. Die Therapiemöglichkeiten reichen von minimalistisch konservativen Ansätzen über die Applikation von Miniplatten mit transoralen chirurgischen Zugängen, bis hin zur aggressiven transfazial-submandibulären Dissektion mit Reposition und Montage von Makro- bzw. Rekonstruktionsplatten. Wenn Makro- oder Rekonstruktionsplattensysteme mit einem hochatrophen ‚Pencilbone‘ Unterkiefer zusammentreffen, wird das ‚Overengineering‘ deutlich, da die Massivität des Osteosynthesematerials und der residuale Knochen in krassem Missverhältnis zueinander stehen. Wegen der hohen Stabilität der mit Rekonstruktionsplatten überbrückten Frakturen gelten diese als Referenz für Vergleiche mit anderen internen Fixationsverfahren bzw. Plattenvarianten und Konstrukten.

Problemstellung

Mit Blick auf „Minimal Invasive Vorgehensweisen“ geht der Trend bei der Behandlung von Unterkieferfrakturen ganz allgemein zu einem ‚Downsizing‘ der Osteosynthese Hardware. Welche Plattenformate in Anzahl und Konfiguration, welches Applikationsprinzip (Kompression, Adaptation, Fixateur interne) oder welche Schraubentypen (Non-Locking, Locking) und Schraubendurchmesser sich zur Dimensionsreduzierung des Osteosynthesematerials bei der Frakturversorgung im zahnlosen atrophischen Unterkiefer eignen, ist bisher weder im direkten klinischen Vergleich noch experimentell hinreichend geklärt.

Das Ziel der vorliegenden *in vitro* Studie bestand deshalb darin, die Stabilität und Handlungseigenschaften moderner Hardwaresysteme in Mini- und Intermediärfomaten im Vergleich zu Rekonstruktionsplatten in konventioneller und winkelstabiler Montage als Goldstandard bzw. Kontrolle zu überprüfen, um eine Präferenzliste der Platten zu erstellen, die für ein ‚Downsizing‘ im geringgradig atrophischen Unterkiefer in Frage kommen, d.h. in einer ‚Borderline‘ Situation zwischen Load bearing und Load sharing.

Material und Methode

Das zu diesen Untersuchungen verwendete synthetische Polyurethan Unterkiefermodell war zahnlos und entsprach in Form sowie anatomischer Dimension einer Atrophie vom Typ I der Luhr Klassifikation (Vertikalhöhe: 19 mm), d.h. einer geringgradigen Atrophie.

Zur Simulation einer Fraktur wurde in reproduzierbarer Lokalisation eine vertikale Osteotomie unilateral innerhalb der Unterkiefer Korpusregion rechts angelegt. An insgesamt 84 Modellunterkiefern wurden die folgenden 12 Mini- und Makroplattensysteme (n = 7 pro Versuchsgruppe - VG) in einem speziellen Unterkiefer Belastungssimulator auf ihre Stabilität getestet:

Miniplatten (Downsizing- Kollektiv)	Minikompressionsplatten		VG 1: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch 12 mm Steg
			VG 2: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg
			VG 3: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg
	Winkelstabile Platten	Unidirektional	VG 4: Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch
			VG 5: Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch
			VG 6: Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch
		Multidirektional	VG 7: Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Winkelplatte
	Miniadaptationsplatten	3D Anordnung	VG 8: Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte - Grid Platte in 3D Anordnung
		Konventionell	VG 9: Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - Platzierung laterobasal
			VG 10: Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch - Platzierung crestal (Champy)
Makroplatten	Konventionelle Rekonstruktionsplatte		VG 11: Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch
(Goldstandard)	Unidirektionale winkelstabile Rekonstruktionsplatte		VG 12: Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch

Tab. 5: Übersicht der Osteosynthesysteme und Unterteilung der Versuchsgruppen 1-12

Vor Durchführung der Belastungssequenz wurden das Repositionsergebnis bzw. die Adaptationsgenauigkeit (= initiale Osteosynthesespaltbreite) der Segmente dokumentiert und die Anzugsmomente der Osteosyntheseschrauben gemessen.

Während der Belastungstests im Kiefersimulator wurde die Distanzzunahme in den verplatteten Osteotomiespalten über Dehnmessstreifen, die am Cranialrand und mittig an der Lingualfläche des Unterkiefermodells befestigt waren, bei Kaukraft-Zunahme in 5 N Schritten rechnerunterstützt aufgezeichnet. Abschließend wurden die Lösemomente der Osteosyntheseschrauben nach der Belastung dokumentiert.

Die inferenzielle Auswertung der Relativbewegungen im Osteosynthespalt und der Anzugs- und Lösemomente der Schrauben erfolgte über LS-means (Methode der kleinsten Quadrate) mit dem SAS® Statistikprogramm.

Ergebnisse

Die vorliegende Untersuchungsreihe an 84 Modellunterkiefern mit insgesamt 91 Osteosynthesplatten und 770 Schrauben hat folgende Resultate:

- Initiale Osteosynthesespaltbreite / Adaptationsgenauigkeit:

Eine enge Lagebeziehung der Osteosyntheseplattensysteme zu den drei Messstellen entlang der Osteotomieebene (basal, crestal, lingual) reduziert die initialen Spaltbreiten. Das Ranking der Versuchsgruppen ergibt eine Polarisierung zwischen den Miniadaptationsplatten (VG 8 /VG 9 /VG10) mit der höchsten Adaptationsgenauigkeit bzw. einfachstem Handling und den Makroplatten (VG 11/ VG 12) mit der ungünstigsten intersegmentalen Apposition bzw. schwierigsten Konturierbarkeit. Die 3D Anordnung der 1.3 Miniplatten (VG 8) sorgt für eine bemerkenswert gute Adaptation. Auf der Lateralfäche rangieren die Osteosynthesespaltbreiten der uni- und multidirektionalen Plattensysteme

(VG 4-6/ VG 7) im Mittelfeld, auf der Lingualseite in der Unterhälfte der Skala. Die Minikompressionsplatten (VG 1-3) verfügen auf der Lateralfläche basal (Nähe zur Messstelle!) über die besten Rangplätze, während sie sich crestal und lingual nur auf den unteren Leveln bewegen. Auf der Lingualseite ist der Kompressionseffekt für eine unerwünschte Öffnung des Osteotomiespalts verantwortlich.

- Stabilitätsuntersuchungen/ Belastungstests:

Die Kurvenverläufe der beiden Makroplattensysteme (VG 11 und VG 12) in den Osteosynthespaltbreiten- Belastungs- Diagrammen bilden die Grundlage („Goldstandard“) für die quantitativen Stabilitätsvergleiche mit den anderen Plattenvarianten bzw. Konstrukten („Downsizing“- Kollektiv VG1-VG10) und weisen demgemäß die höchsten Stabilitäten auf. Die Kurvenverläufe der nach dem Champy Prinzip crestal applizierten 4-Loch 2.0 Miniplatten (VG 10) und die in 3D Konfiguration angebrachte Synthes 1.3 Doppel Y- Platte in Kombination mit einer 1.3 Grid Platte (VG 8) unterscheiden sich nicht von den Makroplatten-Kontrollen (VG 11/ VG 12).

Die Stabilitätswerte der unidirektional winkelstabilen Platten im Intermediärformat (VG 4/ VG 5) sowie der multidirektional winkelstabilen Platten (VG 7) und der Minikompressionsplatten (VG 1/ VG 2/ VG 3) befinden sich weitgehend auf einheitlichem Niveau und lassen sich auf einer zweiten Rangstufe unterhalb der Kontrollen zusammenfassen. Innerhalb dieses Rangs nehmen die einzelnen Plattensysteme bei den Messungen am Cranialrand und auf der Lingualseite wechselnde Plätze ein, ohne dabei signifikante Unterschiede zu zeigen. Die Applikation der 6-Loch 2.0 Miniplatten mit Steg in laterobasaler Position an den Modellunterkiefern (VG 9) hat gegenüber der crestalen Miniplattenfixation negativen Einfluss auf das Stabilitätsverhalten. Zusammen mit dem 2.0 UniLOCK Small Profile System (VG 6) liegen die Werte aus der Belastungssequenz am unteren Ende der Ränge.

- Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben / Haltekraft:

Die Anzugs- und Lösemomente der bikortikal inserierten Schrauben des 2.4 Locking-Systems (VG 12) liegen über allen anderen getesteten Systemen.

Die Anzugsmomente der Schrauben in den 6-Loch 2.0 Miniplatten in laterobasaler Position (VG 9) und der 2.4 Non-Locking-Schrauben (VG 11) ausgenommen, haben die 1.5, 2.0 bzw. 2.4 Schrauben in den fünf Locking-Plattensystemen (VG 4/ VG 5/ VG 6/ VG 7/ VG 12) immer höhere Anzugs- und Lösemomente als die Systeme mit 1.3, 2.0 bzw. 2.4 Non-Locking-Schrauben (VG 1/VG2/ VG 3/ VG 8/ VG 10). Im Ranking wechselt die Reihenfolge der 1.5 bzw. 2.0 Locking-Schrauben bei den Anzugs- (VG 6 < VG 4 < VG 5 < VG 7) gegenüber den Lösemomenten (VG 4 < VG 7 < VG 5 < VG 6). Die Rangplätze der multidirektional verblockbaren 1.5 Trilock-Schrauben (VG 7) sind dabei bemerkenswert hoch.

Die im Gesamtkollektiv niedrigsten Anzugs- und Lösemomente haben die 1.3 Non-Locking Schrauben in den Miniadaptationsplatten in 3D Anordnung (VG 8). Die Anzugs- und Lösemomente der kompressiv inserierten 2.0 Schrauben in den Pencilbone Platten (VG 1/ VG 2/ VG 3) liegen ähnlich niedrig, die Lockerung dieser Schrauben nach einer Belastungssequenz fällt jedoch mit 30 % und 36

% gering aus. Innerhalb der Systeme mit 2.0 Non-Locking-Schrauben belegen die Schrauben in den crestalen Miniplatten (VG 10) bei den Anzugsmomenten den zweithöchsten Rangplatz und bei den Lösemomenten den höchsten Rangplatz.

Die Schraubenlockerung in den laterobasal angebrachten 6-Loch 2.0 Miniplatten (VG 9) betrug 78 %.

Diskussion/ Schlussfolgerung

Die Stabilitätsuntersuchungen haben für die Entscheidung, ob ein ‚Downsizing‘ der Hardware bei der Frakturversorgung im geringgradig atrophen Unterkiefer aus experimenteller Sichtweise zu rechtfertigen ist, vorrangige Bedeutung. Nach den sehr ähnlichen Kurvenverläufen in den Osteosynthespaltbreiten-Belastungs-Diagrammen zu urteilen, erscheint ein ‚Downsizing‘ mit einer Auswahl von Plattensystemen grundsätzlich möglich. Die im Vergleich zu den beiden Kontrollen (VG 11 und VG 12) niedrigen Stabilitätswerte lassen das 2.0 UniLOCK Small Profile System (VG 6), die laterobasal angebrachten 6-Loch 2.0 Miniplatten mit Steg (VG 9) und die 10-Loch 2.0 Pencilbone Platten mit 12 mm Steg (VG 1) als Option aus dem ‚Downsizing‘- Gesamtkollektiv (VG 1 – VG 10) ausscheiden. Die bei Bestimmung der Adaptationsgenauigkeit auf der Lingualseite festgestellte Öffnung der kompressiv verschraubten 8-Loch Pencilbone Platten mit 9 mm bzw. 6 mm Steg (VG 2 bzw. VG 3) meldet Zweifel an der Eignung für ein ‚Downsizing‘ an, wird aber nicht zum Ausschlusskriterium. Die 1.3 Miniadaptationsplatten in 3D Konfiguration (VG 8) erreichen eine gute Adaptation der Segmentenden und hohe Belastungsstabilitäten, die mangelnde Haltekraft ihrer Schrauben verbietet aber eine Verwendung zum ‚Downsizing‘. Das potentielle ‚Downsizing‘- Kollektiv konzentriert sich abschließend auf insgesamt 6 Platten-Systeme (VG 2, VG 3, VG 4, VG 5, VG 7, VG 10). An oberster Präferenz stehen die unidirektional winkelstabilen 2.0 Platten im Intermediärformat – UniLOCK 2.0/ Large und Medium Profile (VG 4 und VG 5) zusammen mit den multidirektional winkelstabilen Aptus 1.5 Gitterplatten (VG 7). Mit Einschränkungen kommen in zweiter Linie auch die beiden 8-Loch 2.0 Pencilbone Minikompressionsplatten (VG 2 und VG 3) in Frage, bei denen sich neben den ungünstigen Kompressionseffekten auch noch ein deutlich niedrigeres Niveau für die Anzugs- und Lösemomente der darin verwendeten konventionellen Schrauben gegenüber 2.0 Locking-Schrauben ergibt. Das Design der Pencilbone Platten wurde neuerdings aber statt zur Kompressionsosteosynthese zur Insertion der vorteilhaften Trilock Schrauben (vgl. VG 7) geändert. Damit sind von den Pencilbone Platten ähnliche Leistungseigenschaften zu erwarten wie bei den vorgenannten winkelstabilen Systemen. Die nach Champy crestal applizierten 4-Loch 2.0 Miniplatten (VG 10) verfügen in der vorliegenden Untersuchungsreihe über erstaunlich gute Messparameter. Die im Rahmen von in vitro Tests nicht überprüfbare Langzeitstabilität dieser Platten ist nach der Literatur jedoch mehr als fragwürdig zu betrachten, sodass sie allenfalls als letzte Option zum ‚Downsizing‘ Anwendung finden sollten. Besonderes Zukunftspotential bei Frakturen im Unterkiefer mit Luhr Klasse I Atrophie versprechen Plattensysteme in 3D Anordnung, was bei den 1.3 Miniadaptationsplatten (VG 8) bereits zum Ausdruck kommt.

6 Literatur

- Adolphs N, Sproll C, Raguse JD, Nelson K, Heberer S, Scheifele C, Klein M, Stable vertical distraction osteogenesis of highly atrophic mandibles after ablative tumour surgery of the oral cavity - a salvage pathway for mandibular reconstruction prior to oral rehabilitation with dental implants. *J Craniomaxillofac Surg* 2009, 37: 320-326
- Alpert B, Tiwana PS, Kushner GM, Management of comminuted fractures in the mandible. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2009, 21: 185-192
- Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R, New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med* 2003, 52:120-127
- Alpert B, Discussion of Eyrich GK, Grätz KW, Sailer HF, Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1997, 55: 1087-1088
- Amaratunga NA, A comparative study of the clinical aspects of edentulous and dentulous mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1988, 46: 3-5
- Armstrong JEA, Lapointe HJ, Hogg NJV, Kwok AD, Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 2001, 59: 191-195
- Assael LA, Discussion of Crofts CE et al. 1990: A comparative in vitro study of fixation of mandibular fractures with paraskeletal clamps or screw plates. *J Oral Maxillofac Surg* 1990, 48: 466-467
- Atwood DA, Bone loss of edentulous alveolar ridges. *J Periodontol* 1979, 50: 11-21
- Augat P, Margevicius K, Simon J, Wolf S, Suger G, Claes L, Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. *J Orthop Res* 1998, 16: 475 - 481
- Aziz SR, Najjar T, Management of the edentulous/atrophic mandibular fracture. *Atlas Oral Maxillofac Clin N Am* 2009, 17: 75-79
- Bähr W, Morphologie des Knochengewindes nach Implantation von 2 mm-AO- Minischrauben im Mittelgesicht. *Unfallchirurg* 1989, 92: 54-58
- Bähr W, Pretapped and self-tapping screws in the human midface. Torque measurements and bone screw interface. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1990, 19 : 51-53
- Bähr W, Comparison of torque measurements between cortical screws and emergency replacement screws in the cadaver mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1992, 50: 46 - 49
- Bähr W, Lessing R, The response of midfacial bone in sheep loaded osteosynthesis screws in pretapped and nontapped implant sites. *J Oral Maxillofac Surg* 1992, 50: 1289-1294
- Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Moller E, Unilateral isometric bite force in 8 68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1990, 98: 149 - 158
- Barber HD, Conservative management of the fractured atrophic edentulous mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2001, 59: 789-791
- Benson PD, Marshall MK, Engelstad ME, Kushner GM, Alpert B, The use of immediate bone grafting in reconstruction of clinically infected mandibular fractures: bone grafts in the presence of pus. *J Oral Maxillofac Surg* 2006, 64: 122-126
- Blume O, Seper L, Meyer U, Piffko J, Joos U, Experimentelle und klinische Studie zur Stabilität einer Osteosyntheseplatte für den atrophischen Unterkiefer. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2003, 7: 323-329

- Buchbinder D, Treatment of fractures of the edentulous mandible, 1943 to 1993: a review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg* 1993, 51: 1174-1180
- Bradley JC, Age changes in the vascular supply of the mandible. *Br Dent J* 1972, 132: 142-144
- Bradley JC, A radiological investigation into the age changes of the inferior dental artery. *Br J Oral Surg* 1975, 13: 82-90
- Bradley JC, Non-union of fractures of the mandible. An investigation into the possible causes. M. Sc. Thesis, Manchester 1976
- Bradley JC, The clinical significance of age changes in the vascular supply to the mandible. *Int J Oral Surg* 1981, 10: 71-76
- Bradley JC, The dynamics of blood flow in the inferior dental artery and their consequences. *Acta Stomatol Int* 1982, 3: 185
- Bradley JC, Age changes of the inferior alveolar artery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1988, 26: 517-519
- Bredbenner TL, Haug RH, Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000, 90: 574-580
- Bruce RA, Strachan DS, Fractures of the edentulous mandible: the Chalmer J. Lyons Academy study. *J Oral Surg* 1976, 34: 973-979
- Bruce RA, Ellis E3rd, The second Chalmers J. Lyons Academy study of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1993, 51: 904-911
- Cawood JI, Howell RA, A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988, 17: 232-236
- Champy M, Wilk A, Schneeblen JM, Die Behandlung der Mandibularfrakturen mittels Osteosynthese ohne intermaxilläre Ruhigstellung nach der Technik von F.X. Michelet, *Zahn Mund Kieferheilk* 1975, 63: 339-341
- Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A, Bases biomécaniques de l'ostéosynthèse mandibulaire selon la methode de F.X. Michelet [Biomechanical basis of mandibular osteosynthesis according to the F.X. Michelet method]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976a, 77: 248-251
- Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A, Osteosyntheses mandibulaires selon la thechnique de Michelet. I. Bases biomécaniques [Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. I. Biomechanical bases]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976b, 77: 569-576
- Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A, Gerber JC, Osteosyntheses mandibulaires selon la thechnique de Michelet. II. Présentation d'un nouveau materiel. Résultats [Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. II. Presentation of new material. Results]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976c, 77: 577-582
- Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A, Gerber JC, Osteosyntheses mandibulaires selon la technique de Michelet. Justification d'un nouveau materiel. Résultats [Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. Justification of new material. Results]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976d, 77: 252-255
- Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg*. 1995a, 23: 123-125
- Choi BH, Kim KN, Kang HS. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with two miniplate system. *Oral Surg* 1995b, 79: 692-695
- Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN, An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005, 34: 174-177

- Claes L, Hutzschenreuter P, Das Drehmoment an Zugschrauben mit vorgeschrittenem Kortikalisgewinde (Mechanik und Histologie). *Z Orthop* 1975, 113: 237-242
- Claes L, Hutzschenreuter P, Pohler O, Lösemomente von Kortikaliszugschrauben in Abhängigkeit von Implantationszeit und Oberflächenbeschaffenheit. *Arch Orthop Unfallchir* 1976, 85: 155-159
- Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ, Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 1997, 15:577-584
- Claes L, Wolf S, Augat P, Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung. *Chirurg* 2000, 71: 989-994
- Claes L, Persönliche Mitteilung 2008
- Claes L Biomechanical principles and mechanobiologic aspects of flexible and locking plates. *J Orthop Trauma* 2011, 25: 4-7
- Clayman L, Rossi E. Fixation of atrophic edentulous mandible fractures by bone plating at the inferior border. *J Oral Maxillofac Surg* 2011, Jun 13 [Epub ahead of print]
- Cornelius CP, Augustin JB, Sailer LK, External pin fixation for stabilization of the mandible-comeback of a method: historical review and first experiences with the 'mandible external fixator'. *Oral Maxillofac Surg* 2009, 13: 1-14
- Crofts CE, Trowbridge A, Maung Aung T, Brook IM, A comparative in vitro study of fixation of mandibular fractures with paraskeletal clamps or screw plates. *J Oral Maxillofac Surg* 1990, 48: 461-466; Discussion 466-467
- Daegling DJ, Hylander WL, Biomechanics of torsion in the human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1998, 105: 73-87
- Daegling DJ, McGraw WS, Masticatory stress and the mechanics of wishboning in colobine jaws. *Am J Phys Anthropol* 2009, 138: 306-317
- De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr, Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978, 40: 326-333
- Dechow PC, Ellis E, 3rd, Throckmorton GS, Structural properties of mandibular bone following application of a bone plate. *J Oral Maxillofac Surg* 1995, 53: 1044-1051
- Dichard A, Klotch DW, Testing biomechanical strength of repairs for the mandibular angle fracture. *Laryngoscope* 1994, 104: 201-208
- Dos Santos TI, De Oliveira PT, Rosa AL, Da Rocha Baros VM, Papalexiou V, Sverzut CE, Histological and histomorphometric analysis of the bone-screw interface in the mandibular body after using a 2.0 mm miniplate system: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 2007, 65: 2169-2175
- Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA, Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2004;130:1388-1392
- Duda GN, Henssler A, Negele A, Kreidler J, Claes L, Physiologische Belastung von Unterkieferosteosynthesen: Entwicklung eines neuartigen Kieferbelastungssimulators. *Biomed Tech* 2002, 47(11): 272-277
- Dumbach J, Unterkieferrekonstruktion mit Titangitter, autogener Spongiosa und Hydroxylapatit. Biomechanische, tierexperimentell-histologische und klinische Untersuchung. München Hanser-Verlag 1987

- Dumbach J, Rodemer H, Spitzer WJ, Steinhäuser EW, Mandibular reconstruction with cancellous bone, hydroxylapatite and titanium mesh. *J Craniomaxillofac Surg* 1994, 22: 151-155
- Eichner K, Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1963, 18: 915-924
- Eichner K, Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen. *Dtsch Zahnärztl Wochenzeitschr* 1964, 5: 415-426
- Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ, Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma* 2004, 18: 488-493
- Eiseman B, Johnson LR, Coll JR, Ultrasound measurement of mandibular arterial blood supply: techniques for defining ischemia in the pathogenesis of alveolar ridge atrophy and tooth loss in the elderly? *J Oral Maxillofac Surg* 2005, 63: 28-35
- El-Ghannam A. Bone reconstruction: from bioceramics to tissue engineering. *Expert Rev Med Devices* 2005, 2: 87-101
- El-Ghannam A, Ning CQ, Effect of bioactive ceramic dissolution on the mechanism of bone mineralization and guided tissue growth in vitro. *J Biomed Mater Res A* 2006, 76: 386-397
- Ellis E 3rd, Maxillofacial Trauma, Rigid versus Nonrigid Fixation. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, Eds. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. 2nd Ed, Chapter 20, pp. 370-382 Hamilton London, BC Decker Inc 2004
- Ellis E 3rd, Graham J, Use of a 2.0 mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002, 60: 642-645; Discussion 645-646
- Ellis E 3rd, The use of locking plate/screw systems for mandibular surgery. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2007; 42: 381-384
- Ellis E 3rd, Miles BA, Fractures of the mandible: a technical perspective. *Plast Reconstr Surg* 2007, 120: 76S-89S
- Ellis E 3rd, Price C, Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2008, 66: 421-435
- Ellis JA, Jr., Laskin DM. Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1994, 52:483-486; Discussion 487- 488
- Ethunandan M, Birch A, Evans BT, Goddard JR, Doppler sonography for the assessment of central mandibular blood flow. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2000, 38: 294-298
- Eyrich GK, Grätz KW, Sailer HF, Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1997, 55: 1081-1087; Discussion 1087-1088
- Farwell DG, Kezirian EJ, Heydt JL, Yueh B, Futran ND, Efficacy of small reconstruction plates in vascularized bone graft mandibular reconstruction. *Head Neck* 2006, 28: 573-579
- Feine JS, Lund JP, Measuring chewing ability in randomized controlled trials with edentulous populations wearing implant prostheses. *J Oral Rehabil* 2006, 33: 301-308
- Feller KU, Richter G, Schneider M, Eckelt U, Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002, 31: 78 – 83
- Fields HW, Proffit WR, Case JC, Vig KW, Variables affecting measurements of vertical occlusal force. *J Dent Res* 1986a, 65:135-138

Fields HW, Proffit HW, Nixon W, Occlusal forces in normal and long-face adults. *J Dent Res* 1986b, 65:135 - 138

Fink T, Entwicklung und Anwendung einer Methode zur Kaukraftmessung. *Diss Med Dent* 2007, Charité Universitätsmedizin Berlin

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W, Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 1998, 77:1832-1839

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van T, Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA, Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000, 79: 1519-1524

Franceschi RT, Biological approaches to bone regeneration by gene therapy. *J Dent Res* 2005, 84: 1093-1103

Freitag V, Landau H, Healing of dentate or edentulous mandibular fractures treated with rigid or semirigid plate fixation-an experimental study in dogs. *J Craniomaxillofac Surg* 1996, 24: 83-87

Frost D, Tucker MR, White R, Small plate fixation for fixation of mandibular fractures. In: Tucker MR, Terry BC, White RP, VanSickels JE, Eds. *Rigid fixation in maxillofacial surgery*. Philadelphia, JB Lippincott, 1991, 1st ed. pp.104-122

Frost HD, Bone „mass“ and the „mechanostat“: a proposal. *Anat Rec* 1987, 219: 1-9

Frost HD, Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990a, 226: 403 - 413

Frost HD, Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990b, 226: 414 – 422

Gausepohl T, Möhring R, Pennig D, Koebke J, Fine thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power. *Injury* 2001, 32: SD1 – SD7

Gay T, Rendell J, Majoureau A, Maloney FT, Estimating of human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force function. *Arch Oral Biol* 1994, 39: 111-115

Gbara A, Heiland M, Schmelzle R, Blake F, Mechanical aspects of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system and comparison with four conventional systems. *J Craniomaxillofac Surg* 2008, 36:152-156

Gbara A, Heiland M, Schmelzle R, Blake F, Clinical implementation of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system in maxillofacial traumatology. *J Craniomaxillofac Surg* 2008, 36: 157-160

Gehrke G, Split free fibula grafts for the stabilisation and augmentation in fractures of the atrophic mandible, Persönliche Mitteilung über die erfolgreiche Behandlung von 7 Patienten mit dieser Methode 2009

Gerbino G, Roccia F, De Giovanni PP, Berrone S, Maxillofacial trauma in the elderly. *J Oral Maxillofac Surg* 1999, 57: 777-782

Gibbs CH, Electromyographic activity during the motionless period in chewing. *J Prosthet Dent* 1975, 34:35-40

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL, Ginsberg SB, Occlusal forces during chewing-influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981, 46: 561-567

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986, 56: 226-229

- Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF, Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002, 88:498-502
- Ginestet G, Le „fixateur externe“ dans le traitement des fractures du maxillaire inférieur. *Rev Odontol Stomatol Maxillo-Fac* 1946,10: 455-460
- Grunert I, Kofler M, Gausch K, Kronenberg M, Masseter and temporalis surface electromyography in patients wearing complete dentures comparing anterior and posterior occlusal concepts-a pilot study. *J Oral Rehabil* 1994, 21: 337-347
- Gotwald R, Büscher P, Schramm A, Biomechanical stability of an internal mini-fixation-system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp* 1999, 37 (Suppl 2): 280
- Gotwald R, Alpert B, Schmelzeisen R, Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 2003, 52: 21-24
- Günday M, Sener ID, Yamaner G, The study of the age of becoming edentulous in the last 20 years in Turkey. *Arch Gerontol Geriatr* 2009, 49: 172-175
- Hagberg C, The amplitude distribution of electromyographic activity of masticatory muscles during unilateral chewing. *J Oral Rehabil* 1986, 13: 567-574
- Hammer B, Ettlin D, Rahn B, Prein J, Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *J Craniomaxillofac Surg* 1995, 23: 321-324
- Harada K, Watanabe M, Okhura K, Enomoto S, Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy using a new pressure sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000, 58: 370-373
- Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE, Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979, 6: 41-48
- Hardtmann G, Pröschel P, Ott RW: Kaukräfte und maximale Kieferschließkräfte von Totalprothesenträgern vor und nach Bißhebung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989, 44: 26-29
- Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC, Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech* 1992, 25: 261-286
- Härle F, Atlas der präprothetischen Operationen. Hanser Verlag München 1989
- Haug RH, Effect of screw number on reconstruction plating. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993, 75: 664-668
- Haug RH, The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *J Oral Maxillofac Surg* 1993, 51:159-162
- Haug RH, Barber JE, Reifeis R, A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996, 82: 257-263
- Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2001, 59: 1199 -1210
- Haug RH, Street CC, Goltz M, Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg* 2002, 60: 1319-1326
- Haug RH, Serafin BL, Mandibular angle fractures: a clinical and biomechanical comparison – the works of Ellis and Haug. *Craniofac Trauma Reconstr* 2008, 1: 31- 38

- Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout / analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1998, 26: 50-55
- Heidemann W, Terheyden H, Louis Gerlach K, Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Maxillofac Surg* 2001, 29: 69-74
- Helkimo M, Studies on function and dysfunction of the masticatory system. 3. Analyses of anamnestic and clinical recordings of dysfunction with the aid of indices. *Sven Tandlak Tidskr* 1974, 67: 165 -181
- Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M, Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977, 35: 297-303
- Henssler A, Biomechanische in vitro-Untersuchung zur Stabilität der 2.4 mm exzentrisch dynamischen Kompressionsplatte aus Reintitan. *Diss Med Universität Ulm* 1999
- Herford AS, Ellis E, 3rd. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1998, 56: 1261-1265
- Hess T, Hopf T, Fritsch E, Mittelmeier H, Biomechanische Vergleichsuntersuchungen über herkömmliche und selbstschneidende Kortikalisschrauben. *Z Orthop* 1991,129: 278 - 282
- Hidding J, Lazar F, Zöller JE, Erste Ergebnisse bei der vertikalen Distractionsosteogenese des atrophischen Alveolarkamms. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1999, 3 Suppl 1: 79-83
- Hilscher C, Resorbierbare- versus Titanimplantate bei Frakturen im Kieferwinkelbereich- Vergleichsstudie zur Stabilität von Osteosynthesen im biomechanischen Modellversuch. *Diss Med Universität Ulm* 2008
- Hönig JF, Merten HA, The multipoint contact plate in fracture treatment of the atrophied mandible: animal study and clinical application. *Plast Reconstr Surg* 1996, 97: 1158-1166
- Howell DC, McConaughy, Nonorthogonal analysis of variance: putting the question before the answer. *Educational and Psychological Measurement* 1982, 42: 9-23
- Hylander WL, Johnson KR, Jaw muscle function and wishboning of the mandible during mastication in macaques and baboons. *Am J Phys Anthropol* 1994, 94: 523-547
- Iatrou I, Samaras C, Theologie-Lygidakis N, Miniplate osteosynthesis for fractures of the edentulous mandible: a clinical study 1989-96. *J Craniomaxillofac Surg* 1998, 26: 400-404
- Ichim I, Swain M, Kieser JA, Mandibular biomechanics and development of the human chin. *J Dent Res* 2006, 85: 638-642
- Ichim I, Kieser JA, Swain MV, Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions. *Arch Oral Biol* 2007, 52: 465-473
- Jones DB, Nolte H, Schollubers JG, Turner E, Veltel D, Biomechanical signal transduction of mechanical strain in osteoblast-like cells. *Biomaterials* 1991,12: 101-110
- Joos U, Piffko J, Meyer U, Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001, 5: 2-16
- Kaufman Y, Cole P, Hollier L, Contemporary issues in facial gunshot wound management. *J Craniofac Surg* 2008, 19(2): 421-417
- Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg* 2006, 34:193-200
- Kikuchi M, Koriotoh TW, Hannam AG, The association among occlusal contacts, clenching effort and bite force distribution in man. *J Dent Res* 1997,76: 1316-1325

- Knoll WD, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J Craniomaxillofac Surg* 2006, 34: 201-209
- Kober C, Sader R, Thiele H, Bauer HJ, Zeilhofer HF, Hoffmann KH, Horch HH, Spannungsanalyse des menschlichen Unterkiefers bei traumatologischen Standardsituationen mittels numerischer Simulation. *Mund Kiefer Gesichts Chir* 2001, 5:114-119
- Koolstra JH, van Eijden TM, Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *J Biomech* 2005, 38: 2431-2439
- Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA, The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg* 1991, 19:199-204
- Kunz C, Hammer B, Prein J, Frakturen des zahnlosen atrophischen Unterkiefers. Frakturversorgung und Komplikationen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001, 5: 227-232
- Landes CA, Kriener S, Menzer M, Kovacs AF, Resorbable plate osteosynthesis of dislocated or pathological mandibular fractures: A prospective clinical trial of two amorphous L-/DL-lactide copolymer 2 mm miniplate systems. *Plast Reconstr Surg* 2003, 111: 601-610
- Landes CA, Ballon A, Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. *Plast Reconstr Surg* 2006, 117: 577-587; Discussion 588-579
- Levine PA, Goode RL, Treatment of fractures of the edentulous mandible. *Arch Otolaryngol* 1982, 108: 167-173.
- Levine PA, AO compression plating technique for treating fractures of the edentulous mandible. *Otolaryngol Clin North Am* 1987, 20: 457-477
- Löhr J, Gellrich NC, Buscher P, Wahl D, Rahn BA. Vergleichende In-vitro–Untersuchungen von selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben. Histomorphologische and physikalisch-technische Untersuchungen des Lagerknochens. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000, 4:159-163
- Louis P, Holmes J, Fernandes R. Resorbable mesh as a containment system in reconstruction of the atrophic mandible fracture. *J Oral Maxillofac Surg* 2004, 62: 719-723
- Loukas M, Kinsella CR, Jr., Kapos T, Tubbs RS, Ramachandra S, Anatomical variation in arterial supply of the mandible with special regard to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008, 37: 367-371
- Luhr HG, Reidick T, Merten HA, Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1996, 54: 250-254; Discussion 254-255
- Luhr HG, Reidick T, Merten HA, Frakturen des atrophischen Unterkiefers- Eine Herausforderung für die Therapie. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1996a, 41:151-154
- Madsen MJ, Haug RH, A biomechanical comparison of 2 techniques for reconstructing atrophic edentulous mandible fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2006, 64: 457-465
- Madsen MJ, McDaniel CA, Haug RH, A biomechanical evaluation of plating techniques used for reconstructing mandibular symphysis/parasymphysis fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2008, 66: 2012-2199
- Madsen MJ, Haug RH, Christensen BS, Aldridge E, Management of atrophic mandible fractures. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2009, 21: 175-183
- Madsen MJ, Kushner GM, Alpert B, Failed fixation in atrophic mandibular fractures: The case against miniplates. *Craniomaxillofacial Trauma and Reconstruction* 2011, 4: 145-150

- Marciani RD, Hill OJ, Treatment of fractured edentulous mandible. *J Oral Surg* 1979, 37: 569-577
- Marciani RD, Invasive management of the fractured atrophic edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2001, 59: 792-795
- Maung Aung T, Brook IM, Crofts CE, Trowbridge EA, An introduction to the 'Mennen plate' and its use in treatment of fractures of the edentulous mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1990, 28: 260-263
- Maurer PGW, Klinische und computergestützte Studie zur Designoptimierung von Unterkieferrekonstruktionsplatten, Med Habil Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg 2004
- McGregor AD, MacDonald DG, Age changes in the human inferior alveolar artery—a histological study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1989, 27: 371-374
- Melo AR, de Aguiar Soares Carneiro SC, Leal JL, Vasconcelos BC. Fracture of the atrophic mandible: case series and critical review. *J Oral Maxillofac Surg* 2011, 69: 1430-1435
- Mennen U, A new bone-holding clamp for use during internal fixation of fractures. *S Afr Med J* 1981, 60: 580-581
- Mennen U. The paraskelatal clamp-on plate. Part I. A new alternative for retaining the surgically reduced position of bone fractures. *S Afr Med J* 1984, 66: 167-170
- Merten HA, Wiese KG., Frakturen des zahnlosen, atrophischen Unterkiefers. Problemfälle der Frakturbehandlung. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 1992, 16: 144-150
- Metha NR, Roeber FW, Haddad AW, Clark E, Stern I, Hegrick W, Occlusal forces in three dimensions during mastication. *J Dent Res* 1977, 56 Special Issue A: 165
- Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A, Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks. *J Cranio Maxillofac Surg* 1998, 26: 331-341
- Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemy P, Wilk A, Development of a static simulator of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000, 28: 278-286
- Meyer C, Martin E, Kahn JL, Zink S, Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures. *J Craniomaxillofac Surg* 2007, 35: 84-90
- Meyer U, Wiesmann HP, Kruse-Losler B, Handschel J, Stratmann U, Joos U. Strain-related bone remodeling in distraction osteogenesis of the mandible. *Plast Reconstr Surg* 1999a, 103: 800-807
- Meyer U, Meyer T, Wiesmann HP, Stratmann U, Kruse-Lösler B, Maas H, Joos U, The effect of magnitude and frequency of interfragmentary strain on tissue response to distraction osteogenesis. *J Oral Maxillofac Surg* 1999 b, 57: 1331-1339; Discussion 1340-1341
- Meyer U, Vollmer D, Homann C, Schuon R, Benthaus S, Végh A, Felszegi E, Joos U, Pfiffkö J: Experimentelle und Finite-Elemente-Analyse der Biomechanik des Unterkiefers unter Belastung. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000, 4: 14-20
- Meyer U, Terodde M, Joos U, Wiesmann HP, Mechanische Stimulation von Osteoblasten in der Zellkultur. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001, 5:166-172
- Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH, Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1990, 63: 549-553
- Michelet FX, Dessus B, Benoit JP, Moll A, Les ostéosyntheses mandibulaires sans blocage par plaques stellites miniatures vissées [Mandibular osteosynthesis without blocking by screwed miniature stellite plates]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1973, 74: 239-245

- Militsakh ON, Wallace DI, Kriet JD, Girod DA, Olvera MS, Tsue TT, Use of the 2.0 mm locking reconstruction plate in primary oromandibular reconstruction after composite resection. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2004, 131: 660-665
- Miura H, Watanabe S, Isogai E, Miura K, Comparison of maximum bite force and dentate status between healthy and frail elderly persons. *J Oral Rehabil* 2001, 28: 592-595
- Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T: Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J Oral Rehab* 2000, 27: 1073-1076
- Mugino H, Takagi S, Oya R, Nakamura S, Ikemura K, Miniplate osteosynthesis of fractures of the edentulous mandible. *Clin Oral Investig* 2005, 9: 266-270
- Mühlberger G, Vergleichende in-vitro untersuchungen zur Stabilität osteosynthetisch versorgter Frakturen der Kiefergelenkwalze mit Beteiligung des lateralen Kondylenpols (Typ B). *Diss Med Dent Technische Universität München* 2005
- Müller S, Burgers R, Ehrenfeld M, Gosau M. Macroplate fixation of fractures of the edentulous atrophic mandible: immediate function and masticatory rehabilitation. *Clin Oral Investig* 2011, 15:151-156
- Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 109: 346-356
- Nasser M, Fedorowicz Z, Ebadifir A, Management of the fractured edentulous atrophic mandible. *Cochrane Database of Systematic Review* 2007, Art. No CD006087
- Neff A, Kober C, Zeilhofer HF, Sader R, Deppe H, Kuhn A, Hoffmann KH, Horch HH, A new efficient biomechanical model of the human mandible based on computerized numerical simulation. *J Craniomaxillofac Surg* 1998, 26: 129 -130
- Neff A, Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Kiefergelenkwalze. *Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen*. Göttingen Cuvillier Verlag 2003
- Nelson K, Glatzer C, Hildebrand D, Hell B, Klein M. Clinical evaluation of endosseous implants in nonvascularized fibula bone grafts for reconstruction of the severely atrophied mandibular bone. *J Oral Maxillofac Surg* 2006, 64: 1427-1432
- Newman L, The role of autogenous primary rib grafts in treating fractures of the atrophic edentulous mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995, 33: 381-387
- Obwegeser HL, Sailer HF, Another way of treating fractures of the atrophic edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1973, 1: 213-221
- Pape HD, Gerlach KL, Champy M, Mandibular fractures including atrophied mandible. In: Härtle F, Champy M, Terry BC (Eds.) *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis. Miniplates, Microplates and screws*. pp. 31-39 Stuttgart New York Thieme 1999
- Pereira FL, Gealh WC, Braga Barbosa CEB, Filho LI, Different surgical approaches for multiple fractured atrophic mandibles. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 2011, 4: 19-24
- Perren SM, Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg [Br]* 2002, 84-B: 1093-1110
- Phillips JH, Rahn B, Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg* 1989, 83: 447-456
- Piffkó J, Homann C, Schuon R, Joos U, Meyer U, Experimentelle Untersuchung zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Unterkieferosteosynthesen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2003, 7: 1-6

- Pistner H, Kukiz P, Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen - Messungen mit einem rechnergestützten piezokeramischen miniaturisierten Meßsystem. Dtsch Zahnärztl Z 1997, 53: 528-534
- Pohl L, Extraoral splinting of the edentulous mandible. Lancet 1941, 2: 389-391
- Prein J, Invited Comment to Newman L: The role of autogenous primary rib grafts in treating fractures of the atrophic edentulous mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 1990: 33: 386
- Prein J, Rahn B, Scientific and technical background. In: Prein J (Ed.) Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton. p. 9 Berlin Heidelberg New York: Springer 1998
- Proffit WR, Fields HW, Nixon WL (1983) Occlusal forces in normal- and long-face adults. J Dent Res 1983, 62:566-570
- Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB, In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. Int J Oral Maxillofac Surg 2010, 39: 1109-1114
- Romm S, Thomas Brian Gunning and his splint. Plast Reconstr Surg 1986, 78: 252- 258
- Rudderan RH, Mullen RL, Biomechanics of the facial skeleton. Clin Plast Surg 1992, 19: 11-29
- Rudderan R, Mullen RL, Phillips JH, The biophysics of mandibular fractures: an evolution towards understanding. Plast Reconstr Surg 2008, 121: 596-607
- Saka B, Wree A, Anders L, Gundlach KK, Experimental and comparative study of the blood supply to the mandibular cortex in Gottingen minipigs and in man. J Craniomaxillofac Surg 2002, 30: 219-225
- Sauerbier S, Schon R, Otten JE, Schmelzeisen R, Gutwald R, The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body - a literature review. J Craniomaxillofac Surg 2008: 36: 251-259
- Sauerbier S, Kuenz J, Hauptmann S, Hoogendijk CF, Liebehenschel N, Schön R, Schmelzeisen R, Gutwald R, Clinical aspects of a 2.0 mm locking plate system for mandibular fracture surgery. J Craniomaxillofac Surg 2010, 38: 501-504
- Schatzker J, Horne JG, Summer-Smith G. The effect of movement on the holding power of screws in bone. Clin Orthop 1975, 111: 257-262
- Schieferstein H, Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems. Herbert Utz Verlag, 2003
- Schieferstein H, Eichhorn S, Steinhauser E, Sader R, Zeilhofer HF, Neue Prüfkonzepte für Primärstabilität und Dauerfestigkeit mandibulärer Osteosynthesesysteme sowie für mathematische Modelle des Kausystems. In: Rossmann T, Tropea C (Hrsg.) Bionik – Aktuelle Forschungsergebnisse in Natur-, Ingenieur- und Geisteswissenschaft. S. 543- 560, Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 2005
- Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B, Experimentelle Untersuchungen zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Miniplattenkonfigurationen im Kieferwinkel. Fortschr Kiefer Gesichtschir 1996, 41: 166-170
- Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B, Pytlik C, One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures? J Craniomaxillofac Surg 1997, 25: 162-168
- Schilli W, Stoll P, Bähr W, Prein J, Mandibular fractures. In: Prein J (Ed.), Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton. pp. 86/87, Berlin Heidelberg New York: Springer 1998

- Schmelzeisen R, McIff T, Rahn B, Further development of titanium miniplate fixation for mandibular fractures. Experience gained and questions raised from a prospective clinical pilot study with 2.0 mm fixation plates. *J Craniomaxillofac Surg* 1992, 20: 251-256
- Schug T, Rodemer H, Neupert W, Dumbach J, Treatment of complex mandibular fractures using titanium mesh. *J Craniomaxillofac Surg* 2000, 28: 235-237
- Schug T, Rodemer H, Neupert W, Dumbach J, Versorgung von Unterkiefertrümmer- und Defektfrakturen sowie von Frakturen atrophischer Unterkiefer mit Titangittern. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000a, 4: 193-196
- Schuller-Götzburg P, Pleschberger M, Rammerstorfer FG, Krenkel C. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009, 38:1298-1305
- Schumacher E, Dufner J, Jensen U, Statistik mit SAS. Teubner Verlag 2004, 299-301
- Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R, Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2007, 65: 924-930
- Semba I, Funakoshi K, Kitano M, Histomorphometric analysis of age changes in the human inferior alveolar artery. *Arch Oral Biol* 2001, 46: 13-21
- Seper L, Piffko J, Joos U, Meyer U, Treatment of fractures of the atrophic mandible in the elderly. *J Am Geriatr Soc* 2004, 52: 1583-1584
- Shetty V, McBrearty D, Fournery M, Caputo AA, Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* 1995, 53:791-801; Discussion by Champy M, Kahn JL, 801-802
- Shibuya TY, Wadhwa A, Nguyen KH, Panossian AM, Kim S, Wong H, Feinberg S, Damisah EC, Camilon PR, Bang H, Linking of bone morphogenetic protein-2 to resorbable fracture plates for enhancing bone healing. *Laryngoscope* 2005, 115: 2232-2237
- Sikes JW Jr, Smith BR, Mukherjee DP, Coward KA, Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws in fracture and reconstruction models. *J Oral Maxillofac Surg* 1998, 56: 468-473
- Sikes JW Jr, Smith BR, Mukherjee DP, An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. *J Oral Maxillofac Surg* 2000, 58: 56-61 Discussion 62
- Snell JA, Dott WA, Internal fixation of certain fractures of the mandible by bone plating. *Plast Reconstr Surg* 1969, 43: 281-286
- Sonnenburg M, Völker H, Zur Belastbarkeit des frakturierten Unterkiefers in Abhängigkeit von der Behandlungsmethode. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 1982, 6:409-413
- Sorel B, Open versus closed reduction of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 1998, 10: 541-565
- Spiessl B, Schargus G, Schroll K, Die stabile Osteosynthese bei Frakturen des unbezahnten Unterkiefers. *Schweiz Monatschr Zahnheilk* 1971: 81: 39-45
- Spiessl B. Funktionsstabile Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen- Problematik und Technik. *Fortschritte Kiefer Gesichtschir* 1975: 68-72
- Spiessl B, Osteosynthese des Unterkiefers, Manual der AO-Prinzipien, Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1988

- Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, Kirita T, Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2009, 67: 2397-2403
- Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA, Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999, 14: 504-509
- Talwar RM, Ellis E, Throckmorton GS, Adaptation of the masticatory system after bilateral fractures of the mandibular condyle. process. *J Oral Maxillofac Surg* 1998, 56: 430 - 439
- Tanaka M, Ogimoto T, Koyano K, Ogawa T, Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa. *J Oral Rehabil* 2004, 31: 873-878
- Tatematsu M, Mori T, Kawaguchi T, Takeuchi K, Hattori M, Morita I, Nakagaki H, Kato K, Murakami T, Tuboi S, Hayashizaki J, Murakami H, Yamamoto M, Ito Y, Masticatory performance in 80-year-old individuals. *Gerodontology* 2004, 21:112-119
- Thaller SR. Fractures of the edentulous mandible: a retrospective review. *J Craniofac Surg* 1993, 4: 91-94
- Tiwana PS, Abraham MS, Kushner GM, Alpert B, Management of atrophic edentulous mandibular fractures: the case for primary reconstruction with immediate bone grafting. *J Oral Maxillofac Surg* 2009, 67: 882-887.
- Toma VS, Mathog RH, Toma RS, Meleca AJ, Transoral versus extraoral reduction of mandible fractures: a comparison of complication rates and other factors. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003, 128: 215-219
- Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Bite force, endurance and masseter muscle fatigue in healthy edentulous subjects and those with TMD, *J Oral Rehab* 1999, 26: 321-328
- Tucker MR, Discussion of Sikes JW, Smith, BR, Mukherjee DP: An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2000, 58: 62
- Vangsness CT, Carter DR, Frankel VH. In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-self-tapped cortical bone screws. *Clin Orthop* 1981, 157: 279-286
- Van Sickels JE, Cunningham LL, Management of atrophic mandible fractures: are bone grafts necessary? *J Oral Maxillofac Surg* 2010, 68: 1392-1395
- Wang JS, Stohler CS, Textural properties of food used in studies of mastication. *J Dent Res* 1990, 69:1546-1550
- Wetzel T, Miniplatten versus Staples - biomechanische Untersuchung zur Stabilität von Frakturversorgungen im Angulus- und Korpusbereich der Mandibula. *Diss Med Dent Technische Universität München* 2007
- Wical KE, Swoope CC, Studies of residual ridge resorption. I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent* 1974, 32: 7-12
- Wical KE, Swoope CC, Studies of residual ridge resorption. II. The relationship of dietary calcium and phosphorus to residual ridge resorption. *J Prosthet Dent* 1974, 32: 13-22
- Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN, Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997, 26: 68-73
- Wittwer G, Adeyemo WL, Turhani D, Ploder O, Treatment of atrophic mandibular fractures based on the degree of atrophy – experience with different plating systems: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg*

2006, 64: 230-234

Wolfe SA, Lovaas M, McCafferty LR, Use of a miniplate to provide intermaxillary fixation in the edentulous patient. *J Craniomaxillofac Surg* 1989,17: 31-33

Wolff KD, Swaid S, Nolte D, Bockmann RA, Hölzle F, Muller-Mai C, Degradable injectable bone cement in maxillofacial surgery: indications and clinical experience in 27 patients. *J Craniomaxillofac Surg* 2004, 32: 71-79

Wongchuensoontorn C, Liebehenschel N, Schwarz U, Schmelzeisen R, Gutwald R, Ellis E 3rd, Sauerbier S, Application of a new chair-side method for the harvest of mesenchymal stem cells in a patient with non union of a fracture of the atrophic mandible--a case report. *J Craniomaxillofac Surg* 2009, 37:155-161

Woods WR, Hiatt WR, Brooks RL, A technique for simultaneous fracture repair and augmentation of the atrophic edentulous mandible. *Journal of Oral Surgery* 1979, 37: 131-135

Wolter D, Jürgens C, Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten – Historische Entwicklung, wissenschaftlicher Hintergrund und aktueller Stand. *Trauma Berufskrankh* 2006, 8: 206 -211

Xie Q, Ainamo A, Association of edentulousness with systemic factors in elderly people living at home. *Community Dent Oral Epidemiol* 1999, 27: 202-209

Yamamoto K, Maxillofacial fractures in older patients. *J Oral Maxillofac Surg* 2011, 69: 2204 - 2210

Zide MF, Ducic Y, Fibula microvascular free tissue reconstruction of the severely comminuted atrophic mandible fracture-case report. *J Craniomaxillofac Surg* 2003, 31: 296-298

Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
AM	Anzugsmoment
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
bar	Luftdruck
CD-R	Compact Disc-Recordable
DCP	Dynamic compression plate (<i>eng.</i>), Dynamische Kompressionsplatte
Diagr.	Diagramm
DMS	Dehnungsmessstreifen
EMG	Elektromyografie
et al.	und Andere
FEM	Finite Element Methode
LM	Lösemoment
LS means	Least square means
M2	Metrisches Gewinde 2Millimeter Durchmesser
M.	Musculus
MKG	Mund-Kiefer-Gesicht
MPC	Multi Point Center
mm	Millimeter
mm²	Quadratmillimeter
MW	Mittelwert
N	Newton
Nm	Newtonmeter
PC	Personal Computer
PU	Polyurethan (Hart-Integralschaum)
s.	siehe
SD	Standardabweichung
S.O.R.G.	Strasbourg Osteosynthesis Research Group
u.	und
UK	Unterkiefer
USB	Universal Serial Bus

u.v.m.	und viele mehr
V1, V2, V3, ...	Versuchsgruppe 1, Versuchsgruppe 2, Versuchsgruppe3, ...
vs	versus
µm	Mikrometer (=0,01Millimeter)
°	Winkel Grad
%	Prozent

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.2.1: Mechanik der Kraftübertragung (F) nach Load sharing und Load bearing Prinzipien in Gegenüberstellung	6
Abb. 1.2.1.1: Unilaterale Korpusfraktur im zahnlosen hochatrophen Unterkiefer (Frau 67 Jahre) im Orthopantomogramm	16
Abb. 2.1: Koordinatensystem im Kieferbelastungssimulator	25
Abb. 2.2.1a: Zerlegung der Kräfte in x und y Richtung: resultierende Muskelkraft F_R , vertikal symmetrische Kaukraft F_Z sowie die Gelenkkraft F_G und Angabe des Bohrloches B	26
Abb. 2.2.1b: Kieferbelastungssimulator in der Übersicht (Quelle: Henssler, 1999)	27
Abb. 2.2.1c: Seitenansicht eines zahnlosen Unterkiefermodells im Belastungssimulator	28
Abb. 2.2.2.1: Ω - Wegaufnehmer mit Dehnungsmessstreifen	29
Abb. 2.2.2.2: Messdosen	30
Abb. 2.2.2.4: Momentaufnahme während eines Messvorganges mit der Messsoftware catman®	31
Abb. 2.3.4: Fotografische Dokumentation nach der Osteosynthese	33
Abb. 2.4.1: Ω - Wegaufnehmer: cranial über dem Osteotomiespalt montiert. Der Wegaufnehmer wurde von lateral in die Schlitze des Messingblockes eingeschoben	35
Abb. 2.7.1.1a: Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Minikompressionsplattensystem: Abgebildet sind 3 Plattenvarianten mit sphärischen Gleitlöchern im Mittelsteg	40
Abb. 2.7.1.1b: Platzierung der Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platten entlang der Lateralfläche des zahnlosen Unterkiefermodells	40
Abb. 2.7.2.1.1a: Synthes UniLOCK™ 2.0 System mit Plattenstärken im Large, Medium und Small Profile	42
Abb. 2.7.2.1.1b: Außengewinde der Schraube sowie Innengewinde der Platte am Beispiel einer Synthes UniLOCK™ 2.0 System Large Profile Platte)	42
Abb. 2.7.2.1.1c: Platzierung einer 12-Loch Synthes UniLOCK™ 2.0 Large Profile Platte caudolateral am zahnlosen Unterkiefer Modells	42
Abb. 2.7.2.1.2a: 12-Loch Gitterplatte dem Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 System	43
Abb. 2.7.2.1.2b: Platzierung der Gitterplatte Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 System am Unterkieferrand symmetrisch zum Osteotomiespalt	43
Abb. 2.7.2.1.2c: Außengewinde der 1.5 Trilock® Schraube sowie Medartis APTUS® Hand Osteosyntheseplatte	44
Abb. 2.7.2.1.2d: Prinzip der „Sphärischen 3 Punkt Keilverblockung“: zwischen dem Schraubenkopf und dem Plattenloch entsteht durch die Verriegelung eine axiale und im Winkel stabile Verbindung	44
Abb. 2.7.1.3a: Synthes® Compact 1.3 Platten: oben Doppel Y-Platte, unten rechteckige Grid Platte	45
Abb. 2.7.1.3b: Platzierung der Synthes® Compact 1.3 Doppel Y-Platte und Grid Platte am zahnlosen Unterkiefermodell. Die Anordnung der Platten lateral /crestal und basal führt zu einer 3D Stabilisierung	45
Abb. 2.7.1.4a: Synthes Mandibular 2.0™ Platten: oben 6-Loch mit Zwischensteg, unten 4-Loch Adaptationsplatte	46
Abb. 2.7.1.4b: Platzierung der Synthes Mandibular 2.0™ Platten am Unterkiefermodell: Links 6-Loch Platte mit Steg am laterobasalen Rand. Rechts die 4-Loch Adaptationsplatte crestal	46
Abb. 2.7.2.1a: Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	47

Abb. 2.7.2.1b: Platzierung der Synthes Reko Platte 2.4™ am laterobasalen Rand des Unterkiefermodells. Die vier Osteotomiespaltnahen - Schrauben wurden nicht mit Schrauben besetzt.	48
Abb. 2.7.2.2a: Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	48
Abb. 2.7.2.2b: Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™. Die Plattenlöcher sind mit einem Innengewinde zur winkelstabilen unidirektionalen Fixierung der Schrauben ausgestattet.....	49
Abb. 2.7.2.2c: Platzierung der Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™ am laterobasalen Rand des Unterkiefermodells analog zur konventionellen Reko Platte	49

Tabellenverzeichnis

Tab. 1.1: Atrophiegrade bei Frakturen im zahnlosen Unterkiefer nach Luhr et al. (1996).....	2
Tab. 1.2.1: Frakturen im zahnlosen Unterkiefer – Geschlossene Behandlungsverfahren (Modifiziert und erweitert in Anlehnung an Madsen et al. 2009)	3
Tab. 1.2.2: Frakturen im zahnlosen Unterkiefer - Operative Techniken (Modifiziert und erweitert in Anlehnung an Madsen et al. 2009)	5
Tab. 2.3.4: Ordinalskala der initialen Osteosynthesespaltbreite	33
Tab. 2.6.2: Übersicht der Osteosynthesesysteme und Unterteilung der Versuchsgruppen 1-12.....	36
Tab. 3.1.1: Ranking der Versuchsgruppen für die Messstelle a) vestibulär basal	54
Tab. 3.1.2: Ranking der Versuchsgruppen für die Messstelle b) vestibulär crestal	54
Tab. 3.1.3: Ranking der Versuchsgruppen für die Messstelle c) lingual auf mittlerer Knochenhöhe ..	54
Tab. 3.2.1.1: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z = 60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 1 bis 3.	59
Tab. 3.2.1.2: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z = 60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 4 bis 7.....	61
Tab. 3.2.1.3: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z = 60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 8 bis 10.....	63
Tab. 3.2.2: Osteosynthesespaltbreiten zum Endpunkt der Belastungstests (bei maximaler Kaukraft $F_z = 60$ N) an der cranialen und lingualen Messstelle für die Versuchsgruppen 11 bis 12.	64
Tab. 3.2.3.1a: p-Werte für die festen Einflussgrößen aus dem linearen Regressionsmodell für die craniale Osteosynthesespaltbreiten am Cranialrand des Unterkiefermodells	64
Tab. 3.2.3.1b: Ranking der Osteosynthese am Cranialrand der Versuchsgruppen. Aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS-means) für jedes Osteosynthesesystem einschließlich der 95 % Konfidenzintervalle	645
Tab. 3.2.3.2a: p-Werte für die festen Einflussgrößen aus dem linearen Regessionsmodell für die Osteosynthesespaltbreite auf der Lingualseite der Unterkiefermodelle	68
Tab. 3.2.3.2b: Ranking der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite in allen Versuchsgruppen: aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS-means) für jedes Osteosynthesesystem einschließlich der 95% Konfidenzintervalle	68
Tab. 3.3.1a: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 1 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg.....	74
Tab. 3.3.1b: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 2 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg.....	74
Tab. 3.3.1c: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 3 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg.....	74
Tab. 3.3.1d: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 4 - Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch	75
Tab. 3.3.1e: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 5 - Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch	75
Tab. 3.3.1f: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 6 - Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch	75
Tab. 3.3.1g: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 7 – Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte.....	75

Tab. 3.3.1h: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung	76
Tab. 3.3.1i: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - laterobasal	77
Tab. 3.3.1j: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch - Platzierung crestal	77
Tab. 3.3.1k: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	78
Tab. 3.3.1l: Lage- Kenn- Größen für Versuchsgruppe 12 - Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch	78
Tab. 3.3.2a: Aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS- means) des Anzugsmoments für jede Versuchsgruppe einschließlich der 95 % Konfidenzintervalle.	78
Tab. 3.3.2b: Aus dem Regressionsmodell errechnete mittlere Schätzer (LS- means) des Lösemoments für jede Versuchsgruppe einschließlich der 95 % Konfidenzintervalle	79
Tab. 4.2.3.1: Literatur-Übersicht: Kaukräfte bei bezahnten Individuen	87
Tab. 4.2.3.2: Literatur Übersicht: Kaukräfte bei Totalprothesen-, Coverdenture und Teiprothesenträgern	89
Tab. 5: Übersicht der Osteosynthesysteme und Unterteilung der Versuchsgruppen 1-12	89

Diagrammverzeichnis

Diagr. 3.1.2a: Darstellung der Initialen Osteosynthesespaltbreiten der an Messstelle a)	51
Diagr. 3.1.2b: Darstellung der Initialen Osteosynthesespaltbreiten an der Messstelle b)	52
Diagr. 3.1.2c: Darstellung der Initialen Osteosynthesespaltbreiten an der Messstelle c).....	53
Diagr. 3.2.1.1a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z in den Versuchsgruppen 1-3.....	58
Diagr. 3.2.1.1b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 1-3.....	58
Diagr. 3.2.1.2a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z in den Versuchsgruppen 4-7.....	59
Diagr. 3.2.1.2b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z in den Versuchsgruppen 4-7.....	60
Diagr. 3.2.1.3a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 8-10.....	62
Diagr. 3.2.1.3b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 8-10.....	62
Diagr. 3.2.2a: Entwicklung der cranialen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 11 und 12.....	63
Diagr. 3.2.2b: Entwicklung der lingualen Osteosynthesespaltbreite bei Zunahme der vertikalen Kaukraft F_z Versuchsgruppe 11 und 12.....	64
Diagr. 3.2.3.1: Gesamtübersicht der Entwicklung der Osteosynthesespaltbreiten an dem Cranialrand des Unterkiefermodells unter Belastung.....	67
Diagr. 3.2.3.2: Gesamtübersicht der Entwicklung der Osteosynthesespaltbreiten auf der Lingualseite unter Belastung.....	70
Diagr. 3.3.1: Übersicht Anzugs- (AM obere Hälfte) und Lösemomente (LM untere Hälfte mit negativem Vorzeichen)	73

A N H A N G

Anhang 1: Initiale Osteosynthespaltbreite

Anhang 2: Stabilitätsversuche

Anhang 3: Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben

Anhang 4: Box- Whisker- Diagramme - Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben

Anhang 1: Initiale Osteosynthesespalbreite

Versuchsgruppe 1 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg				Versuchsgruppe 2 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg				Versuchsgruppe 3 - Medartis Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg			
Messsstelle				Messsstelle				Messsstelle			
	a)	b)	c)		a)	b)	c)		a)	b)	c)
Modell 1	0	0	1	Modell 1	0	0	2	Modell 1	0	1	2
Modell 2	0	3	2	Modell 2	0	0	1	Modell 2	0	0	1
Modell 3	0	2	0	Modell 3	0	1	1	Modell 3	0	1	1
Modell 4	0	0	0	Modell 4	0	2	2	Modell 4	0	0	1
Modell 5	0	0	0	Modell 5	0	2	3	Modell 5	0	0	1
Modell 6	0	0	0	Modell 6	0	0	0	Modell 6	0	1	1
Modell 7	0	2	2	Modell 7	0	1	1	Modell 7	0	0	1
Median aus 1-7	0	1	1	Median aus 1-7	0	1	1	Median aus 1-7	0	0	1
Versuchsgruppe 4 - Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch				Versuchsgruppe 5 - Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch				Versuchsgruppe 6 - Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch			
Messsstelle				Messsstelle				Messsstelle			
	a)	b)	c)		a)	b)	c)		a)	b)	c)
Modell 1	0	1	0	Modell 1	0	1	0	Modell 1	0	1	1
Modell 2	1	0	0	Modell 2	0	1	0	Modell 2	0	1	2
Modell 3	0	0	0	Modell 3	0	0	0	Modell 3	0	0	0
Modell 4	0	1	1	Modell 4	0	2	1	Modell 4	0	0	0
Modell 5	0	1	1	Modell 5	0	0	0	Modell 5	0	1	1
Modell 6	0	0	0	Modell 6	0	0	0	Modell 6	0	1	1
Modell 7	3	1	2	Modell 7	0	0	0	Modell 7	0	0	1
Median aus 1-7	0	1	0	Median aus 1-7	0	0	0	Median aus 1-7	0	1	1
Versuchsgruppe 7 - Medartis APTUS® Hand Trilock® 1.5 Gitterplatte				Versuchsgruppe 8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte und Grid Platte in 3D Anordnung				Versuchsgruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg - Platzierung laterobasal			
Messsstelle				Messsstelle				Messsstelle			
	a)	b)	c)		a)	b)	c)		a)	b)	c)
Modell 1	1	0	1	Modell 1	0	0	0	Modell 1	1	0	0
Modell 2	1	1	1	Modell 2	0	0	0	Modell 2	1	1	0
Modell 3	0	0	1	Modell 3	0	0	1	Modell 3	1	1	0
Modell 4	0	0	1	Modell 4	0	0	1	Modell 4	1	0	0
Modell 5	0	1	1	Modell 5	0	0	0	Modell 5	0	0	0
Modell 6	1	0	1	Modell 6	0	1	1	Modell 6	0	0	0
Modell 7	1	0	1	Modell 7	0	0	1	Modell 7	1	0	0
Median aus 1-7	1	0	1	Median aus 1-7	0	0	1	Median aus 1-7	1	0	0
Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4 Loch - Platzierung crestal				Versuchsgruppe 11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch				Versuchsgruppe 12 - Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch			
Messsstelle				Messsstelle				Messsstelle			
	a)	b)	c)		a)	b)	c)		a)	b)	c)
Modell 1	1	1	0	Modell 1	1	1	2	Modell 1	0	1	1
Modell 2	1	0	0	Modell 2	1	1	2	Modell 2	1	1	1
Modell 3	1	0	0	Modell 3	1	1	1	Modell 3	1	3	2
Modell 4	1	0	0	Modell 4	0	2	1	Modell 4	1	1	0
Modell 5	0	0	0	Modell 5	0	3	2	Modell 5	2	0	1
Modell 6	0	0	0	Modell 6	1	1	1	Modell 6	2	0	1
Modell 7	0	0	0	Modell 7	1	2	3	Modell 7	2	2	3
Median aus 1-7	1	0	0	Median aus 1-7	1	1	2	Median aus 1-7	1	1	1

Bezeichnungen: a): vestibuläre /basale Messsstelle
 b): crestale Messsstelle
 c): linguale Messsstelle

Anhang 2: Stabilitätsversuche

Versuchsgruppe 1 - Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7			
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual
0	0,010	0,021	-0,007	-0,021	0,016	0,019	-0,004	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,031	-0,021	0,000	0,000
5	0,029	0,028	-0,018	-0,028	0,013	0,019	0,002	0,007	0,004	0,000	-0,007	0,014	-0,028	-0,014	0,002	0,007
10	0,041	0,041	0,007	-0,021	0,043	0,038	0,006	0,007	0,011	-0,010	0,005	0,007	-0,016	-0,014	0,007	0,007
15	0,058	0,055	0,014	-0,021	0,065	0,048	0,017	0,007	0,018	0,000	0,012	0,028	0,006	0,000	0,017	0,007
20	0,076	0,069	0,039	-0,014	0,095	0,067	0,037	0,014	0,021	-0,010	0,022	0,028	0,016	0,000	0,037	0,014
25	0,093	0,090	0,064	0,000	0,113	0,086	0,056	0,021	0,032	-0,010	0,041	0,055	0,039	0,007	0,056	0,021
30	0,113	0,110	0,086	0,000	0,134	0,105	0,082	0,024	0,032	0,000	0,068	0,110	0,071	0,028	0,082	0,028
35	0,128	0,127	0,107	0,014	0,169	0,124	0,103	0,028	0,039	0,000	0,092	0,127	0,081	0,048	0,103	0,048
40	0,143	0,153	0,136	0,021	0,200	0,152	0,120	0,028	0,056	0,019	0,118	0,127	0,103	0,034	0,120	0,034
45	0,163	0,174	0,150	0,021	0,247	0,171	0,144	0,034	0,064	0,038	0,159	0,155	0,132	0,034	0,150	0,038
50	0,186	0,232	0,175	0,028	0,295	0,190	0,169	0,034	0,083	0,076	0,218	0,298	0,188	0,062	0,186	0,076
55	0,216	0,289	0,200	0,055	0,334	0,229	0,192	0,021	0,095	0,086	0,250	0,298	0,249	0,103	0,216	0,103
60	0,239	0,308	0,222	0,069	0,395	0,257	0,219	0,034	0,115	0,105	0,293	0,365	0,284	0,097	0,239	0,105

Versuchsgruppe 2 - Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7			
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual
0	-0,020	-0,038	0,005	0,010	-0,007	0,010	0,000	-0,010	0,000	0,000	0,004	0,018	-0,015	-0,015	0,000	0,000
5	-0,015	-0,029	0,015	0,010	0,007	0,010	0,015	-0,010	0,014	0,006	-0,007	0,024	-0,012	0,000	0,007	0,006
10	-0,002	-0,029	0,010	0,000	0,011	0,010	0,034	0,010	0,029	0,006	0,004	0,024	0,006	0,000	0,010	0,006
15	0,010	-0,029	0,027	0,010	0,018	-0,010	0,049	0,019	0,045	0,012	0,004	0,024	0,018	0,015	0,018	0,012
20	0,020	-0,010	0,044	0,010	0,029	-0,010	0,068	0,029	0,048	0,006	0,018	0,024	0,032	0,030	0,032	0,010
25	0,034	-0,010	0,059	0,010	0,039	-0,019	0,080	0,038	0,063	0,012	0,032	0,024	0,047	0,044	0,047	0,012
30	0,050	-0,010	0,076	0,019	0,046	-0,019	0,098	0,048	0,075	0,012	0,046	0,024	0,065	0,067	0,065	0,019
35	0,054	0,010	0,101	0,029	0,060	-0,019	0,117	0,057	0,084	0,024	0,061	0,030	0,079	0,074	0,079	0,029
40	0,073	0,010	0,136	0,038	0,078	-0,019	0,144	0,086	0,102	0,030	0,073	0,030	0,100	0,081	0,100	0,030
45	0,102	0,019	0,168	0,048	0,092	-0,019	0,175	0,124	0,111	0,036	0,085	0,036	0,109	0,104	0,109	0,036
50	0,137	0,038	0,207	0,067	0,107	-0,010	0,226	0,162	0,133	0,042	0,102	0,036	0,129	0,111	0,133	0,042
55	0,183	0,076	0,239	0,067	0,136	0,019	0,262	0,200	0,145	0,042	0,112	0,042	0,156	0,133	0,156	0,067
60	0,202	0,076	0,275	0,076	0,168	0,048	0,294	0,210	0,163	0,097	0,119	0,036	0,174	0,133	0,174	0,076

Versuchsgruppe 3 - Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)															
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Medianwert aus Modell 1-7	
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual
0	-0,045	-0,034	0,000	-0,014	0,017	0,029	0,043	0,029	0,012	0,028	0,000	0,010	-0,012	-0,007	0,000	0,010
5	-0,039	-0,034	0,002	-0,014	0,022	0,029	0,061	0,057	0,002	0,014	-0,003	0,010	-0,026	-0,014	0,002	0,010
10	-0,016	-0,028	0,007	-0,007	0,039	0,038	0,091	0,048	0,007	0,014	0,006	0,010	-0,018	-0,007	0,007	0,010
15	0,010	-0,014	0,016	-0,007	0,056	0,057	0,148	0,067	0,012	0,014	0,019	0,019	-0,009	0,000	0,016	0,014
20	0,032	-0,007	0,029	0,000	0,066	0,067	0,187	0,086	0,020	0,014	0,029	0,019	0,003	0,014	0,029	0,014
25	0,077	0,028	0,045	0,014	0,080	0,076	0,235	0,105	0,029	0,014	0,035	0,019	0,009	0,021	0,045	0,021
30	0,094	0,028	0,055	0,014	0,095	0,095	0,261	0,086	0,034	0,014	0,052	0,029	0,029	0,034	0,055	0,029
35	0,132	0,056	0,074	0,021	0,110	0,105	0,309	0,095	0,049	0,014	0,065	0,038	0,035	0,055	0,074	0,055
40	0,179	0,085	0,084	0,021	0,125	0,114	0,357	0,105	0,066	0,021	0,078	0,038	0,053	0,076	0,084	0,076
45	0,235	0,151	0,113	0,063	0,170	0,143	0,426	0,133	0,078	0,028	0,100	0,038	0,068	0,083	0,113	0,083
50	0,322	0,218	0,132	0,073	0,193	0,152	0,496	0,143	0,095	0,028	0,121	0,057	0,088	0,117	0,132	0,117
55	0,361	0,218	0,161	0,082	0,244	0,190	0,574	0,152	0,102	0,048	0,143	0,067	0,112	0,153	0,161	0,152
60	0,401	0,237	0,171	0,111	0,270	0,210	0,613	0,152	0,120	0,048	0,169	0,067	0,126	0,161	0,171	0,152

Versuchsgruppe 4 - Synthes UniLOCK™ 2.0, Large Profile, 12-Loch

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)															
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Medianwert aus Modell 1-7	
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual
0	-0,006	-0,010	0,000	0,000	-0,004	0,006	0,004	0,007	0,000	0,000	0,015	0,007	-0,044	-0,040	0,000	0,000
5	-0,002	-0,010	0,002	0,000	0,000	0,012	0,002	0,007	0,010	0,008	0,022	0,015	-0,009	-0,008	0,002	0,007
10	0,004	-0,010	0,010	0,010	0,004	0,018	0,010	0,014	0,032	0,008	0,041	0,022	0,014	0,016	0,010	0,014
15	0,017	0,000	0,023	0,019	0,008	0,018	0,019	0,021	0,039	0,016	0,063	0,030	0,040	0,032	0,023	0,019
20	0,031	0,010	0,041	0,048	0,014	0,024	0,025	0,028	0,062	0,024	0,070	0,030	0,067	0,056	0,041	0,028
25	0,047	0,029	0,049	0,048	0,023	0,030	0,047	0,048	0,077	0,024	0,084	0,037	0,081	0,056	0,049	0,037
30	0,052	0,029	0,066	0,067	0,033	0,036	0,056	0,055	0,095	0,032	0,093	0,037	0,108	0,080	0,066	0,037
35	0,062	0,038	0,082	0,086	0,043	0,043	0,072	0,069	0,117	0,040	0,107	0,044	0,126	0,088	0,082	0,044
40	0,076	0,048	0,095	0,095	0,052	0,050	0,082	0,076	0,121	0,048	0,116	0,052	0,155	0,104	0,095	0,052
45	0,087	0,057	0,111	0,124	0,062	0,050	0,095	0,090	0,147	0,056	0,107	0,052	0,170	0,112	0,107	0,057
50	0,105	0,076	0,128	0,133	0,080	0,064	0,111	0,110	0,162	0,056	0,130	0,059	0,214	0,152	0,128	0,076
55	0,113	0,076	0,148	0,162	0,091	0,071	0,138	0,131	0,191	0,072	0,146	0,067	0,228	0,144	0,146	0,076
60	0,130	0,086	0,163	0,171	0,107	0,078	0,151	0,138	0,210	0,072	0,164	0,074	0,258	0,168	0,163	0,086

Versuchsgruppe 5 - Synthes UniLOCK™ 2.0, Medium Profile, 12-Loch

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Cranial	Lingual
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual		
0	-0,005	-0,008	0,011	0,008	0,000	0,000	0,005	0,000	-0,018	-0,016	0,011	0,016	0,002	-0,014	0,002	0,000
5	0,026	0,008	0,018	0,016	-0,002	0,005	0,005	0,000	-0,006	0,000	0,015	0,032	0,009	-0,014	0,009	0,005
10	0,056	0,024	0,030	0,016	0,002	0,015	0,016	0,007	-0,006	0,008	0,015	0,024	0,016	-0,014	0,016	0,015
15	0,079	0,032	0,045	0,024	0,009	0,015	0,037	0,022	0,000	0,008	0,041	0,032	0,018	-0,014	0,037	0,022
20	0,123	0,064	0,066	0,040	0,014	0,022	0,048	0,037	0,003	0,016	0,063	0,032	0,023	-0,014	0,048	0,032
25	0,132	0,072	0,083	0,048	0,018	0,030	0,069	0,052	0,009	0,024	0,076	0,040	0,014	-0,007	0,069	0,040
30	0,170	0,088	0,104	0,056	0,023	0,044	0,087	0,059	0,018	0,024	0,092	0,048	0,028	-0,007	0,087	0,048
35	0,188	0,096	0,121	0,064	0,028	0,059	0,110	0,079	0,024	0,040	0,101	0,064	0,030	0,000	0,101	0,064
40	0,220	0,112	0,142	0,072	0,034	0,059	0,125	0,086	0,038	0,040	0,122	0,072	0,048	0,000	0,122	0,072
45	0,247	0,128	0,160	0,080	0,051	0,067	0,146	0,107	0,053	0,056	0,138	0,088	0,057	0,014	0,138	0,080
50	0,270	0,128	0,192	0,104	0,074	0,074	0,160	0,107	0,071	0,072	0,159	0,104	0,069	0,028	0,159	0,104
55	0,300	0,144	0,216	0,112	0,092	0,119	0,193	0,135	0,088	0,088	0,172	0,104	0,087	0,028	0,172	0,112
60	0,329	0,160	0,251	0,136	0,122	0,141	0,219	0,155	0,109	0,112	0,195	0,120	0,097	0,041	0,195	0,136

Versuchsgruppe 6 - Synthes UniLOCK™ 2.0, Small Profile, 12-Loch

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Cranial	Lingual
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual		
0	-0,005	-0,008	0,002	0,000	0,036	0,030	-0,003	-0,007	0,003	0,000	-0,003	0,000	-0,003	0,000	-0,003	0,000
5	0,026	0,008	0,009	0,014	0,133	0,060	-0,024	-0,007	0,018	0,007	0,056	0,021	-0,029	0,014	0,018	0,014
10	0,056	0,024	0,048	0,034	0,137	0,080	0,003	0,000	0,047	0,007	0,050	0,055	0,009	0,043	0,048	0,034
15	0,079	0,032	0,074	0,041	0,178	0,090	0,024	0,015	0,082	0,014	0,079	0,069	0,035	0,064	0,079	0,041
20	0,123	0,064	0,110	0,063	0,222	0,110	0,029	0,037	0,118	0,014	0,106	0,110	0,053	0,086	0,110	0,064
25	0,132	0,072	0,138	0,079	0,259	0,120	0,053	0,052	0,144	0,036	0,121	0,133	0,074	0,093	0,132	0,079
30	0,170	0,088	0,168	0,095	0,282	0,140	0,071	0,067	0,165	0,029	0,144	0,177	0,085	0,136	0,165	0,095
35	0,188	0,096	0,201	0,111	0,312	0,170	0,088	0,081	0,200	0,036	0,171	0,207	0,112	0,143	0,188	0,111
40	0,220	0,112	0,231	0,127	0,349	0,210	0,088	0,116	0,221	0,029	0,197	0,244	0,121	0,171	0,220	0,127
45	0,247	0,128	0,263	0,135	0,374	0,210	0,121	0,144	0,253	0,021	0,224	0,251	0,165	0,236	0,247	0,144
50	0,270	0,128	0,286	0,143	0,406	0,236	0,156	0,172	0,282	0,036	0,253	0,281	0,185	0,236	0,270	0,172
55	0,300	0,144	0,325	0,151	0,436	0,244	0,182	0,192	0,318	0,043	0,279	0,310	0,215	0,243	0,300	0,192
60	0,329	0,160	0,354	0,167	0,468	0,268	0,212	0,206	0,347	0,043	0,312	0,319	0,244	0,279	0,329	0,206

Versuchsgruppe 7 - Medartis APTUS® 1.5

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Cranial	Lingual
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual		
0	0,003	0,007	0,003	0,007	0,000	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,006	-0,008	-0,003	0,000	0,003	0,000
5	0,021	0,021	0,015	0,014	0,003	-0,008	0,009	0,000	0,015	0,008	0,021	0,025	0,003	0,000	0,015	0,008
10	0,024	0,021	0,035	0,029	0,012	-0,017	0,024	0,008	0,038	0,033	0,041	0,042	0,006	0,000	0,024	0,021
15	0,029	0,029	0,047	0,043	0,015	-0,008	0,032	0,017	0,056	0,050	0,059	0,058	0,009	0,008	0,032	0,029
20	0,041	0,036	0,065	0,057	0,021	-0,008	0,053	0,033	0,074	0,058	0,079	0,067	0,021	0,008	0,053	0,036
25	0,050	0,043	0,076	0,064	0,026	-0,008	0,068	0,042	0,091	0,075	0,094	0,083	0,021	0,017	0,068	0,043
30	0,062	0,050	0,097	0,086	0,032	-0,008	0,088	0,058	0,112	0,092	0,118	0,100	0,026	0,025	0,088	0,058
35	0,071	0,050	0,109	0,100	0,038	0,000	0,106	0,067	0,124	0,100	0,138	0,117	0,032	0,033	0,106	0,067
40	0,079	0,057	0,129	0,114	0,047	0,000	0,124	0,083	0,144	0,117	0,156	0,133	0,041	0,042	0,124	0,083
45	0,091	0,064	0,135	0,129	0,053	0,017	0,147	0,100	0,162	0,133	0,176	0,150	0,050	0,042	0,135	0,100
50	0,103	0,072	0,159	0,143	0,062	0,017	0,162	0,108	0,182	0,150	0,188	0,158	0,053	0,050	0,159	0,108
55	0,118	0,079	0,176	0,157	0,068	0,025	0,191	0,133	0,197	0,158	0,215	0,183	0,056	0,058	0,176	0,133
60	0,129	0,087	0,185	0,164	0,082	0,033	0,212	0,150	0,212	0,167	0,221	0,200	0,068	0,067	0,185	0,150

Versuchsgruppe 8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte + Synthes Compact 1.3™ Grid

Platte (3D Anordnung)

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Cranial	Lingual
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual		
0	0,008	0,010	0,012	0,014	-0,006	0,007	0,003	0,008	-0,002	0,000	0,005	0,000	-0,003	-0,024	0,003	0,007
5	0,012	0,010	0,019	0,030	0,000	0,014	0,012	0,024	0,000	-0,007	0,014	-0,007	0,009	-0,024	0,012	0,010
10	0,014	0,010	0,027	0,021	0,012	0,028	0,024	0,040	0,011	-0,007	0,023	0,007	0,018	-0,016	0,018	0,010
15	0,017	0,010	0,039	0,030	0,021	0,041	0,032	0,048	0,018	-0,007	0,032	0,007	0,021	0,000	0,021	0,010
20	0,021	0,010	0,047	0,040	0,029	0,055	0,050	0,056	0,028	-0,007	0,044	0,014	0,035	0,000	0,035	0,014
25	0,027	0,010	0,054	0,049	0,039	0,062	0,056	0,064	0,034	-0,007	0,053	0,014	0,044	0,008	0,044	0,014
30	0,029	0,010	0,066	0,059	0,047	0,069	0,074	0,088	0,041	0,000	0,064	0,014	0,056	0,008	0,056	0,014
35	0,033	0,010	0,072	0,059	0,062	0,083	0,091	0,120	0,044	0,007	0,076	0,014	0,071	0,008	0,071	0,014
40	0,037	0,010	0,082	0,078	0,066	0,086	0,100	0,120	0,051	0,007	0,087	0,028	0,079	0,016	0,079	0,028
45	0,043	0,010	0,089	0,078	0,072	0,097	0,112	0,120	0,060	0,007	0,099	0,034	0,085	0,024	0,085	0,034
50	0,050	0,019	0,101	0,097	0,085	0,103	0,126	0,128	0,069	0,000	0,111	0,034	0,100	0,024	0,100	0,034
55	0,058	0,019	0,109	0,097	0,091	0,110	0,156	0,184	0,083	0,007	0,132	0,048	0,112	0,032	0,109	0,048
60	0,070	0,019	0,122	0,106	0,101	0,117	0,174	0,184	0,097	0,007	0,152	0,069	0,126	0,048	0,122	0,069

Versuchsgruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)															
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Medianwert aus Modell 1-7	
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual
0	0,000	0,000	0,004	0,000	-0,002	0,000	0,004	0,007	-0,002	-0,007	0,000	0,008	0,000	0,000	0,000	0,000
5	0,012	0,000	0,048	0,007	0,023	0,024	0,000	0,014	0,005	-0,007	0,037	0,008	0,002	0,000	0,012	0,007
10	0,024	0,007	0,056	0,015	0,046	0,032	0,015	0,007	0,014	0,000	0,037	0,032	0,007	0,008	0,024	0,008
15	0,059	0,021	0,081	0,022	0,062	0,048	0,026	0,007	0,028	0,007	0,072	0,048	0,018	0,008	0,059	0,021
20	0,097	0,041	0,097	0,037	0,102	0,064	0,030	0,014	0,044	0,014	0,113	0,072	0,034	0,016	0,097	0,037
25	0,124	0,048	0,109	0,037	0,131	0,080	0,056	0,021	0,062	0,028	0,143	0,080	0,048	0,024	0,109	0,037
30	0,150	0,055	0,120	0,044	0,170	0,096	0,085	0,028	0,083	0,034	0,184	0,104	0,067	0,032	0,120	0,044
35	0,176	0,062	0,138	0,052	0,199	0,120	0,115	0,034	0,106	0,041	0,231	0,152	0,092	0,048	0,138	0,052
40	0,200	0,076	0,138	0,052	0,223	0,128	0,141	0,055	0,131	0,055	0,249	0,144	0,122	0,072	0,141	0,072
45	0,229	0,090	0,152	0,059	0,261	0,144	0,170	0,055	0,157	0,069	0,281	0,160	0,140	0,080	0,170	0,080
50	0,259	0,097	0,166	0,066	0,302	0,160	0,190	0,070	0,181	0,076	0,313	0,160	0,175	0,096	0,190	0,096
55	0,297	0,124	0,184	0,073	0,325	0,184	0,215	0,110	0,222	0,090	0,369	0,208	0,210	0,128	0,222	0,124
60	0,326	0,131	0,187	0,079	0,370	0,200	0,234	0,142	0,251	0,103	0,393	0,272	0,243	0,136	0,251	0,136

Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)															
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Medianwert aus Modell 1-7	
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual
0	0,003	0,000	0,000	0,000	-0,003	0,000	-0,009	-0,007	0,000	-0,014	0,000	-0,007	0,000	0,000	0,000	0,000
5	0,018	0,000	0,006	0,008	0,006	-0,007	-0,009	0,007	0,003	0,000	-0,003	-0,015	0,000	-0,007	0,003	0,000
10	0,026	0,008	0,015	0,016	0,015	0,000	0,003	0,000	0,015	-0,007	0,000	-0,015	0,003	-0,014	0,015	0,000
15	0,038	0,016	0,026	0,016	0,021	-0,007	0,000	0,014	0,021	0,000	0,003	-0,015	0,003	-0,021	0,021	0,000
20	0,056	0,032	0,038	0,024	0,029	-0,007	0,012	0,021	0,021	-0,014	0,006	-0,015	0,009	-0,021	0,021	-0,007
25	0,074	0,056	0,050	0,024	0,038	-0,007	0,018	0,028	0,029	0,007	0,006	-0,015	0,015	-0,021	0,029	0,007
30	0,109	0,088	0,059	0,032	0,047	-0,007	0,029	0,034	0,038	0,021	0,009	-0,015	0,021	-0,029	0,038	0,021
35	0,126	0,088	0,074	0,040	0,050	0,007	0,032	0,048	0,050	0,021	0,015	-0,022	0,029	-0,021	0,050	0,021
40	0,162	0,136	0,085	0,048	0,062	0,021	0,044	0,048	0,059	0,041	0,018	-0,007	0,038	-0,021	0,059	0,041
45	0,197	0,168	0,097	0,056	0,068	0,014	0,053	0,069	0,074	0,034	0,026	-0,015	0,050	-0,021	0,068	0,034
50	0,235	0,192	0,115	0,064	0,076	0,057	0,062	0,069	0,085	0,028	0,026	0,000	0,056	-0,021	0,076	0,057
55	0,265	0,232	0,132	0,080	0,085	0,050	0,074	0,076	0,100	0,085	0,041	0,015	0,065	-0,021	0,085	0,076
60	0,303	0,272	0,153	0,096	0,097	0,086	0,076	0,110	0,115	0,129	0,053	0,022	0,076	-0,021	0,097	0,096

Versuchsgruppe 11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Cranial	Lingual
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual		
0	-0,010	-0,014	0,028	0,034	0,003	0,000	0,029	0,029	-0,004	0,007	0,009	0,010	0,001	0,001	0,003	0,007
5	-0,002	0,000	0,028	0,034	0,000	0,010	0,032	0,048	0,002	0,000	0,022	0,010	0,002	0,007	0,002	0,010
10	0,005	0,007	0,032	0,028	0,006	0,010	0,038	0,057	0,010	0,007	0,026	0,010	0,007	0,021	0,010	0,010
15	0,015	0,007	0,038	0,034	0,013	0,010	0,051	0,057	0,021	0,014	0,035	0,019	0,010	0,021	0,021	0,019
20	0,022	0,014	0,048	0,034	0,026	0,029	0,057	0,067	0,035	0,028	0,039	0,019	0,020	0,028	0,035	0,028
25	0,032	0,021	0,054	0,041	0,032	0,029	0,063	0,067	0,041	0,028	0,061	0,029	0,027	0,034	0,041	0,029
30	0,041	0,021	0,064	0,048	0,045	0,048	0,070	0,067	0,058	0,048	0,070	0,038	0,032	0,041	0,058	0,048
35	0,049	0,028	0,080	0,055	0,052	0,048	0,089	0,086	0,072	0,062	0,083	0,048	0,037	0,048	0,072	0,048
40	0,056	0,034	0,093	0,062	0,071	0,057	0,098	0,086	0,080	0,062	0,104	0,067	0,046	0,055	0,080	0,062
45	0,068	0,048	0,115	0,083	0,086	0,057	0,105	0,095	0,087	0,069	0,117	0,067	0,056	0,062	0,087	0,067
50	0,076	0,048	0,132	0,090	0,099	0,067	0,114	0,095	0,095	0,069	0,143	0,095	0,063	0,069	0,099	0,069
55	0,085	0,055	0,144	0,097	0,112	0,076	0,130	0,105	0,115	0,083	0,157	0,105	0,072	0,076	0,115	0,083
60	0,091	0,061	0,141	0,124	0,130	0,076	0,153	0,124	0,136	0,103	0,178	0,114	0,088	0,097	0,136	0,103

Versuchsgruppe 12 - Synthes UniLOCK™ Reko Platte 2.4, gerade, 12-Loch

Belastung (N)	Spaltbreite (mm)														Medianwert aus Modell 1-7	
	Modell 1		Modell 2		Modell 3		Modell 4		Modell 5		Modell 6		Modell 7		Cranial	Lingual
	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual	Cranial	Lingual		
0	-0,005	-0,010	-0,003	0,000	0,000	0,000	-0,014	-0,006	-0,002	0,000	-0,032	-0,021	0,006	0,019	-0,003	0,000
5	-0,002	0,000	-0,010	0,000	0,002	0,000	-0,021	-0,012	0,009	0,000	-0,023	0,000	0,015	0,029	-0,002	0,000
10	0,007	0,010	0,000	0,010	0,005	0,010	-0,014	-0,006	0,005	0,008	-0,010	0,014	0,021	0,038	0,005	0,010
15	0,012	0,019	0,016	0,019	0,007	0,010	-0,008	0,000	0,009	0,013	0,000	0,021	0,036	0,048	0,009	0,019
20	0,020	0,029	0,026	0,029	0,010	0,010	-0,004	0,000	0,013	0,013	0,019	0,034	0,045	0,067	0,019	0,029
25	0,024	0,038	0,032	0,038	0,010	0,019	0,008	0,006	0,020	0,009	0,039	0,048	0,060	0,086	0,024	0,038
30	0,029	0,048	0,048	0,038	0,015	0,019	0,019	0,012	0,028	0,009	0,052	0,055	0,075	0,095	0,029	0,038
35	0,041	0,067	0,061	0,048	0,022	0,029	0,023	0,018	0,037	0,008	0,068	0,062	0,087	0,105	0,041	0,048
40	0,051	0,076	0,076	0,067	0,024	0,038	0,031	0,018	0,044	0,009	0,090	0,076	0,099	0,114	0,051	0,067
45	0,064	0,095	0,085	0,067	0,027	0,038	0,039	0,024	0,064	0,011	0,110	0,085	0,113	0,133	0,064	0,067
50	0,077	0,114	0,100	0,076	0,029	0,048	0,049	0,030	0,076	0,014	0,136	0,104	0,134	0,143	0,077	0,076
55	0,090	0,124	0,124	0,105	0,037	0,057	0,066	0,036	0,081	0,016	0,162	0,114	0,149	0,152	0,090	0,105
60	0,099	0,133	0,139	0,113	0,041	0,057	0,078	0,042	0,102	0,016	0,192	0,152	0,167	0,171	0,102	0,113

Anhang 3: Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben

Versuchsgruppe 1 - Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in Nm										
Modell 1 AM	0,17	0,1	0,13	0,13	0,15	0,17	0,11	0,16	0,16	0,2
1 LM	-0,08	-0,06	-0,09	-0,06	-0,07	-0,09	-0,05	-0,09	-0,04	-0,09
Modell 2 AM	0,1	0,09	0,1	0,08	0,1	0,14	0,1	0,07	0,1	0,11
2 LM	-0,06	-0,06	-0,05	-0,06	-0,06	-0,06	-0,04	-0,06	-0,06	-0,05
Modell 3 AM	0,1	0,13	0,16	0,09	0,17	0,11	0,09	0,08	0,12	0,1
3 LM	-0,07	-0,07	-0,05	-0,05	-0,08	-0,09	-0,05	-0,08	-0,11	-0,1
Modell 4 AM	0,1	0,23	0,18	0,1	0,14	0,12	0,15	0,08	0,2	0,1
4 LM	-0,06	-0,07	-0,07	-0,06	-0,08	-0,08	-0,07	-0,07	-0,05	-0,06
Modell 5 AM	0,09	0,08	0,08	0,09	0,1	0,11	0,06	0,06	0,1	0,08
5 LM	-0,07	-0,07	-0,08	-0,05	-0,07	-0,06	-0,08	-0,04	-0,12	-0,05
Modell 6 AM	0,12	0,12	0,15	0,12	0,11	0,14	0,07	0,12	0,14	0,12
6 LM	-0,11	-0,1	-0,07	-0,06	-0,09	-0,11	-0,12	-0,13	-0,08	-0,09
Modell 7 AM	0,08	0,1	0,1	0,1	0,09	0,08	0,11	0,07	0,07	0,1
7 LM	-0,08	-0,04	-0,04	-0,07	-0,05	-0,05	-0,07	-0,06	-0,07	-0,06

Medianwert der AM (Anzugsmomente)= 0,1 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM (Lösemomente)= -0,07 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 2 - Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft in Nm								
Modell 1 AM	0,1	0,1	0,12	0,12	0,13	0,11	0,1	0,1
1 LM	-0,04	-0,05	-0,05	-0,05	-0,05	-0,06	-0,07	-0,06
Modell 2 AM	0,13	0,12	0,1	0,11	0,13	0,14	0,16	0,14
2 LM	-0,07	-0,1	-0,07	-0,09	-0,09	-0,04	-0,09	-0,07
Modell 3 AM	0,12	0,12	0,07	0,11	0,1	0,06	0,12	0,12
3 LM	-0,08	-0,08	-0,04	-0,06	-0,08	-0,03	-0,07	-0,07
Modell 4 AM	0,11	0,1	0,09	0,1	0,12	0,09	0,1	0,11
4 LM	-0,07	-0,06	-0,03	-0,06	-0,04	-0,06	-0,07	-0,05
Modell 5 AM	0,13	0,12	0,09	0,11	0,13	0,13	0,1	0,12
5 LM	-0,08	-0,05	-0,06	-0,08	-0,07	-0,07	-0,04	-0,08
Modell 6 AM	0,09	0,08	0,08	0,1	0,09	0,07	0,07	0,08
6 LM	-0,03	-0,03	-0,02	-0,04	-0,04	-0,03	-0,05	-0,04
Modell 7 AM	0,17	0,16	0,18	0,21	0,15	0,14	0,14	0,14
7 LM	-0,13	-0,1	-0,11	-0,14	-0,12	-0,1	-0,1	-0,13

Medianwert der AM = 0,11 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,07 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 3 - Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft in Nm								
Modell 1 AM	0,09	0,08	0,08	0,07	0,11	0,1	0,11	0,09
1 LM	-0,06	-0,05	-0,06	-0,04	-0,04	-0,04	-0,04	-0,05
Modell 2 AM	0,11	0,13	0,13	0,16	0,16	0,11	0,09	0,12
2 LM	-0,07	-0,05	-0,04	-0,09	-0,06	-0,09	-0,1	-0,11
Modell 3 AM	0,15	0,12	0,1	0,12	0,11	0,1	0,08	0,1
3 LM	-0,07	-0,08	-0,08	-0,06	-0,06	-0,03	-0,05	-0,07
Modell 4 AM	0,12	0,11	0,09	0,05	0,06	0,09	0,07	0,11
4 LM	-0,06	-0,03	-0,04	-0,04	-0,03	-0,05	-0,08	-0,08
Modell 5 AM	0,15	0,12	0,12	0,13	0,15	0,12	0,1	0,12
5 LM	-0,08	-0,05	-0,07	-0,06	-0,06	-0,05	-0,08	-0,1
Modell 6 AM	0,12	0,11	0,13	0,12	0,13	0,13	0,11	0,13
6 LM	-0,08	-0,06	-0,09	-0,06	-0,07	-0,08	-0,09	-0,09
Modell 7 AM	0,16	0,22	0,17	0,14	0,16	0,1	0,16	0,11
7 LM	-0,11	-0,13	-0,1	-0,07	-0,07	-0,04	-0,08	-0,08

Medianwert der AM = 0,11 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,07 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 4 - Synthes UniLOCK™ 2.0, Large Profile, 12-Loch

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft in Nm												
Modell 1 AM	0,22	0,3	0,26	0,27	0,39	0,22	0,22	0,25	0,3	0,22	0,21	0,24
1 LM	-0,16	-0,26	-0,26	-0,16	-0,24	-0,14	-0,1	-0,16	-0,22	-0,14	-0,11	-0,14
Modell 2 AM	0,18	0,35	0,25	0,26	0,32	0,33	0,28	0,26	0,34	0,36	0,34	0,36
2 LM	-0,14	-0,29	-0,21	-0,18	-0,25	-0,23	-0,23	-0,14	-0,18	-0,31	-0,18	-0,3
Modell 3 AM	0,3	0,26	0,33	0,32	0,4	0,27	0,27	0,32	0,36	0,38	0,27	0,3
3 LM	-0,26	-0,21	-0,23	-0,21	-0,22	-0,17	-0,14	-0,18	-0,17	-0,18	-0,15	-0,19
Modell 4 AM	0,26	0,29	0,32	0,2	0,38	0,36	0,28	0,4	0,24	0,38	0,38	0,3
4 LM	-0,18	-0,21	-0,28	-0,16	-0,09	-0,2	-0,2	-0,27	-0,17	-0,25	-0,18	-0,18
Modell 5 AM	0,23	0,13	0,25	0,26	0,3	0,32	0,3	0,4	0,3	0,2	0,32	0,29
5 LM	-0,15	-0,11	-0,19	-0,18	-0,19	-0,19	-0,11	-0,16	-0,16	-0,13	-0,21	-0,19
Modell 6 AM	0,27	0,16	0,37	0,66	0,55	0,34	0,34	0,33	0,35	0,31	0,4	0,4
6 LM	-0,18	-0,09	-0,17	-0,41	-0,27	-0,16	-0,12	-0,13	-0,14	-0,16	-0,15	-0,16
Modell 7 AM	0,28	0,3	0,3	0,28	0,28	0,31	0,26	0,27	0,4	0,44	0,4	0,38
7 LM	-0,13	-0,11	-0,12	-0,15	-0,13	-0,18	-0,13	-0,09	-0,16	-0,26	-0,2	-0,19

Medianwert der AM = 0,3 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,18 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 5 - Synthes UniLOCK™ 2.0, Medium Profile, 12-Loch

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft in Nm												
Modell 1 AM	0,28	0,26	0,27	0,3	0,25	0,25	0,24	0,33	0,23	0,31	0,26	0,24
1 LM	-0,17	-0,11	-0,11	-0,12	-0,11	-0,17	-0,14	-0,15	-0,1	-0,16	-0,11	-0,05
Modell 2 AM	0,31	0,35	0,3	0,28	0,25	0,31	0,42	0,26	0,34	0,28	0,3	0,4
2 LM	-0,14	-0,2	-0,11	-0,1	-0,11	-0,16	-0,21	-0,13	-0,11	-0,07	-0,14	-0,18
Modell 3 AM	0,4	0,35	0,4	0,28	0,35	0,55	0,35	0,36	0,39	0,4	0,23	0,42
3 LM	-0,22	-0,17	-0,07	-0,14	-0,16	-0,47	-0,18	-0,14	-0,21	-0,19	-0,1	-0,29
Modell 4 AM	0,36	0,34	0,41	0,28	0,3	0,37	0,24	0,32	0,35	0,31	0,24	0,39
4 LM	-0,17	-0,23	-0,19	-0,12	-0,11	-0,15	-0,07	-0,16	-0,15	-0,13	-0,08	-0,08
Modell 5 AM	0,44	0,34	0,27	0,41	0,21	0,27	0,3	0,35	0,35	0,32	0,32	0,35
5 LM	-0,22	-0,24	-0,08	-0,2	-0,09	-0,15	-0,17	-0,24	-0,12	-0,19	-0,18	-0,22
Modell 6 AM	0,28	0,41	0,26	0,26	0,3	0,3	0,39	0,31	0,37	0,41	0,4	0,26
6 LM	-0,19	-0,27	-0,17	-0,19	-0,14	-0,07	-0,22	-0,1	-0,15	-0,18	-0,13	-0,12
Modell 7 AM	0,29	0,37	0,28	0,32	0,4	0,2	0,38	0,35	0,37	0,38	0,32	0,33
7 LM	0,13	-0,27	-0,13	-0,2	-0,24	-0,13	-0,22	-0,2	-0,18	-0,22	-0,18	-0,2

Medianwert der AM = 0,32 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,15 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 6 - Synthes UniLOCK™ 2.0, Small Profile, 12-Loch

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in Nm										
Modell 1 AM	0,33	0,35	0,29	0,39	0,31	0,29	0,34	0,34	0,34	0,38
1 LM	-0,14	-0,15	-0,12	-0,19	-0,08	-0,07	-0,1	-0,18	-0,18	-0,17
Modell 2 AM	0,39	0,46	0,37	0,4	0,25	0,32	0,28	0,28	0,35	0,3
2 LM	-0,2	-0,24	-0,08	-0,14	-0,06	-0,06	-0,13	-0,1	-0,16	-0,17
Modell 3 AM	0,28	0,29	0,27	0,23	0,24	0,2	0,24	0,28	0,41	0,28
3 LM	-0,11	-0,12	-0,08	-0,08	-0,04	-0,05	-0,08	-0,08	-0,14	-0,14
Modell 4 AM	0,3	0,51	0,31	0,32	0,3	0,26	0,27	0,28	0,28	0,4
4 LM	-0,09	-0,18	-0,09	-0,09	-0,05	-0,07	-0,09	-0,07	-0,08	-0,14
Modell 5 AM	0,34	0,28	0,19	0,22	0,22	0,17	0,18	0,34	0,2	0,33
5 LM	-0,26	-0,1	-0,11	-0,08	-0,1	-0,11	-0,07	-0,12	-0,08	-0,15
Modell 6 AM	0,25	0,29	0,25	0,25	0,24	0,29	0,22	0,25	0,37	0,4
6 LM	-0,14	-0,16	-0,09	-0,11	-0,14	-0,11	-0,11	-0,1	-0,13	-0,09
Modell 7 AM	0,27	0,29	0,27	0,28	0,28	0,21	0,3	0,25	0,29	0,4
7 LM	-0,2	-0,2	-0,05	-0,12	-0,13	-0,07	-0,13	-0,12	-0,09	-0,2

Medianwert der AM = 0,29 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,11 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 7 - Medartis APTUS® Hand 1.5

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft in Nm												
Modell 1 AM	0,68	0,61	0,55	0,61	0,64	0,54	0,6	0,6	0,47	0,44	0,6	0,51
1 LM	-0,2	-0,2	-0,21	-0,23	-0,2	-0,25	-0,24	-0,3	-0,24	-0,25	-0,15	-0,15
Modell 2 AM	0,54	0,56	0,56	0,51	0,5	0,5	0,6	0,6	0,5	0,5	0,5	0,5
2 LM	-0,13	-0,28	-0,19	-0,18	-0,1	-0,18	-0,18	-0,18	-0,15	-0,2	-0,16	-0,18
Modell 3 AM	0,23	0,25	0,28	0,26	0,24	0,24	0,25	0,3	0,25	0,26	0,25	0,24
3 LM	-0,14	-0,13	-0,15	-0,14	-0,11	-0,19	-0,16	-0,19	-0,09	-0,11	-0,1	-0,13
Modell 4 AM	0,32	0,3	0,27	0,3	0,39	0,25	0,3	0,3	0,3	0,15	0,26	0,28
4 LM	-0,14	-0,13	-0,15	-0,09	-0,25	-0,11	-0,11	-0,15	-0,18	-0,05	-0,1	-0,18
Modell 5 AM	0,25	0,26	0,3	0,3	0,28	0,27	0,25	0,23	0,23	0,22	0,25	0,27
5 LM	-0,13	-0,22	-0,14	-0,16	-0,22	-0,15	-0,14	-0,09	-0,16	-0,09	-0,12	-0,12
Modell 6 AM	0,22	0,25	0,23	0,22	0,24	0,23	0,27	0,24	0,24	0,22	0,23	0,24
6 LM	-0,17	-0,14	-0,1	-0,11	-0,12	-0,13	-0,13	-0,11	-0,12	-0,2	-0,1	-0,16
Modell 7 AM	0,21	0,24	0,23	0,27	0,21	0,24	0,23	0,22	0,25	0,23	0,21	0,22
7 LM	-0,1	-0,13	-0,16	-0,15	-0,07	-0,13	-0,11	-0,08	-0,08	-0,11	-0,1	-0,07

Medianwert der AM = 0,27 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,14 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 8 - Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte + Synthes Compact 1.3™ Grid
Platte (3D Anordnung)

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in Nm										
Modell 1 AM	0,04	0,07	0,05	0,09	0,07	0,04	0,08	0,08	0,09	0,1
1 LM	-0,02	-0,03	-0,02	-0,03	-0,02	-0,03	-0,03	-0,04	-0,04	-0,04
Modell 2 AM	0,06	0,06	0,05	0,04	0,05	0,05	0,04	0,06	0,08	0,08
2 LM	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02
Modell 3 AM	0,1	0,6	0,7	0,06	0,08	0,08	0,11	0,09	0,08	0,08
3 LM	0,02	-0,02	-0,02	-0,03	-0,02	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02	-0,03
Modell 4 AM	0,13	0,12	0,1	0,12	0,12	0,1	0,04	0,1	0,07	0,09
4 LM	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02	-0,02	-0,02	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01
Modell 5 AM	0,1	0,12	0,1	0,12	0,11	0,12	0,08	0,12	0,12	0,1
5 LM	-0,02	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	-0,02	-0,01	-0,02	-0,02	-0,02
Modell 6 AM	0,08	0,08	0,1	0,11	0,07	0,09	0,06	0,07	0,07	0,08
6 LM	-0,01	-0,02	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01
Modell 7 AM	0,08	0,09	0,08	0,09	0,08	0,07	0,09	0,1	0,09	0,08
7 LM	-0,02	-0,02	-0,01	-0,02	-0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,02	-0,01

Medianwert der AM = 0,08 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,02 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 9 - Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg

Schraube	1	2	3	4	5	6
Kraft in Nm						
Modell 1 AM	0,4	0,33	0,31	0,37	0,3	0,37
1 LM	-0,11	-0,05	-0,07	-0,05	-0,1	-0,07
Modell 2 AM	0,35	0,4	0,4	0,4	0,4	0,43
2 LM	-0,08	-0,11	-0,13	-0,1	-0,1	-0,11
Modell 3 AM	0,3	0,28	0,34	0,34	0,31	0,28
3 LM	-0,07	-0,05	-0,05	-0,06	-0,05	-0,04
Modell 4 AM	0,4	0,34	0,36	0,38	0,26	0,3
4 LM	-0,1	-0,08	-0,09	-0,08	-0,05	-0,07
Modell 5 AM	0,26	0,3	0,26	0,27	0,29	0,28
5 LM	-0,06	-0,06	-0,07	-0,08	-0,07	-0,07
Modell 6 AM	0,28	0,26	0,31	0,31	0,31	0,31
6 LM	-0,06	-0,05	-0,07	-0,06	-0,06	-0,06
Modell 7 AM	0,38	0,35	0,32	0,32	0,36	0,38
7 LM	-0,1	-0,08	-0,07	-0,07	-0,1	-0,11

Medianwert der AM = 0,32 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,07 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 10 - Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch

Schraube	1	2	3	4
Kraft in Nm				
Modell 1 AM	0,23	0,25	0,09	0,28
1 LM	-0,06	-0,05	-0,03	-0,08
Modell 2 AM	0,23	0,27	0,21	0,27
2 LM	-0,06	-0,07	-0,05	-0,09
Modell 3 AM	0,18	0,3	0,29	0,3
3 LM	-0,1	-0,15	-0,15	-0,16
Modell 4 AM	0,22	0,24	0,19	0,22
4 LM	-0,11	-0,1	-0,1	-0,14
Modell 5 AM	0,22	0,2	0,13	0,22
5 LM	-0,12	-0,08	-0,05	-0,14
Modell 6 AM	0,17	0,22	0,2	0,2
6 LM	-0,11	-0,11	-0,12	-0,12
Modell 7 AM	0,21	0,24	0,19	0,18
7 LM	-0,13	-0,11	-0,1	-0,13

Medianwert der AM = 0,22 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,11 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 11 - Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft in Nm								
Modell 1 AM	0,3	0,23	0,3	0,35	0,4	0,3	0,3	0,25
1 LM	-0,1	-0,07	-0,12	-0,14	-0,16	-0,1	-0,1	-0,13
Modell 2 AM	0,22	0,22	0,25	0,3	0,3	0,35	0,25	0,3
2 LM	-0,04	-0,04	-0,09	-0,1	-0,1	-0,13	-0,13	-0,08
Modell 3 AM	0,3	0,25	0,35	0,5	0,3	0,5	0,3	0,43
3 LM	-0,09	-0,05	-0,25	-0,19	-0,1	-0,16	-0,1	-0,19
Modell 4 AM	0,26	0,2	0,3	0,3	0,4	0,35	0,2	0,35
4 LM	-0,11	-0,05	-0,09	-0,11	-0,17	-0,19	-0,04	-0,12
Modell 5 AM	0,25	0,3	0,35	0,3	0,45	0,35	0,3	0,35
5 LM	-0,08	-0,11	-0,14	-0,11	-0,14	-0,13	-0,09	-0,16
Modell 6 AM	0,2	0,2	0,3	0,25	0,3	0,25	0,25	0,25
6 LM	-0,05	-0,07	-0,06	-0,09	-0,1	-0,12	-0,06	-0,08
Modell 7 AM	0,3	0,25	0,3	0,4	0,45	0,4	0,3	0,35
7 LM	-0,11	-0,05	-0,07	-0,16	-0,14	-0,11	-0,13	-0,11

Medianwert der AM = 0,30 Nm für die Modelle 1-7

Medianwert der LM = -0,11 Nm für die Modelle 1-7

Versuchsgruppe 12 - Synthes UniLOCK™ Reko Platte 2.4, gerade, 12-Loch

Schraube	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft in Nm								
Modell 1 AM	0,55	0,5	0,4	0,4	0,5	0,45	0,3	0,8
1 LM	-0,33	-0,31	-0,24	-0,2	-0,14	-0,24	-0,12	-0,08
Modell 2 AM	0,65	0,65	0,55	0,65	0,5	0,65	0,65	0,6
2 LM	-0,3	-0,33	-0,35	-0,33	-0,23	-0,28	-0,35	-0,23
Modell 3 AM	0,55	0,6	0,6	0,55	0,4	0,45	0,45	0,45
3 LM	-0,31	-0,39	-0,31	-0,22	-0,16	-0,16	-0,2	-0,12
Modell 4 AM	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,75	0,7	0,7
4 LM	-0,33	-0,26	-0,21	-0,31	-0,32	-0,34	-0,53	-0,44
Modell 5 AM	0,7	0,7	0,65	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
5 LM	-0,36	-0,5	-0,44	-0,22	-0,22	-0,26	-0,32	-0,27
Modell 6 AM	0,7	0,6	0,6	0,5	0,4	0,6	0,6	0,6
6 LM	-0,62	-0,47	-0,31	-0,22	-0,07	-0,36	-0,41	-0,25
Modell 7 AM	0,6	0,55	0,55	0,6	0,5	0,45	0,5	0,4
7 LM	-0,31	-0,32	-0,27	-0,24	-0,13	-0,11	-0,16	-0,15

Medianwert der AM = 0,60 Nm für die Modelle 1-7

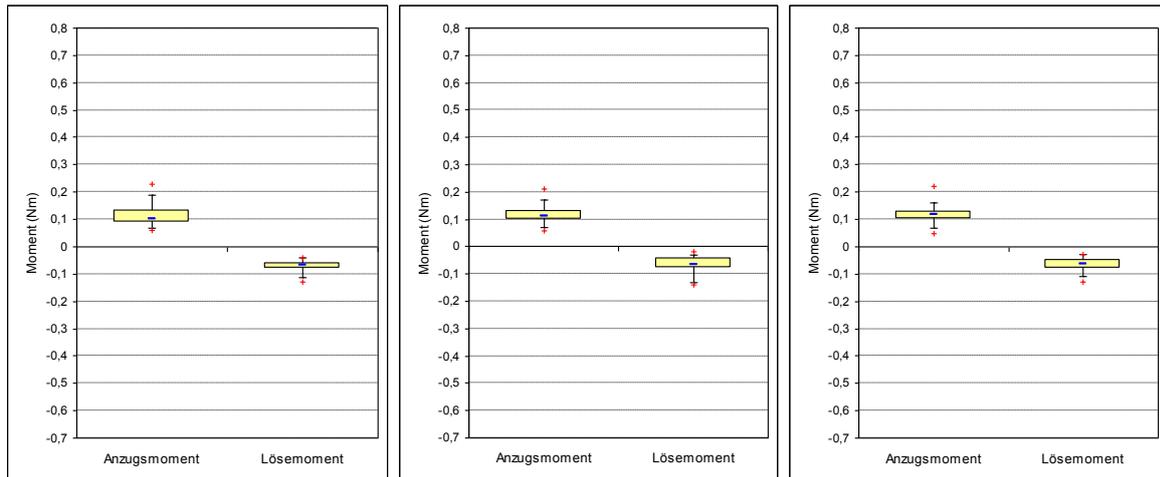
Medianwert der LM = -0,28 Nm für die Modelle 1-7

Anhang 4: Box- Whisker- Diagramme - Anzugs- und Lösemomente der Osteosyntheseschrauben

Versuchsgruppe 1 Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 10-Loch mit 12 mm Steg - links

Versuchsgruppe 2 Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 9 mm Steg - mittig

Versuchsgruppe 3 Modus® Trauma 2.0 Pencilbone Platte, 8-Loch mit 6 mm Steg - rechts



Versuchsgruppe 1

Versuchsgruppe 2

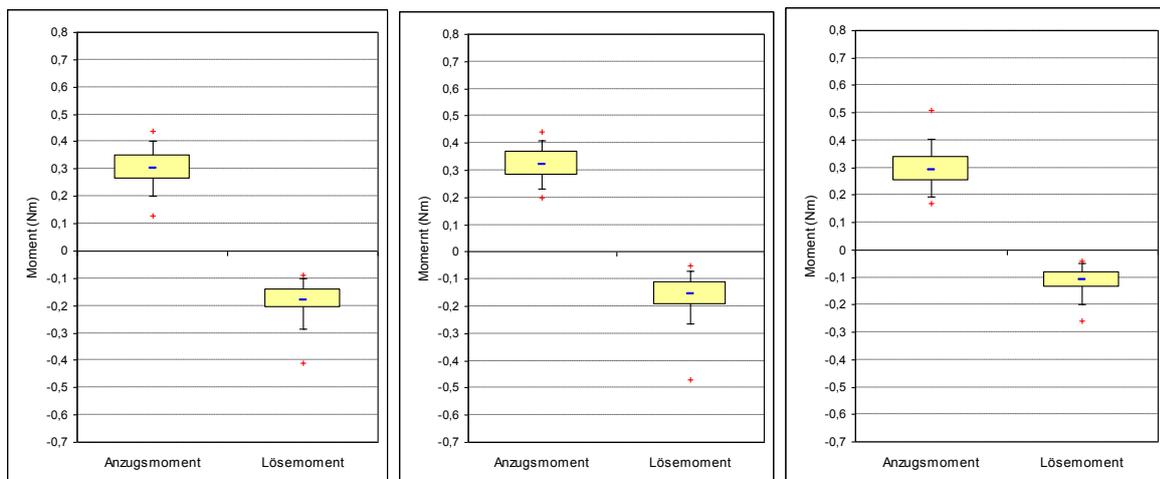
Versuchsgruppe 3

Winkelstabile Plattensysteme

Versuchsgruppe 4 Synthes UniLOCK 2.0™, Large Profile, 12-Loch

Versuchsgruppe 5 Synthes UniLOCK 2.0™, Medium Profile, 12-Loch

Versuchsgruppe 6 Synthes UniLOCK 2.0™, Small Profile, 12-Loch

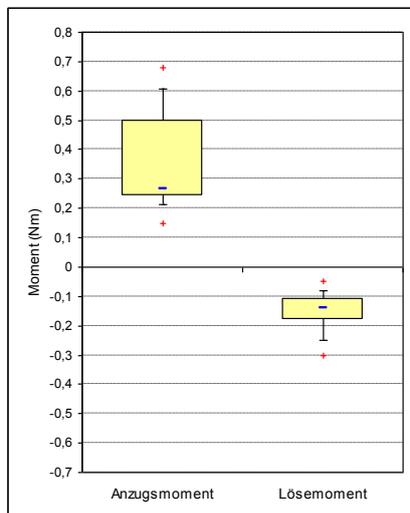


Versuchsgruppe 4

Versuchsgruppe 5

Versuchsgruppe 6

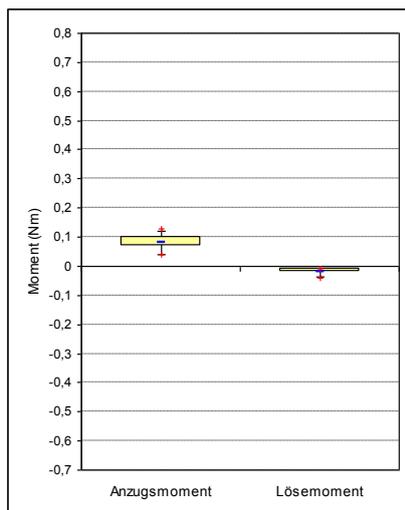
Versuchsgruppe 7 Medartis APTUS® Winkelstabile Platte



Versuchsgruppe 7

Miniadaptationsplatten 1.3 in 3D- Anordnung

Versuchsgruppe 8 Synthes Compact 1.3™ Doppel Y-Platte + Synthes Compact 1.3™ Grid Platte (3D Anordnung)

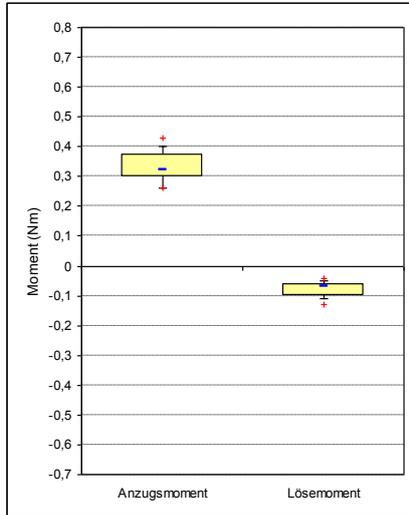


Versuchsgruppe 8

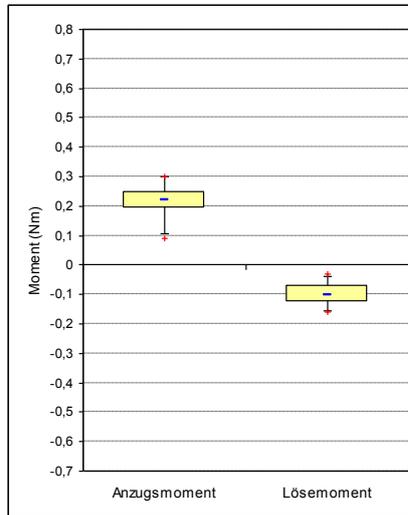
Miniadaptationsplatten 2.0

Versuchsgruppe 9 Synthes Mandibular 2.0™, 6-Loch mit Steg

Versuchsgruppe 10 Synthes Mandibular 2.0™, 4-Loch



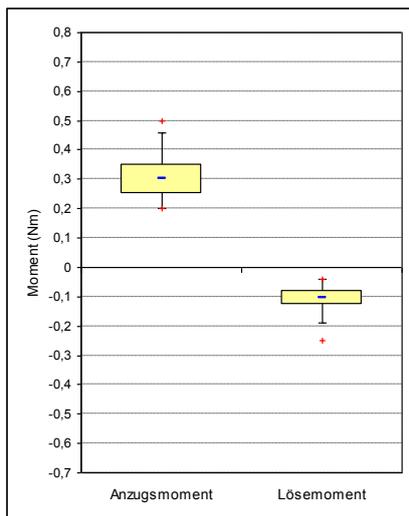
Versuchsgruppe 9



Versuchsgruppe 10

Konventionelle adaptive Rekonstruktionsplatten

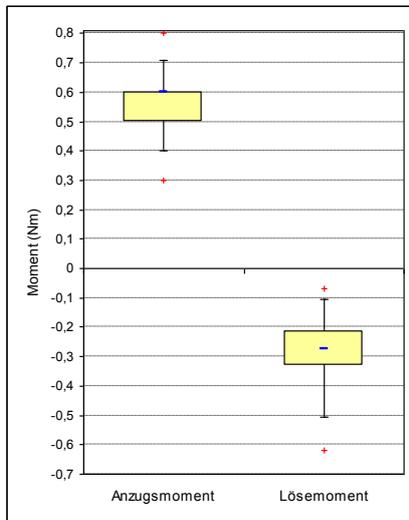
Versuchsgruppe 11 Synthes Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch



Versuchsgruppe 11

Unidirektionale winkelstabile Rekonstruktionsplatten

Versuchsgruppe 12 Synthes UniLOCK Reko Platte 2.4™, gerade, 12-Loch



Versuchsgruppe 12

Danksagung

Mein Dank gilt dem Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Herrn Prof. Dr. Lutz Claes, der mit und seinen Mitarbeitern, insbesondere Herrn Michael Ohnmacht, durch die Leihgabe des Kieferbelastungssimulators und dessen Betreuung diese Promotion erst ermöglicht hat.

Zudem gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Dr. C.P. Cornelius für die sehr gute Betreuung.

Mein weiterer Dank gilt meiner Familie für die Unterstützung bei dieser Arbeit.