Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München Direktorin: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

Kollisionsverhalten bei virtuellen Simulationen von Umstellungsosteotomien

Dissertation

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

vorgelegt von

Mara-Ioana Standl

geb. Prodan

aus

Bukarest

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg

Mitberichterstatter: PD Dr. Dr. Florian Probst Prof. Dr. Dr. Johannes Randzio

Mitbetreuung durch den

promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Dr. med. dent. Philipp Winterhalder

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.02.2022

Inhaltsverzeichnis

1	Einl	eitung		1							
2	Lite	Literaturübersicht									
	2.1 Dysgnathiechirurgie – Historischer Überblick										
	2.2 Planung einer Umstellungsosteotomie										
3	Frag	gestellui	ng	12							
4	Mat	erial un	nd Methode	13							
		4.0.1	Computer-Aided-Design-Modellbildung (CAD)	13							
		4.0.2	Autodesk Inventor	17							
		4.0.3	Definition der Osteotomielinie	18							
		4.0.4	Versuchsdurchführung	23							
		4.0.5	Datenerhebung und Auswertung	23							
5	Erge	ebnisse		25							
6	Disk	ussion		50							
	6.1	Datene	erhebung	50							
	6.2	Bewer	tung der Ergebnisse	52							
	6.3	Anwer	ndung der 3D-Osteotomieplannungssoftware	57							

8	Zusammenfassi	ung								61
	8.1 Ziel		 	 			 	•••	 	 61
	8.2 Material un	nd Methode .	 •••	 	•••		 	•••	 ••	 61
	8.3 Ergebnisse	9	 	 			 	•••	 	 61
	8.4 Schlussfol	gerung	 •••	 	•••	•••	 	•••	 ••	 61
9	Literaturverzei	chnis								62
10) Abbildungsverz	zeichnis								72
11	l Tabellenverzeic	hnis								76
12	2 Danksagung									77
13	3 Eidesstattliche	Versicherung								78
14	4 Lebenslauf									79

1 Einleitung

Die Kieferorthopädie (KFO) ist u. a. für die Diagnose, Vorbeugung und Behandlung von Dysgnathien und Fehlstellungen der Zähne zuständig.

Das Wort "Dysgnathie" geht auf das Altgriechische zurück und beschreibt eine krankhafte und abweichende Lagebeziehung der Kiefer. Abhängig von Art und Ausprägung der skelettalen Anomalie ist eine mehr oder weniger aufwendige Herangehensweise nötig.

Wenn die kieferorthopädische Behandlung ihre Grenzen erreicht hat, etwa weil der angeborene oder erworbene Fehlbiss die dentoalveoläre Kompensation überfordert, dann kommt die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (MKG) als Teil der operativen Kieferorthopädie zum Einsatz. Durch das interdisziplinäre Zusammenwirken von KFO und MKG kann eine Dysgnathie behoben und eine funktionelle Okklusion wiederhergestellt werden. Bei einer Angle-Klasse-II-Anomalie^a kann der Oberkiefer zurückverlagert werden, wenn eine maxilläre Prognathie vorliegt. Im Fall einer mandibulären Retrognathie muss der Unterkiefer vorverlagert werden. Wenn die Diskrepanz erheblich ist, dann ist auch eine Kombination der beiden chirurgischen Verfahren möglich. Im Unterschied dazu wird bei der Angle-Klasse-III-Anomalie durch eine skelettale Progenie die Mandibula zurückverlagert. Bei einigen Fällen wird neben der Rückverlagerung des Unterkiefers auch der Oberkiefer vorverlagert, wenn eine maxilläre Retrognathie vorliegt.

Seit den ersten Umstellungsoperationen haben sich die Chirurgen in den letzten 100 Jahren beständig mit der Frage beschäftigt, wie das Operationsverfahren verbessert werden kann, um die Komplikationen und das Rezidivrisiko zu minimieren. Gegenwärtig sind die Le-Fort-I-Osteotomie im Oberkiefer und die sagittale stufenförmige Osteotomie im aufsteigenden Ast nach Obwegeser/Dal Pont als Standardverfahren anerkannt. Andere Chirurgen, wie Schuchardt, Höltje und Scheuer, ermöglichen mit den hohen sagittalen Spaltungen im aufsteigenden Ast neue Perspektiven für die skelettverlagernden Operationen.

Zu den Komplikationen, die sowohl präoperativ als auch postoperativ auftreten können, zählen

^aAngle bezieht sich auf die Okklusion in der Sagittalebene und bezeichnet den Neutralbiss als Klasse-I, wenn der mesiobukkale Höcker des ersten oberen Molaren zwischen dem mesio- und dem zentrobukkalen Höcker des ersten unteren Molaren greift. Angle-Klasse-II steht für den Distalbiss und Angle-Klasse-III für den Mesialbiss.

schlechte und unkontrollierte Spaltungen, Blutverlust, Wundheilungstörungen, Infektionen bis hin zur Knochennekrose, craniomandibuläre Dysfunktion, schlechte Osteosynthese und Beschädigung von Nerven und Zähnen [16, 31, 34, 61].

Mögliche Gründe für ein Rezidiv sind eine Rotation des zahntragenden Segments gegen den oder im Uhrzeigersinn [84], die Methode der Fixierung und eine falsche Positionierung der Kondylen. Ausgehend von Drahtnähten und einer intermaxillären Verschnürung [65] hat sich die Technik der Fixierung im Laufe der Jahre zur Zugschraubenostheosynthese und Miniplattenostheosynthese weiterentwickelt. Erst vor ca. 60 Jahren wurde durch zahlreiche Studien die zentrale Bedeutung der Kondylen für ein Rezidiv erschlossen [57, 58]. Andere Faktoren, die die Bildung eines Rezidivs beeinflussen können, sind myofunktionelle Störungen, wie etwa ein pathologisches Schluckmuster und eine Fehlfunktion der Kaumuskulatur [10, 23, 24].

Die Diagnostik und die Planung sind wichtige Schritte innerhalb der Dysgnathiechirurgie. Lange Zeit haben Chirurgen die analoge Methodik mit zweidimensionalen Röntgenaufnahmen und einartikulierten Gipsmodellen verwendet. Dabei kam es zu einem Wandel von der exklusiven konventionellen hin zur digitalen Planung. Die dreidimensionale Visualisierung erfolgt durch Computertomographie und mit einer 3D-Simulationssoftware werden die Osteotomielinien entworfen [86]. Diese modernen Behandlungsmethoden ermöglichen eine präzisere Herangehensweise an die skelettverlagernden Osteotomien.

Aktuell werden intraoperativ interokklusale Splinte [38, 53, 68] verwendet, um die knöchernen Teile, die bei der Umstellungsoperation entstehen, richtig positionieren und dadurch eine unveränderte Kondylenlage gewährleisten zu können. Diese Splinte werden entweder nach einer exakten, virtuellen, chirurgischen und dreidimensionalen Planung oder durch einer Bissregistrierung und eine Übertragung auf den Artikulator hergestellt. Dennoch zeigen sich in manchen Fällen auch sogenannte geometrische Störeffekte, die eine einwandfreie Positionierung verhindern. Die Umstellungsoperation hat auch eine psychosomatische Komponente, die nicht zu unterschätzen ist. Denn bei Patienten mit Syndromen und ausgeprägten Anomalien und auch bei den Hochrisikopatienten kann eine Operation die Lebensqualität verbessern [1, 4, 15, 90]. Deshalb ist ein sicherer und präziser Ablauf der geplanten Osteotomie unerlässlich für den Erfolg der Dysgnathiechirurgie.

2 Literaturübersicht

2.1 Dysgnathiechirurgie – Historischer Überblick

Simon P. Hullihen, geboren am 10. Dezember 1810 in den USA, ist der Chirurg, auf den wir den Ursprung der Dysgnathiechirurgie zurückführen können. Er war nicht nur ein Allgemeinchirurg, sondern hatte auch eine zahnärztliche Ausbildung. 1849 erfolgte die erste Umstellungsoperation bei einer 20-jährigen Frau, die eine Progenie durch starke Verbrennungen entwickelt hatte. Die Operation war Teil eines dreiphasigen chirurgischen Plans, der nicht nur die Okklusion wiederherstellen, sondern auch die Vernarbungen korrigieren sollte (siehe Abbildung 1,2 und 3) [29].



Abbildung 1: Präoperatives Aussehen und präoperative Okklusion (Hullihen SP, 1849, S.159) [29].



Abbildung 2: Präoperativer Unterkiefer und die Skizze der Osteotomie (Hullihen SP, 1849, S.159) [29].

Die bekanntesten Personen in der Dysgnathiechirurgie sind der Kieferothopäde Edward Angle und der Chirurg Vilray Blair, die 1897 zusammen die erste Umstellungsoperation bei einer Progenie mit einer Kontinuitätsresektion durchgeführt haben. Das Verfahren, das später als "St. Louis Operation" bekannt wurde, wurde einige Zeit auch vom Chirurgen Dr. Talbot als originäre Leistung beansprucht. Allerdings gewann das Team Angle und Blair letztlich den Streit um die Erstdurchführung [5, 37].



Abbildung 3: Postoperatives Ergebnis (Hullihen SP, 1849, S.160) [29].

Blair war der erste, der die Bedeutung der Zusammenarbeit zwischen Kieferorthopäden und Chirurgen erkannte und sich auch dafür aussprach: : "Treating of skeletal deformities is really surgical work, but the earlier a competent, congenial orthodontist is associated with the case, the better it will be for both, the surgeon and the patient." [75].

1907 hat Blair einen Artikel veröffentlicht, in dem er multiple Verfahren für die Korrektur von verschiedenen Bissanomalien beschrieben hat. Die europäischen Chirurgen waren dagegen wenig an der Entwicklung der Dysgnathiechirurgie beteiligt. Eine wichtige Ausnahme war allerdings Berger aus Lyon, Frankreich. Die Operation, die er 1897 bei einer Progenie durchführte, wurde als kondyläre Osteotomie bekannt (siehe Abbildung 4) [85].

Andere Operateure, die sich dem Verfahren von Blair angeschlossen haben, waren Babcock im Jahr 1909 in den USA und Bruhn und Lindemann in Deutschland [60]. Ab diesem Zeitpunkt entwickelte sich die Dysgnathiechirurgie rasch weiter. Der polnische Chirurg Kostecka erweiterte die Operation von Blair aus dem Jahr 1931 und bezeichnete sie als "blindes Verfahren". Mit einer Gigli-Säge wird dabei die horizontale Osteotomie durch eine Punktion der Haut durchgeführt (siehe Abbildung 5) [60].

Die Chirurgen richteten ihre Aufmerksamkeit auf das Problem des Rezidivs und nahmen zunächst an, dass die zu geringen Kontakte zwischen den Knochenlamellen und der unkontrollierten



Abbildung 4: Die Technik der kondylären Osteotomie bei Progenie nach Berger (Steinhäuser, 1996, S.196) [85].

Fragmentverlagerung durch den Zug des *Musculus pterygoideus lateralis* und des *Musculus temporalis* bedingt sein konnten [56]. Deswegen versuchten andere Operateure, das Verfahren zu verbessern. In der Literatur werden Kazanjian und Dingman aus den USA, Wassmund aus Deutschland mit seiner zapfenförmigen Inlaytechnik und Hofer aus Österreich erwähnt [37, 44].

Zur selben Zeit wurden auch Eingriffe am Oberkiefer durchgeführt. So vollzog der Chirurg Cohn-Stock 1921 die erste partielle Mobilisation des Oberkiefers durch eine anteriore Oberkieferosteotomie, um eine Progenie zu behandeln. An der Entwicklung dieses Verfahrens waren auch andere Chirurgen beteiligt, wie Wassmund, Spanier, Axhausen, Köle, Wunderer und Heiss [37].

Während des Zweiten Weltkriegs stagnierte die Entwicklung der Dysgnathiechirurgie erneut, sie setzte sich dann aber in den 1950er Jahren um so rasanter fort. Im Folgenden wird näher auf die "Wiener Schule" der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie eingegangen, die von Pichler gegründet und dann von seinem Nachfolger Trauner 1955 nach Graz verlegt wurde [56]. Auf Trauner gehen nicht nur etliche Operationsverfahren zurück (siehe Abbildung 6), auch war er der Lehrer der Chirurgen Heinz Köle und Hugo Obwegeser.

Schuchardt, der ein Schüler von Wassmund, dem Gründer der "Deutschen Schule" war, leistete wichtige Beiträge zur Operationstechnik der sagittalen und stufenförmigen Osteotomie des aufsteigenden Unterkieferastes [60, 85]. Heinz Köle und Hugo Obwegeser entwickelten dieses Verfahren weiter. 1954 führte Karl Albert Schuchardt die hohe sagittale supraforaminale Osteotomie des aufsteigenden Astes bzw. die "schräge Osteotomie" durch [85]. An der



Abbildung 5: Die horizontale Osteotomie des aufsteigenden Astes nach Blair (Steinhäuser, 1996, S.196) [60].

Vorderkante des aufsteigenden Astes wurde dabei ein schräger Schnitt zuerst durch die Schleimhaut und dann durch den Knochen gesetzt. Um die Fragmente spannungsfrei bewegen und verlagern zu können, wurde die Muskulatur auf beiden Seiten (*Musculus masseter* und *Musculus pterygoideus medialis*) vom Knochen abgelöst. Obwegesers großer Verdienst besteht dabei nicht nur in der Weiterentwicklung der Methode, nämlich der retromolaren sagittalen Osteotomie (siehe Abbildung 7), sondern auch in den ausführlichen Notizen, die er 1955 darüber hinterlassen hat, wodurch das Verfahren auch standardisiert werden konnte [56]. Dabei geht es um die Schnittführung, durch die die Knochenkontaktflächen so vergrößert werden konnten, dass danach die Verfahren für Umstellungsoperationen nur noch verfeinert wurden.

Im Jahr 1958 verbesserte der italienische Chirurg Dal Pont das Verfahren durch eine Modifikation der Schnittführung (siehe Abbildung 8). Der bukkale Kortikalisschnitt wurde weiter nach ventral verlagert und außerdem wurde eine bukkale vertikale Osteotomie im Molarenbereich des Unterkiefers durchgeführt. Diese Variante der Operation führte zu einer erweiterten



Abbildung 6: Invertierte L-Osteotomie durchgeführt von Trauner 1955 (Steinhäuser, 1996, S.197) [56].



Abbildung 7: Obwegesers retromolare sagittale Osteotomie 1955 (Steinhäuser, 1996, S.199) [56].

Knochenanlagerungsfläche und zur Ablösung des zahntragenden Fragments von beiden Unterkieferfortsätzen. Darüber hinaus blieb der Ansatz des *Musculus masseter* an derselben Stelle, wodurch das Risiko einer Dislokation des *Processus condylaris mandibulae* minimiert werden konnte. Allerdings hat Dal Pont selbst nie eine retromolare sagittale Osteotomie durchgeführt, sondern das Verfahren nur publiziert [2, 56].

Auch andere Chirurgen nahmen Modifikationen an diesem Verfahren vor, so etwa der Militär-Oral-Chirurg Hunsuck im Jahr 1968 und der Chirurg Epker im Jahr 1977 [21, 30]. Die sagittale Spaltung wurde nicht mehr bis zum Hinterrand des Unterkiefers durchgeführt, sondern reichte bis zur konkaven Einziehung der Innenfläche des Unterkieferastes, dorsal des Nervenkanals. Deshalb blieben die Kaumuskelansätze nun am gelenktragenden Fragment. Zur selben Zeit traten in den USA die Chirurgen Caldwell, Letterman, Robinson und Hinds in den Vordergrund. Eingriffe am Oberkiefer wurden bereits im Jahr 1894 von Cunningham und 1896 von Talbot durchgeführt. Allerdings war es der Berliner Chirurg Bernhard von Langenbeck, der schon 1859 die erste totale Osteotomie des Oberkiefers in der Le-Fort-I-Ebene durchführte [75].

Wassmunds großer Verdienst war die Entwicklung der vorderen Osteotomie des Oberkiefers. 1927 führte der Chirurg bei einem Patienten mit einem offenen Biss eine totale Osteotomie der Maxilla durch. Sein Schüler Schuchardt setzte dann 1955 die hintere Osteotomie des Oberkiefers zum ersten Mal in die Tat um [37].



Abbildung 8: Die Entwicklung der retromolaren sagittalen Osteotomie (Obwegeser, 2007, S.339) [56].

Obwegeser kommt, auch durch seine genaue Beschreibung der Oberkieferosteotomie in der Le-Fort-I-Ebene, eine zentrale Rolle bei den skelettverlagernden Operationen zu. Die erste bimaxilläre und alveoläre Operation wurde von Köle im Jahr 1959 durchgeführt. 1970 publizierte Obwegeser einen Artikel über seine zahlreichen Oberkiefer- und Unterkieferosteotomien [44, 56].

Die Fortschritte im Bereich der Narkose und der Stabilität der Fragmente, durch eine zuverlässige Fixierung, ermöglichten dann auch eine Standardisierung des bimaxillären Verfahrens. In der Folgezeit verlagern sich die Fortschritte in der Dysgnathiechirurgie in den Bereich der Fixierungsmethoden und später in den Bereich der Osteosynthese. Ende der 1960er Jahre wurden von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese in der Schweiz (AO) zum ersten Mal Osteosyntheseplatten für den Unterkiefer entwickelt. Allerdings dauerte es noch zehn Jahre, bis die Prinzipien der AO, nämlich anatomische Reposition, stabile Osteosynthese, Erhalt der Blutversorgung und frühzeitige und aktive Mobilisation nach der retromolaren sagittalen Spaltung des Unterkiefers, vom aus Deutschland stammenden Chirurgen Bernd Spiessl angewendet wurden. Er war der erste, der als Fixierungsmethode im Unterkiefer zwei Kompressionsschrauben verwendet hat. 1981 wurde seine Technik weiterentwickelt, sodass bei einer sagittalen Spaltung im aufsteigenden Ast einseitig drei Kompressionsschrauben verwendet wurden [77].

Hans Luhr entwickelte 1979 die Miniplatten weiter, die ursprünglich 1972 von Michelet und Festal hergestellt wurden [47]. Darüber hinaus unterstützte er auch die Anwendung der AO-Prinzipien in der Dysgnathiechirurgie, wobei er sich vor allem für die Kompression als einen wichtigen Teil der Stabilität und des Heilungsprozesses aussprach. In dieser Zeit entwickelte auch der Chirurg Steinhäuser sein eigenes Miniplattenosteosynthese-Set. Dabei stellte er fest, dass dadurch die Kompression mit bikortikalen Schrauben unnötig wird [25, 77]. Diese Miniplatten können daher im Vergleich mit Kompressionsplatten und Zugschrauben einfacher und komplikationsloser angewendet werden. Diese Fortschritte ermöglichen eine gute Stabilität der Fragmente, eine einfache und schnellere Anwendung der Fixierungsmethode und mehr Lebensqualität für die Patienten [22, 71].

Die orthognathe Chirurgie bezog sich zunächst auf den Wunsch nach einer besseren Okklusion. Seit den 1970er Jahren wurde durch die bimaxillären Operationsmethoden eine Therapie des Gesichtsprofils der Patienten möglich. Die Weiterentwicklung im Bereich der Osteosynthese führte zu einer stärkeren Ausrichtung auf die Funktion (Kauakt, Atmung, Sprache) [68] und dadurch auch zu einer erweiterten Ursachenforschung zur Entstehung von Rezidiven [57, 58, 83]. Die Kiefergelenke und die Kaumuskulatur werden jetzt nicht nur berücksichtigt, sondern auch in das Operationsverfahren einbezogen. Weitere Fortschritte werden sich auch bei der Planung und der Durchführung der Operationen [54, 82] ergeben, weil durch die dreidimensionalen Darstellungen durch Computerprogramme eine höhere Präzision bei der Osteotomie erreicht werden kann [39].

2.2 Planung einer Umstellungsosteotomie

Ein wichtiger Schritt bei der Durchführung einer Umstellungsosteotomie ist die präzise Planung. Das analoge Vorgehen in der Planung wird seit Jahrzehnten angewandt und gilt als Goldstandard [6, 62]. Es beinhaltet zweidimensionale Röntgenaufnahmen, nämlich ein Orthopantomogramm (OPG) und ein Fernröntgenseitenbild (FRS) sowie die Gipsmodelle des Patienten, die anhand des Gesichtsbogens in den Artikulator montiert werden. Auf den einartikulierten Modellen werden dann die Osteotomielinie und die chirurgische Bewegung simuliert. Die verbesserte Okklusion wird dann durch eine Übertragunsschiene (Splinte) intraoperativ transferiert. Eine Einschränkung dieser Methode ergibt sich dadurch, dass das eventuelle Auftreten von knöchernen Interferenzen im aufsteigenden Ast bei der chirurgischen Bewegung nicht erfasst werden kann.

Die Fortschritte in der Digitalisierung zeigen sich auch in der Medizin durch die Möglichkeit einer digitalen Planung. Lange Zeit war sie nur bei Syndromen und Gesichtsasymmetrien eingesetzt aber heutzutage wird die digitale Planung von Umstellungsosteotomien zunehmend routinemäßig benutzt [20, 40, 46, 55, 69]. Die dreidimensionale Computersimulation optimiert die Planungseffizienz und führt zu einer signifikanten Verbesserung der chirurgischen Ergebnisse [3]. Für die Erstellung der benötigten Computer-Aided-Design-Modelle werden mehrere Datensätze verwendet: Der Knochen wird durch die dreidimensionalen Röntgenaufnahmen erfasst, die Zähne werden mit einem Intraoralscanner oder einem Modellscanner abgebildet und die Weichteile werden durch einen Gesichtsscanner aufgezeichnet oder aus den Ergebnissen der Computertomographie berechnet. Die Intraoralscanner-Methode hat den Nachteil, dass die Lichtreflexionen, die durch die Multibandapparatur verursacht werden, die Genauigkeit verringern. Die Abbildung der Zahnkronen beschränkt sich daher nur auf die okklusalen Teile, unterhalb von Brackets. Eine Alternative dazu bietet die indirekte Abbildung der Zahnbögen durch das Scannen von Situationsmodellen. Nach dem Erstellen der Datensätze und der Modelle werden sie durch die 3D-Osteotomieplanungssoftware in einem Gesamtmodell verknüpft.

Der nächste Schritt ist die digitale Durchführung der geplanten Osteotomie. Danach wird die gewünschte Position der osteotomisierten Kiefer entweder durch Operationssplinte oder die intraoperative Navigation übermittelt [33]. Die Operationssplinte werden nach der Festlegung

der Kurvaturen entlang des Zahnbogens durch den Benutzer des Computerprogramms halbautomatisch gestaltet und dreidimensional gedruckt. Sie sind zwar nicht genauso präzise wie die intraoperative Navigation und die patientenspezifischen Osteosyntheseplatten, können aber bei den Fällen mit einer instabilen Kondylenposition verwendet werden [62]. Wegen des erhöhten apparativen Aufwands und der hohen Kosten wird dieses Vorgehen allerdings nicht standardmäßig eingesetzt. Zweifel an der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der computerunterstützten Simulation werden durch die aktuelle Forschungslage zurückgewiesen: Die Methode bietet vorhersehbare Ergebnisse und kann dadurch zum Operationserfolg beitragen [6, 42, 48, 49, 69, 74]. Es konnten aber auch bestimmte Diskrepanzen zwischen der dreidimensionalen Planung und dem postoperativen Ergebnis hinsichtlich der vertikalen Positionierung der Mandibula und der Maxilla nachgewiesen werden. Darüber hinaus ist die richtige Interkuspidation nur schwierig zu erreichen, da die dreidimensionalen bezahnten Modelle keine Kollisions-Beschränkungen haben und deshalb bei der Okklusion ineinander übergehen [89].

Zeit und Kosten sind wichtige Faktoren, die zusätzlich bei der Entscheidung über das Vorgehen bei der Planung berücksichtigt werden sollten. Studien zufolge kann bei der digitalen Planung nicht nur die Planungszeit, sondern auch die intraoperative Zeit optimiert werden [20, 76, 88]. Die Kosten für die digitale Planung scheinen nicht höher zu sein, aber auch die Kosten für die Anschaffung der Geräte sollten bedacht werden [43, 67].

3 Fragestellung

Die Korrektur von Dysgnathien durch eine Umstellungsosteotomie bei einem oder beiden Kiefern kann die Funktion des stomatognathen Systems verbessern und das Gesichtsprofil harmonisieren. Der Erfolg einer Umstellungsosteotomie und somit die Vorbeugung von Komplikationen und Rezidiven hängen von der präzisen Planung, den chirurgischen Techniken und einer stabilen Okklusion durch die prä- und postchirurgische kieferorthopädische Behandlung ab.

Das konventionelle Vorgehen in der Planung umfasst zweidimensionale Röntgenaufnahmen, Gipsmodelle, die durch einen Gesichtsbogen einartikuliert werden und die Erstellung von Übertragungsschienen, die dann bei der Operation verwendet werden. Einschränkungen bei dieser Methode ergeben sich durch die fehlende Berücksichtigung der dreidimensionalen Bewegung des Unterkiefers sowie der Kondylenposition und eine möglicherweise fehlerhafte Übertragung der zentrischen Kondylenposition mit dem Gesichtsbogen durch die Weichteile [46]. Die digitale Planung beinhaltet die Erstellung eines dreidimensionalen Modells anhand einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme und eine computerunterstützte chirurgische Simulation. Nach der Forschungslage werden Kollisionsanalysen zunehmend als ein Teil der Umstellungsosteotomie-Software eingesetzt, um die Osteotomielinie, die chirurgische Prognose und die präzise Kontrolle des Endergebnisses zu verbessern [3, 48, 6, 42].

Die Kollisionsvolumen und die Kollisionsgrundflächen können Informationen über knöcherne Interferenzen liefern, die intraoperativ entstehen können. Im Rahmen der vorliegenden Forschungsarbeit soll durch die Computer-Aided-Design-Modelle (CAD) geklärt werden, ob und inwiefern bei der Unterkiefervorverlagerung Kollisionen zwischen dem zahntragenden und dem gelenktragenden Segment der Mandibula auftreten. Wie verändern sich die entstandenen Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundflächen in Abhängigkeit von der Vorverlagerung? Gibt es bezüglich des Kollisionsvolumens und der Kollisionsgrundfläche Unterschiede zwischen den untersuchten Operationsverfahren und den beiden Unterkieferhälften?

4 Material und Methode

4.0.1 Computer-Aided-Design-Modellbildung (CAD)

Die Computer-Aided-Design-Modellbildung (CAD) steht für das Erzeugen und die Verarbeitung von einem geometrischen Modell am Computer, womit verschiedene rechnerunterstützte Funktionen in einem Konstruktionsprozess erfüllt werden. Das Arbeitsfeld umfasst ein breites Spektrum von Möglichkeiten bei der geometrischen Modellierung, Berechnung und Simulierung des Modells und bei der damit verbundenen Erschließung und Bereitstellung von Informationen. Die CAD-Modellbildung wurde zuerst im Flugzeugbau und in der Autoindustrie angewendet. Wegen der zahlreichen Vorteile wird sie auch in anderen Bereichen eingesetzt, wie der Architektur, dem Maschinenbau, dem Bauingenieurwesen inklusive allen damit verbundenen Fachrichtungen und auch in der Zahntechnik [9, 52].

Jede Berechnung in der CAD-Software bezieht sich auf unterschiedliche Fragestellungen: Welches Bauteil soll konstruiert werden?, Welche Ziele werden bei der Simulation verfolgt?, Welche Bedingungen wirken auf das Bauteil? Anhand der Antworten auf diese Fragestellungen wird ein geometrisches Computermodell erstellt, dem dann verschiedene Eigenschaften zugewiesen werden, wie Form und Material.

Der nächste Schritt ist die sogenannte Diskretisierung oder Vernetzung des Modells. Dabei wird das Bauteil in eine finite Anzahl von Elementen aufgeteilt, die über Knotenpunkte miteinander verbunden sind. Diese Elemente können verschiedene Formen haben, wie Tetraeder, Quader oder Prismen. Die Form der Elemente kann dabei anhand der Geometrie sowohl vom Benutzer als auch vom Berechnungsprogramm festgelegt werden [27, 28, 52].

Zur Steigerung der Genauigkeit des Berechnungsergebnisses kann die Zahl der Elemente erhöht werden, was allerdings mit einem deutlich höheren Rechenaufwand verbunden ist. Deshalb sollte bei der Erstellung des Computermodells auf die Netzdichte geachtet werden, damit die wichtigen Strukturen feiner vernetzt sind als die anderen [8].

Die Homogenität und die Inhomogenität sind Eigenschaften von Materialien. Den Begriff Homogenität kann man auf das Altgriechische zurückführen, wobei "homos" für gleich und "genesis" für Erzeugung und Geburt bzw. für Beschaffenheit steht und sich auf die Eigenschaft eines Materials bezieht, in der ganzen Masse dieselbe Zusammensetzung zu haben. So ist etwa Metall im Gussverfahren ein Beispiel für Homogenität, weil es im Gusskörper zu einer nahezu einheitlichen Verteilung der Bestandteile kommt. Im Unterschied dazu bezeichnet die Inhomogenität die Charakteristik von Werkstoffen, an verschiedenen Stellen unterschiedliche Eigenschaften aufzuweisen. Der menschliche Körper mit seinen Einzelheiten und Individualitäten besteht aus Bestandteilen, die vorwiegend unregelmäßig und daher inhomogen verteilt sind. Die Körpergewebe sind individuell verschieden und variieren auch stark in ihren Ausprägungen. Deshalb ist es nur mit sehr hohem Rechenaufwand möglich, individuelle Modelle zu erstellen, die dann allerdings keine generalisierbare Aussage erlauben. Deshalb wird vereinfachend von einer Homogenität bei den Materialeigenschaften der verschiedenen Gewebeproben ausgegangen, um dadurch eine möglichst allgemeingültige Interpretation zu gewährleisten.

Um von einem bezahnten Unterkiefer zu einem CAD-Modell zu kommen, sind einige Zwischenschritte erforderlich. Es wird mit der Computertomographie eines anatomischen Präparates des Unterkiefers begonnen (siehe Abbildung 9). Die vorliegende Computertomographie wurde mit einem TomoScope HV 500 Computertomographen erstellt, der speziell für werkstoffkundliche Analysen entwickelt wurde. Dabei wurde eine Auflösung mit einem Wert von 0,08 mm isotroper Voxel-Kantenlänge verwendet. Das akquirierte Volumen besteht aus sogenannten *Voxeln (volume elements)*, wobei die isotropen Voxel eine sehr genaue isometrische Ortsauflösung in allen drei Raumrichtungen ermöglichen. Als physikalische Kennzahlen verfügt der Computertomograph über eine Anodenspannung von 220 kV und einen Heizstrom von 0,125 mA. Bei der Röntgenaufnahme wurde eine Rohdatenmenge von ca. 6 GB erreicht. Das Datenformat zur Speicherung von Informationen im medizinischen Bilddatenmanagement ist *DICOM, (Digital Imaging and Communications in Medicine)*. Durch die Anwendung eines anatomischen Präparates konnten eine scharfe Abgrenzung der Strukturen durch den Luft-Zahn- und Luft-Knochen-Übergang erzielt werden. Anschließend wurden die Daten mit der Visualisierungssoftware *Amira 5.3.1* verarbeitet.

Die Visualisierungssoftware erzeugt, zur geometrischen Darstellung der anatomischen Strukturen, dreidimensionale Polygonnetze. Der dann vorliegende dreidimensionale Datensatz wird



Abbildung 9: Anatomisches Präparat eines Unterkiefers (Winterhalder, 2013, S.28) [87].

in 0,08 *mm* dicke Schichten beim Unterkiefer und 0,02 *mm* dicke Schichten bei den Zähnen unterteilt. Anschließend erfolgt die Segmentierung der Daten, wobei die anatomischen Strukturen in jeder Schicht differenziert und markiert werden (siehe Abbildung 10). Diese Segmentierung kann allerdings wegen der notwendigen Differenzierung zwischen kompaktem und spongiösem Knochen und der hohen Datenauflösung nicht nur automatisch durchgeführt werden [9, 52, 87]. Denn eine völlig automatisierte Segmentierung würde wegen der hohen Auflösung zu sehr komplexen Geometrien führen, sodass die kleinsten Hohlräume im spongiösen Knochen sofort als nicht zum Knochen gehörig kategorisiert würden [87].

Deshalb wird zuerst die automatische Segmentierung durchgeführt und anschließend werden die Daten stellenweise manuell adaptiert. Die Visualisierungssoftware verbindet dann die segmentierten Einzelschichten, wodurch die dreidimensionalen Segmentierungen erzeugt werden. Danach werden die Polygonnetze als dreidimensionale Oberflächen erstellt. Das Datenformat für diesen Arbeitsschritt ist das *Drawing Interchange File Format* oder *DXF*.



Abbildung 10: Die Verarbeitung der Röntgendaten (Winterhalder, 2013, S.29) [87].

Nach der Erstellung von dreidimensionalen Geometrien in der Form von Polygonnetzen durch die Visualisierungssoftware wird das *Reverse-Engineering-Programm Rapidform XOR3* eingesetzt. Durch eine exakte Flächenrückführung können dann der Geometrie der Polygonnetze *NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines)* hinzugefügt werden. Ein *NURBS*-Modell besteht im Gegensatz zu einem parametrischen CAD-Neuaufbau, der aus Elementen der Regelgeometrie besteht, aus Freiformflächen. Die Bildung der Freiformflächen erfolgt aus vierseitigen Flächenpatches mit gleichmäßigen Übergängen [14, 26].

Obwohl die Erstellung eines *NURBS*-Modells verhältnismäßig einfach ist, können dabei geometrische Veränderungen nur eingeschränkt vorgenommen werden. Die Bearbeitung der Geometrien jeder Struktur erfolgt nur anhand der *NURBS*, allerdings mit geometrischen Abweichungen, die im Rahmen der Modellerstellung akzeptiert werden. Diese Abweichungen liegen in Abhängigkeit von der Komplexität der Geometrie bei maximal 0,2 *mm*. Das Datenformat für die Speicherung der *NURBS* heißt *Initial Graphics Exchange Specification (IGES)* und dient dem digitalen Transfer von Informationen zwischen CAD-Programmen. Erst nach dieser Speicherung können die Daten als CAD-Modell verwendet werden. Die Forschungsarbeit wurde auf einem privaten Laptop mit einem Intel(R) Core(TM) i7-2.00 GHz Prozessor und einer RAM-Kapazität von 16 GB erstellt, wodurch auch die Systemvoraussetzungen für den *Au-todesk Inventor 2017* für Windows erfüllt waren. Die CAD-Modelle haben im Vergleich mit der Visualisierung von Röntgendaten eine geringere Datenmenge, bei der der Rechenaufwand deutlich höher ist. Um die Datenmenge zu reduzieren, kann die Geometrie des Modells auf den zu untersuchenden Bereich eingegrenzt werden. Diese Möglichkeit kann aber wegen der Mindestmodellgröße nur bedingt angewendet werden. Eine andere Variante zur Datenreduktion besteht darin, weniger *NURBS* in der Geometrie zu verwenden [7, 14, 87], weil deren Konfiguration einen starken Einfluss auf die Datenmenge hat. Damit keine Abbildungsfehler auftreten, sollte dies aber mit großer Vorsicht erfolgen.

Insgesamt wurden 40 Modelle generiert mit einer Datenmenge von 547,196 kB, die im *Standard ACIS Text (SAT)* Datenformat gespeichert wurden. Anhand von Booleschen Operationen wurden die einzelnen Strukturen vereinigt, um ein Gesamt-CAD-Modell herzustellen. Das CAD-Modell bestand dabei aus kompaktem Knochen, spongiösem Knochen, den beiden *Nervi mandibulares*, Zahnschmelz, Pulpa und Dentin.

4.0.2 Autodesk Inventor

Im nächsten Schritt erfolgte die Bearbeitung des CAD-Modells mit dem CAD-Programm *Inventor Professional 2017*. Die erste parametrische 3D-CAD-Software der Firma Autodesk zur Konstruktion von räumlichen Modellen wurde 1999 unter dem Codenamen "Mustang" entwickelt .

Nach den Booleschen Operationen können die CAD-Modelle auch nachträglich modifiziert werden, da jedes Element und jeder Parameter einzeln gespeichert werden. Inventor bietet mehrere Umgebungen an: Bauteil, Baugruppe, Zeichnung und Präsentation. In der Bauteilumgebung, in der sowohl eine 2D-Skizze als auch ein 3D-Modell möglich sind, werden die Teile durch die sogenannten Booleschen Operationen modelliert. An einer geschlossenen 2D-Skizze können unterschiedliche Änderungen vorgenommen werden, wie: Extrusion, Drehung, Sweeping, Bohrung, Gewinde, Kombinieren usw. Durch die Operation des Kombinierens können

zwei oder mehrere Volumenkörper entweder vereinigt oder voneinander getrennt werden, was dann zu einer Differenz führt. Außerdem ist es möglich, eine Schnittmenge der Volumenkörper zu erstellen. Dabei wird zwischen dem "Basisteil" und dem "Arbeitsteil" unterschieden, wobei einzelne Volumenkörper vorhanden sein müssen. In der Baugruppen-Umgebung werden Bauteile und Unterbaugruppen zusammengefügt, um eine Einheit zu bilden. Diesen Elementen werden dann Beziehungen durch Verbindungen und Abhängigkeiten zugeteilt, wodurch die Komponenten platziert und einem Freiheitsgrad zugeordnet werden. *Autodesk Inventor* bietet zwei Modelliermethoden an. Bei der ersten Methode werden zunächst in der Bauteilumgebung Einzelteile konstruiert und dann in der Baugruppe zusammengefügt. Wenn sie dabei durch Abhängigkeiten platziert werden, dann hat jegliche Änderung auch Einfluss auf alle anderen Volumenkörper. Bei der zweiten Modelliermethode wird zuerst eine Grundform konstruiert, bei der es sich entweder um eine 2D-Skizze oder ein 3D-Modell handeln kann. In diese Grundform wird ein Platzhalter für den zukünftigen Volumenkörper eingetragen. Durch eine Datenverknüpfung werden diese Teile dann passend aufmodelliert. Diese Methode wird auch als "Bauraummethode" bezeichnet.

4.0.3 Definition der Osteotomielinie

In dieser Forschungsarbeit wurden vier Osteotomien des Unterkiefers genauer untersucht und mit dem *Autodesk Inventor Professional 2017* Programm wurden mehrere CAD-Modelle reproduziert. Dabei wurden die folgenden vier Schnittführungen ausgewählt: (1.) Obwegeser/Dal Pont, (2.) deren Weiterentwicklung von 1968, was im Folgenden als Obwegeser-1968 bezeichnet wird. Außerdem wurden auch die hohen sagittalen Spaltungen des aufsteigenden Astes untersucht, also (3.) Höltje/Scheuer und (4.) Schuchardt. Die beiden zuerst genannten Schnittführungen sind diejenigen, die auch in der Praxis am häufigsten eingesetzt werden [18, 44, 81].

Die sagittale Spaltung des Unterkiefers nach Obwegeser/Dal Pont

Die Osteotomie fängt an der Innenkortikalis des aufsteigenden Astes an. Zunächst erfolgen die Freilegung des *Nervus mandibularis* am *Foramen mandibulae* und das Sägen der inneren Kompakta zwischen *Incisura mandibulae* und *Foramen mandibulae*, oberhalb der Lingula [58]. Dann werden das Periost und die Muskulatur von der bukkalen Seite bis zum Kieferwinkel

abgelöst. Die ursprüngliche Osteotomielinie von Obwegeser im Jahr 1957 auf der Außenseite befand sich fast in der Höhe der Okklusionsebene. Hier kommt die Modifikation des Chirurgen Dal Pont zum Einsatz. Der nächste Schnitt wird durch die äußere Kompakta des aufsteigenden Unterkieferastes und in den posterioren Unterkieferkörper bis zur Kieferwinkelregion geführt. Die letzte Osteotomielinie, die zur Verbindung der Sägeschnitte miteinander führt, verläuft entlang des vorderen Randes des aufsteigenden Astes (siehe Abbildung 11) [64].

Die sagittale Spaltung nach Obwegeser-1968

Die beiden Osteotomielinien an der Innenseite und an der Vorderkante des aufsteigenden Unterkieferastes entsprechen dem oben beschriebenen Procedere. Der letzte Schnitt auf der lateralen Seite des Unterkiefers wird dann nach bukkal bis unter die Molaren erweitert. Diese Erweiterung des lateralen Knochenschnittes vergrößert die Anlagerungsflächen (siehe Abbildungen 12, 13).

Die Osteotomielinie durch die äußeren Kompakta bleibt bei der Osteotomie von Obwegeser/Dal Pont, wie die Abbildung 11 zeigt, hinter der senkrechten Linie durch die Siebener und verläuft bis zur Kieferwinkelregion.



Abbildung 11: Osteotomielinie nach Obwegeser/Dal Pont, laterale Ansicht.

Abbildung 12 zeigt, dass die Anlagerungsflächen bei dem Obwegeser-1968-Verfahren durch die Verlängerung der Osteotomielinie nach bukkal bis unter die Molaren vergrößert werden.



Abbildung 12: Osteotomielinie nach Obwegeser-1968, laterale Ansicht.

Aus Abbildung 13 geht hervor, dass sich die waagrechte Osteotomielinie des Obwegeser-1968-Osteotomieverfahrens oberhalb der Lingula und des *Foramen mandibulae* befindet.



Abbildung 13: Osteotomielinie nach Obwegeser-1968, frontale Ansicht.

Die hohe sagittale Spaltung des aufsteigenden Astes nach Höltje/Scheuer

Höltje und Scheuer schlagen ebenfalls eine stufenförmige Osteotomie vor. Der Unterschied besteht darin, dass die Osteotomielinie durch die äußere Kompakta um nur ca. fünf Millimeter nach kaudal verlegt wird, in Relation zur Spaltung auf der inneren Kompaktaseite (siehe Abbildungen 14, 15) [72].

Die hohe sagittale Spaltung des aufsteigenden Astes nach Schuchardt

Die Osteotomielinie besteht aus einem schrägen Schnitt am vorderen Rand. Die Schnittführung beginnt auf der medialen Seite oberhalb der Lingula zwischen *Foramen mandibulae* und *Incisura mandibulae* und verläuft dann schräg nach lateral unten bis auf die laterale Seite des aufsteigenden Astes (siehe Abbildung 16) [36]. Die hohe sagittale Spaltung nach Höltje/Scheuer wird durch das Design einer stufenförmigen Osteotomie dargestellt. Abbildung 14 zeigt, wie der Schnitt auf der Innenseite des aufsteigenden Astes beginnt und fünf Millimeter kaudal auf der Außenseite endet.



Abbildung 14: Osteotomielinie nach Höltje/Scheuer, frontale Ansicht.

Abbildung 15 zeigt, dass die Osteotomielinie oberhalb der Okklusionsebene bleibt.



Abbildung 15: Osteotomielinie nach Höltje/Scheuer, laterale Ansicht.

Die schräge Osteotomielinie von der hohen sagittalen Spaltung nach Schuchardt befindet sich oberhalb des *Foramen mandibulae* und verläuft durch den ganzen aufsteigenden Ast (siehe Abbildung 16).



Abbildung 16: Osteotomielinie nach Schuchardt, frontale Ansicht.

4.0.4 Versuchsdurchführung

Das bezahnte Unterkiefer-CAD-Modell wurde durch Boolesche Operationen bearbeitet. Bei den Schnittführungen wurden sowohl mehrere Koordinatensysteme als auch Arbeitsebenen definiert. Dadurch konnte das Modell so bewegt werden, wie der Chirurg in der Operation die Schnittführung durchführen würde.

Intraoperativ werden piezoelektrische Sägen verwendet. Um diesen Operationsschritt auf das Computer-Modell zu übertragen, wurde eine geschlossene geometrische Form von 0,8 *mm* Breite erstellt und extrudiert. Diese Extrusion sollte im Comptermodell die Wirkung einer piezoelektrischen Säge simulieren, sodass die realistischen Schnittführungen nachgebildet werden konnten. Durch die Verbindung dieser Schnittführungen ergaben sich dann mehrere Volumenkörper. Ab diesem Zeitpunkt wurde der kompakte Knochen mit dem spongiösen Knochen verbunden, um den Arbeitsablauf zu erleichtern. Deshalb wurden nur drei Volumenkörper erzeugt.

Für die Umstellung des vorderen Segments wurde ein neues Koordinatensystem verwendet. Die X-Achse entsprach dabei der Okklusionsebene durch die Inzisalkante. Nun waren die vier Modelle zu den untersuchten Osteotomielinien bereit für die Unterkiefervorverlagerung. Die chirurgische Bewegung des zahntragenden Fragments erfolgte entlang der X-Achse und damit in der Sagittalebene des stomatognathen Systems.

Die Vorverlagerung wurde bei allen vier chirurgischen Verfahren von einem Millimeter bis zu zehn Millimetern durchgeführt, sodass sich insgesamt 40 CAD-Modelle ergaben. Für jedes einzelne Modell wurde eine Kollisionsanalyse durchgeführt, wobei die jeweiligen überlappenden Teile als einzelne Volumenkörper dargestellt wurden.

4.0.5 Datenerhebung und Auswertung

Jede Überschneidung zwischen dem zahntragenden und dem gelenktragenden Fragment wurde anhand ihrer Körpereigenschaften ausführlich analysiert. Bei den Körpereigenschaften, die automatisch von dem 3D-CAD-Programm gemessen werden, handelt es sich um das Volumen in Kubikzentimetern (cm^3), die Grundfläche in Quadratzentimetern (cm^2) und die Masse in Gramm (g). Da die Masse in g stets dem Volumen in cm^3 entspricht, wurde sie in der vorliegenden Arbeit nicht weiter betrachtet. Diese Parameter wurden für jedes Modell erfasst und in Tabellen dargestellt. Die dreidimensionale Beziehung zwischen den Teilen wurde anhand der visuellen Wahrnehmung hergestellt, aber unter Berücksichtigung Boolescher Operationen. Die Auswertung der Daten erfolgte durch die Berechnungen und graphischen Darstellungen des anatomischen Präparates durch die 3D-CAD-Software. Die Ergebnisse wurden dann in Tabellenform erfasst und durch Graphen veranschaulicht. Die statistische Auswertung der generierten Daten erfolgte mittels *R* (Version 3.6.3). Es wurde für die Bestimmung der Signifikanz zwischen rechter und linker Seite der Operationsverfahren ein zweiseitiger t-Test verwendet, mit einem Signifikanzniveau von 0,05. Der adjustierte p-Wert wurde mit Hilfe der Bonferroni-Methode berechnet. Verwendet wurde hierfür das *rstatix* Paket. Die linearen Regressionen wurden mit dem *stats* Paket durchgeführt. Die Gleichung der Regression sowie das resultierende adjustierte R^2 sind in den Abbildungen angegeben. Sämtliche Darstellungen wurden mit dem *ggplot2* Paket erstellt.

5 Ergebnisse

Bei allen Vorverlagerungen wurden unterschiedliche Ergebnisse sowohl für die rechte und die linke Seite als auch für die verschiedenen Operationsverfahren erzielt. In der Tabelle 1 werden die Kollisionsvolumen aller Vorverlagerungen und Operationsverfahren dargestellt.

Vorverlagerung	Seite	Obwegeser/Dal Pont	Obwegeser-1968	Höltje/Scheuer	Schuchardt
	1' 1	0	1 427	0	
1 <i>mm</i>	links	0	1,427	0	0
	rechts	0	0,241	0	0
2 mm	links	0,002	1,612	0	0
2 11111	rechts	0	0,308	0	0
2	links	0,382	1,829	0	0
5 mm	rechts	0	0,478	0,027	0
4	links	0,818	2,064	0,015	0
4 <i>mm</i>	rechts	0,218	0,716	0,065	0
5	links	1,232	2,298	0,035	0
5 mm	rechts	0,495	0,946	0,099	0
6	links	1,578	2,472	0,051	0
0 <i>mm</i>	rechts	0,752	1,137	0,127	0
7	links	1,896	2,594	0,064	0
1 mm	rechts	0,957	1,282	0,148	0
Q 100100	links	2,165	2,646	0,074	0
0 <i>mm</i>	rechts	1,114	1,391	0,162	0
0	links	2,314	2,651	0,081	0
9 mm	rechts	1,229	1,452	0,167	0
10 100	links	2,394	2,629	0,085	0
	rechts	1,305	1,486	0,156	0

Tabelle 1: Berechnete Kollisionsvolumen in cm^3 für alle Operationsverfahren.

Aus der Tabelle 2 geht hervor, dass es bei den den verschiedenen Osteotomieverfahren deutliche Unterschiede hinsichtlich der Kollisonsgrundflächen bei den Vorverlagerungen gibt. Gerade die Schnittführung nach Schuchardt hat sich als eine Besonderheit erwiesen, da die Werte hier durchgängig bei null liegen, weshalb auch keine Kollisionen aufgetreten sein können.

Vorverlagerung	Seite	Obwegeser/Dal	Obwegeser-1968	Höltje/Scheuer	Schuchardt	
		Pont				
1	links	0	20,057	0	0	
1 mm	rechts	0	8,915	0	0	
2	links	2,369	21,721	0	0	
2 mm	rechts	0	15,548	0	0	
2 10100	links	26,060	23,192	0	0	
5 mm	rechts	0	22,221	2,541	0	
1	links	26,028	24,439	2,025	0	
4 mm	rechts	24,265	25,161	2,641	0	
5	links	25,904	25,429	2,014	0	
5 mm	rechts	23,840	24,461	2,720	0	
6	links	25,651	25,926	1,996	0	
0 mm	rechts	23,411	23,792	2,773	0	
7	links	25,317	25,864	1,971	0	
1 mm	rechts	22,917	23,095	2,801	0	
0	links	24,934	25,317	1,941	0	
8 mm	rechts	22,398	22,443	2,790	0	
0	links	24,462	24,650	1,904	0	
9 mm	rechts	21,852	21,788	2,731	0	
10	links	23,897	23,945	1,861	0	
10 mm	rechts	21,259	21,142	2,600	0	

Tabelle 2: Übersicht zu den Kollisionsgrundflächen in cm^2 bei allen Operationsverfahren.

Abbildung 17 zeigt, wie die Überlappungen bei einer Vorverlagerung von 5 *mm* nach Obwegeser-1968 die äußeren Kompakta der gelenktragenden Fragmente durchdringen. Zur Veranschaulichung werden diese möglichen Störfaktoren in Magenta dargestellt.



Abbildung 17: Vorverlagerung um 5 *mm* nach Obwegeser-1968, frontale Ansicht. In Magenta werden die Überlappungen dargestellt.

Das Durchdringen der äußeren Kompakta durch die Überlappungen wird in Abbildung 18 veranschaulicht.



Abbildung 18: Vorverlagerung um 5 *mm* nach Obwegeser-1968, laterale Ansicht. In Magenta werden die Überlappungen dargestellt.

Die Schnittführung nach Schuchardt ermöglicht eine Vorverlagerung um 5 *mm* ohne Interferenzerscheinung. Der Schnitt verläuft schräg nach kaudal durch den gesamten aufsteigenden Ast und durchtrennt ihn dabei vollständig (siehe Abbildung 19).



Abbildung 19: Vorverlagerung um 5 mm nach Schuchardt, frontale Ansicht.

Eine Vorverlagerung um 7 *mm* nach Obwegeser/Dal Pont führt auf beiden Seiten zu Mandibula-Überschneidungen, die die gesamte Breite des aufsteigenden Astes beanspruchen (siehe Abbildung 20).



Abbildung 20: Vorverlagerung um 7 *mm* nach Obwegeser/Dal Pont, laterale Ansicht. In Magenta werden die Überlappungen dargestellt.

Abbildung 21 zeigt, wie sich die Überlappungen bei der Vorverlagerung um 7 mm nach Höltje-



/Scheuer auf beiden Seiten der Mandibula auswirken.

Abbildung 21: Vorverlagerung um 7 *mm* nach Höltje/Scheuer, frontale Ansicht. In Magenta werden die Überlappungen dargestellt.

In den folgenden vier Graphen (Abbildungen 22 bis 25) werden die Kollisionsvolumen auf beiden Seiten und für alle Vorverlagerungen nach Obwegeser/Dal Pont, Obwegeser-1968, Höltje-/Scheuer und Schuchardt dargestellt. Die X-Achse steht für die Vorverlagerung von 1-10 mm und die Y-Achse für das Volumen in cm^3 .

Beim Operationsverfahren nach Obwegeser/Dal Pont zeigen sich auf der linken und auf der rechten Seite ab einer Vorverlagerung von 3 *mm* unterschiedliche Kollisionsvolumen. Im Unterschied zur rechten Seite gibt es auf der linken Seite einen steileren Anstieg und im Schnitt etwa doppelt so viel Volumen. Bei beiden Graphen kann man einen durchgängigen Anstieg der Werte bis zum Beobachtungsende (cut off) feststellen (siehe Abbildung 22).

Beim Operationsverfahren von Obwegeser-1968 fällt auf, dass die linke Seite annährend konstant 1,2 Volumeneinheiten höher ist als die rechte Seite (siehe Abbildung 23).

Bei der Schnittführung nach Höltje/Scheuer auf der linken und der rechten Seite zeigen sich ab einer Vorverlagerung von 2 *mm* unterschiedliche Kollisionsvolumen. Die rechte Seite erreicht ihren Maximalwert bei einer Vorverlagerung von 9 *mm* und nimmt dann ab. Im Unterschied dazu steigen die Werte auf der linken Seite bis zum cut off an (siehe Abbildung 24).

5 ERGEBNISSE

Bei der Schuchardt-Schnittführung liegt das Kollisionsvolumen auf beiden Seiten des Unterkiefers und bei allen betrachteten Vorverlagerungen konstant bei null (siehe Abbildung 25).



Abbildung 22: Kollisionsvolumen-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 23: Kollisionsvolumen-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 24: Kollisionsvolumen-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 25: Kollisionsvolumen-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.

Die folgenden vier Graphen (Abbildungen 26 bis 29) zeigen die Kollisionsgrundflächen auf beiden Seiten und bei allen Vorverlagerungen nach Obwegeser/Dal Pont, Obwegeser-1968, Höltje/Scheuer und Schuchardt. Die X-Achse steht für die Vorverlagerung von 1-10 mm und die Y-Achse für die Fläche in cm^2 . Beim Verfahren nach Obwegeser/Dal Pont werden die Maxi-

malwerte sowohl auf der linken als auch auf der rechten Seite früh erreicht, nämlich links bei 2 *mm* und rechts bei 3 *mm*. Ab diesen Spitzenwerten zeigen die Kurven eine nahezu parallele und diskrete Abnahme bis zum cut off. Der Abstand zwischen den beiden Kurven nimmt aber bis zum cut off im Trend zu (siehe Abbildung 26).

Bei der Schnittführung nach Obwegeser-1968 ergibt sich auf der rechten Seite der Maximalwert bei einer Vorverlagerung von 4 *mm*. Danach nimmt die Fläche stetig ab. Die linke Seite zeigt eine Glockenkurve, die ihr Maximum bei einer Vorverlagerung von 6 *mm* erreicht und dann ähnlich wie die Steigung absinkt (siehe Abbildung 27).

Auf der rechten Seite steigen bei der Schnittführung nach Höltje/Scheuer die Werte zwischen den Vorverlagerungen von 2 *mm* und 3 *mm* sprunghaft an. Ab diesem Punkt steigt die Kurve dann bis 7 *mm* stetig, aber mit einem geringen Wachstum an, um danach leicht, aber im Trend abzusinken. Die rechte Seite erreicht ihren Maximalwert bei einer Vorverlagerung von 4 *mm*. Danach nimmt die Fläche kontinulierlich ab (siehe Abbildung 28).

Beim Osteotomieverfahren nach Schuchardt bleiben die Kollisionsgrundflächen auf beiden Seiten des Unterkiefers konstant und unverändert bei null (siehe Abbildung 29).



Abbildung 26: Kollisionsgrundfläche-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.


Abbildung 27: Kollisionsgrundfläche-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 28: Kollisionsgrundfläche-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 29: Kollisionsgrundfläche-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.

Die folgenden acht Diagramme (Abbildungen 30 bis 37) zeigen die Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundflächen in Abhängigkeit von den betrachteten Vorverlagerungen bei den verschiedenen Operationsverfahren. Die X-Achse steht für die Vorverlagerung von 1-10 mm und die Y-Achsen stehen für die Fläche (rechte Y-Achse) in cm^2 und das Volumen (linke Y-Achse) in cm^3 . Dabei fällt auf, dass sich das Volumen und die Grundfläche bei den Überlappungen der Schnittführung nach Obwegeser/Dal Pont auf der rechten Seite unterschiedlich verhalten, sich aber ab der Vorverlagerung mit 4 mm stetig einander annähern. Man kann annehmen, dass sich die beiden Kurven im weiteren Verlauf der Vorverlagerungen schneiden würden (siehe Abbildung 30). Links nimmt das Volumen kontinuierlich zu, während die Grundfläche einer Vorverlagerung von 3 mm abnimmt (siehe Abbildung 31).

Beim Operationsverfahren nach Obwegeser-1968 nimmt das Kollisionsvolumen auf der rechten Seite bei bis zu 7 *mm* konstant und danach langsamer zu. Die Kollisionsgrundflächen erreichen ihr Maximum bei der Vorverlagerung um 4 *mm* und nehmen dann kontinuierlich ab (siehe Abbildung 32). Auf der linken Seite fällt auf, dass ab einer Vorverlagerung von 7 *mm* das Volumen deutlich langsamer ansteigt als zuvor. Die Grundfläche hat bei einer Vorverlagerung von 6 *mm* ihr Maximum erreicht, sodass sie in der Folge ähnlich abnimmt wie sie vorher anstieg, wodurch eine Glockenkurve entsteht (siehe Abbildung 33). Beim Operationsverfahren nach Höltje/Scheuer steigt rechts die Grundfläche bei den Vorverlagerun-gen von 2 *mm* und 3 *mm* sprunghaft an. Bei der Vorverlagerung von 7 *mm* wird der Maximalwert erreicht und danach sinkt der Wert wieder ab. Das Volumen erreicht den Maximalwert dagegen erst bei der Vorverlagerung von 9 *mm* (siehe Abbildung 34). Im Unterschied zur rechten Seite sind die Werte der Kollisionsvolumen auf der linken Seite geringer und sie erreichen ihr Maxi-mum (Peak) erst bei einer Vorverlagerung von 10 *mm*. Die Kollisionsgrundflächen ähneln sich auf beiden Seiten, der Maximalwert auf der linken Seite wird allerdings schon bei der Vorver-lagerung von 4 *mm* erreicht (siehe Abbildung 35).

Bei der Schnittführung nach Schuchardt fällt auf, dass sich bei den Vorverlagerungen auf beiden Seiten weder das Volumen noch die Grundfläche verändern (siehe Abbildungen 36 (a) und (b)).



Abbildung 30: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser/Dal Pont, rechts, in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 31: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser/Dal Pont, links, in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 32: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser-1968, rechts, in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 33: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser-1968, links, in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 34: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Höltje/Scheuer, rechts, in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 35: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Höltje/Scheuer, links, in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 36: Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.

Die folgende Grafik (Abbildung 37) zeigt die Streuung der Kollisionsvolumen bei den Vorverlagerungen mit allen Operationsverfahren. Die X-Achse steht für die vier untersuchten Operationsverfahren und die Y-Achse für das das Volumen in cm^3 . Beim Verfahren nach Obwegeser/Dal Pont liegt das erste Quartil (Q1) auf der linken Seite etwa bei 0,5 cm^3 und Q3 liegt etwa bei 2,1 cm^3 . Dadurch ist der Interquartilsabstand (IQA) auf der linken Seite etwa doppelt so groß wie auf der rechten Seite. Die linke Seite unterliegt also größeren Schwankungen. Auch die Mediane sind unterschiedlich, was auf erwartbare Differenzen im Verhalten der beiden Seiten hindeutet. Der arithmetische Mittelwert befindet sich auf der linken Seite im IQA und liegt tiefer als der Median. Auf der rechten Seite überlappt er sich mit dem Median.

Beim Operationsverfahren nach Obwegeser-1968 zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen den beiden Seiten. Das Q1 der rechten Seite liegt bei $0,6 \ cm^3$ und das Q3 bei $1,3 \ cm^3$. Bei der linken Seite liegt das Q1 bei etwa $1,85 \ cm^3$ und das dritte Quartil bei $2,65 \ cm^3$. Die IQA beider Seiten überlappen sich also nicht, was auf einen relevanten Unterschied hindeutet. Allerdings könnte sich dieser Unterschied bei einer Erweiterung des Stichprobenumfangs auch auflösen. Wie der hier ersichtliche Unterschied zu erklären ist, sollte in weiteren Arbeiten untersucht werden.

Beim Verfahren nach Höltje/Scheuer sind beide IQA vergleichbar und überlappen sich, was auf einen relevanten Zusammenhang hindeutet. Außerdem sind auch die Mediane und die arithmetischen Mittelwerte vergleichbar.

Beim Verfahren nach Schuchardt sind die Werte konstant null, sodass sie nicht weiter statistisch interpretiert werden können; dies ist in der Abbildung 37 mit *NaN* ausgedrückt.

Unter Verwendung eines Signifikanztests, nämlich dem Zweistichproben-t-Test mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$, wurden die Mittelwerte der linken und der rechten Seite verglichen und mit der Bonferroni-Methode korrigiert. Die adjustierten p-Werte ergaben beim Verfahren nach Obwegeser/Dal Pont einen nicht-signifikanten Wert von 0,204 und beim Verfahren nach Obwegeser-1968 einen signifikanten Unterschied von 2,937 *10⁻⁵. Bei Höltje/Scheuer ergab sich ein nicht-signifikanter Unterschied von 0,12 und bei der Schuchardt-Schnittführung konnte der p-Wert nicht bestimmt werden.



Abbildung 37: Box-plot-Kollisionsvolumen nach Operationsverfahren und Kieferseite.

Die Grafik (Abbildung 38) zeigt die Streuung der Kollisionsgrundflächen bei den untersuchten Operationsverfahren. Die X-Achse steht für die vier untersuchten Operationsverfahren und die Y-Achse für die Grundfläche in *cm*². Beim Verfahren nach Obwegeser/Dal Pont überlappen sich die IQA nicht, was auf einen relevanten Unterschied zwischen beiden Seiten hindeutet. Auffällig ist, dass das IQA der rechten Seite etwa 7-mal größer ist als das der linken Seite, was auf eine starke Schwankung der Werte hindeutet. Die linke Seite weist auch zwei extreme Ausreißer auf, wodurch sich der arithmetische Wert außerhalb der Box befindet. Im Unterschied dazu befindet sich der arithmetische Mittelwert auf der rechten Seite in der Mitte des IQA.

Die IQA bei der Schnittführung nach Obwegeser-1968 sind ähnlich groß und überschneiden sich, weshalb keine bedeutenden Unterschiede zu erwarten sind. Obwohl sich die Mediane unterscheiden, verhalten sich die beiden Seiten ähnlich. Allerdings ist der arithmetische Mittelwert auf der linken Seite unterhalb des Medians und auf der rechten Seite unterhalb von Q1.

Bei der linken Seite des Operationsverfahrens nach Höltje/Scheuer befindet sich der Median

dicht am Q3, was darauf hindeutet, dass sich die erwartbaren Schwankungen in diesem Bereich bewegen. Das IQA der rechten Seite ist sehr eng, sodass die beobachteten Schwankungen in etwa dem medianen Ergebnis entsprechen. Der arithmetische Mittelwert befindet sich auf beiden Seiten unterhalb des Medians.

Die Grundfläche bei der Schuchardt-Schnittführung sind wiederum konstant null und können daher nicht weiter interpretiert werden.

Erneut wurde ein Signifikanztest, nämlich der Zweistichproben-t-Test mit einem Signifikanzniveau von α = 0,05, durchgeführt. Die mit der Bonferroni-Methode abjustierten p-Werte ergaben bei Obwegeser/Dal Pont einen nicht-signifikanten Wert von 1 und bei Obwegeser-1968 auch einen nicht-signifikanten Wert von 0,258. Bei Höltje/Scheuer ergab sich ein nicht-signifikanter Unterschied von 0,333 und bei der Schuchardt-Schnittführung konnte der p-Wert nicht bestimmt werden (siehe Abbildung 38).



Abbildung 38: Box-plot-Kollisionsgrundfläche nach Operationsverfahren und Kieferseite.

5 ERGEBNISSE

Auf den Streudiagrammen (Abbildungen 39-42) wird der lineare Zusammenhang zwischen dem Kollisionsvolumen und der zunehmenden Vorverlagerung bei den untersuchten Operationsverfahren dargestellt. Die X-Achse steht für die Einflussvariable, nämlich die Vorverlagerung in mm, und die Y-Achse für die Zielvariable, also das Volumen in cm^3 . Die Regressionsgerade zeigt einen nahezu perfekten Zusammenhang zwischen der zunehmenden Vorverlagerung und dem Anstieg des Volumens. Beim Operationsverfahren nach Obwegeser/Dal Pont können auf der rechten Seite 96% und auf der linken Seite 97% der Varianz durch die lineare Regression erklärt werden, sodass es evident ist, dass das Volumen von der stetigen Vorverlagerung abhängt. Nur wenige Werte liegen geringfügig außerhalb des 95% Konfidenzintervalls, wodurch sich eine geringe Abweichung bei der Schätzung und der Vorhersage ergibt. Die Messwerte bewegen sich also stets im erwartbaren Bereich. Deshalb kann näherungsweise ein stetiger Zusammenhang abgeleitet werden, nach der etwa pro mm an Vorverlagerung etwa 0,1 cm^3 an Kollisionsvolumen benötigt werden (siehe Abbildung 39 (a) und (b)).

Beim Operationsverfahren nach Obwegeser-1968 können 96% der Varianz auf der rechten Seite (siehe Abbildung 40 (a)) und 89% der Varianz auf der linken Seite (siehe Abbildung 40 (b)) durch die lineare Regression erklärt werden. Bei der Schnittführung nach Höltje/Scheuer zeigt sich mit 91% rechts und 95% links ein fast perfekter Zusammenhang zwischen der zunehmenden Vorverlagerung und dem Anstieg des Volumens (siehe Abbildung 41 (a) und (b)). Bei der Schuchardt-Schnittführung ergaben sich durch die Regressionsanalyse keine weiteren Interpretationsmöglichkeiten, da die Werte konstant null sind (siehe Abbildung 42 (a) und (b)).

Die folgenden Streudiagramme (Abbildungen 43-46) zeigen den linearen Zusammenhang der Kollisionsgrundflächen bei zunehmender Vorverlagerung, bei den untersuchten Operationsverfahren. Die X-Achse zeigt die Einflussvariable, die Vorverlagerung in *mm* und die Y-Achse die Zielvariable, die Fläche in cm^2 . Das R^2 (Bestimmtheitsmaß) ergibt bei den ersten drei Operationsverfahren einen Zusammenhang mittlerer Stärke, wobei die Inspektion des Scatterplots zeigte, dass es sich dabei nur um einen scheinbaren Zusammenhang handelt. Denn wenn die Werte nur weit genug voneinander entfernt sind, dann ergibt sich auch bei tatsächlich fehlender Korrelation ein Zusammenhang.



Abbildung 39: Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 40: Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 41: Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 42: Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 43: Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.

Eine weitere Interpretation anhand der Regressionsanalyse ist daher nicht sinnvoll. Es zeigt sich aber, dass die Fläche in Abhängigkeit von der Vorverlagerung sprunghaft ansteigt und anschließend relativ konstant bleibt (siehe Abbildung 43 (a) und (b), Abbildung 44 (a) und (b), Abbildung 45 (a) und (b)). Bei der Schuchardt-Schnittführung ermöglicht die Regressionsanalyse auch in diesem Fall keine weiteren Interpretationsmöglichkeiten, da die Werte konstant null sind (siehe Abbildung 46 (a) und (b)).



Abbildung 44: Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 45: Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.



Abbildung 46: Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.

Die nächsten beiden Darstellungen (Abbildungen 47 und 48) zeigen die Kollisionsvolumen bei den untersuchten Schnittführungen auf der rechten und der linken Seite. Die X-Achse steht für die unterschiedlichen Operationsverfahren und die Y-Achse für das Volumen in *cm*³. Für die rechte Seite gilt (siehe Abbildung 47): Bei der Schnittführung nach Obwegeser/Dal Pont sind die Daten über fast die gesamte Breite des Diagramms gestreut. Vergleichbares gilt für die Schnittführung nach Obwegeser-1968. Beim Operationsverfahren nach Höltje/Scheuer liegen die Werte nahe beieinander. Bei der Schnittführung nach Schuchardt sind keine Kollisionsvolumen ersichtlich, da die Werte konstant null sind. Es ist also ersichtlich, dass die beiden Verfahren von Obwegeser in der Beobachtung am stärksten streuen, die Streuung bei Höltje/Scheuer im Vergleich gering ist und bei Schuchhardt keine Schwankungen auftreten.



Abbildung 47: Kollisionsvolumen-rechts in Abhängigkeit vom Operationsverfahren und der Vorverlagerung.

Für die linke Seite gilt (siehe Abbildung 48): Bei beiden Schnittführungen nach Obwegeser/Dal Pont und Obwegeser-1968 sind die Werte breit gestreut. Beim Operationsverfahren nach Höltje-/Scheuer befinden sich die Daten nahe beieinander. Bei der Schnittführung nach Schuchardt sind keine Kollisionsvolumen ersichtlich. Ähnlich wie bei der linken Seite, zeigt sich auch hier dass die beiden Verfahren von Obwegeser in der Beobachtung am stärksten streuen, die Streuung bei Höltje/Scheuer im Vergleich dazu gering ist und bei Schuchhardt keine Schwankungen auftreten.



Abbildung 48: Kollisionsvolumen-links in Abhängigkeit vom Operationsverfahrens und der Vorverlagerung.

Die folgenden Diagramme (Abbildungen 49 und 50) zeigen die Grundflächen bei den einzelnen Vorverlagerungen der untersuchten Schnittführungen. Die X-Achse steht für das Operationsverfahren und die Y-Achse für die Grundfläche in *cm*². Beide Verfahren nach Obwegeser streuen auf der rechten Seite erneut am stärksten und haben jeweils Ausreißer, die weit von der Agregation der übrigen Werte entfernt sind. Die Werte bei der Schnittführung nach Höltje-/Scheuer streuen auf der rechten Seite bis auf einen Ausreißer wenig (siehe Abbildung 49). Das Verfahren nach Schuchardt zeigt erneut nur Nullwerte und zwar sowohl auf der rechten als auch auf der linken Seite. Im Unterschied zur rechten Seite streuen die Daten der Schnittführungen von Obwegeser-1968 und Obwegeser/Dal Pont auf der linken Seite nicht so stark. Auffällig ist, dass sich die Ausreißer vom Verfahren nach Obwegeser/Dal Pont im untersten Drittel befinden und somit weit von den übrigen Datenpunkten entfernt sind. Das Verfahren nach Höltje/Scheuer streut ähnlich wie auf der rechten Seite und Schuchardt zeigt das gleiche Bild wie in den übrigen Untersuchungen. Das Obwegeser-Verfahren von 1968 streut auf der linken Seite deutlich weniger als rechts und hat keine bzw. keine extremen Ausreißer (siehe Abbildung 50).



Abbildung 49: Kollisionsgrundflächen-rechts in Abhängigkeit vom Operationsverfahren und der Vorverlagerung.



Abbildung 50: Kollisionsgrundflächen-links in Abhängigkeit vom Operationsverfahren und der Vorverlagerung.

6 Diskussion

6.1 Datenerhebung

Die vorliegende Forschungsarbeit ist eine digitale *in-vitro*-Untersuchung des Unterkiefers bei operativen Vorverlagerungen. Die hierzu verwendeten Simulationsmodelle wurden anhand eines anatomischen Präparates konstruiert, wobei auch die Maße möglichst genau definiert wurden. Die Osteotomielinie wurde mit einem 0,8 *mm* breiten Schnitt durchgeführt, was der Anwendung von piezoelektrischen Sägen in der Operationspraxis entspricht. Die Vorverlagerungen erfolgten wie in der Realität entlang der Okklusionsebene. Durch diese Vorgehensweise liefert das ausgewählte Computerprogramm zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse. Im ärztlichen Alltag wird bereits häufig und erfolgreich eine computerunterstütze 3D-Osteotomieplanung als Teil der Dysgnathiechirurgie durchgeführt [13, 35, 41, 63]. Dafür wird ein CAD-Programm eingesetzt. Obwohl es durchaus schwierig ist, die Ergbenisse und die Simulation am Patienten zu reproduzieren, könnte hier ein halbautomatisierter Ansatz, bei dem der Gaumen vor und nach der Verlagerung, zusätzlich vom Benutzer als Referenzpunkt gesetzt wird, realistischere Resultate ermöglichen [32, 45, 66, 78, 80, 86]. Ein interokklusaler Splint kann dann anhand des digitalen Aufbaus hergestellt werden [11].

Der Vorteil einer Untersuchung mit einem CAD-Programm besteht darin, dass die biomechanischen Effekte in einer kontrollierten Umgebung analysiert werden können. Dadurch können verschiedene potentielle Operationsverfahren bei demselben Modell-Patienten durchgeführt und beurteilt werden. Die bereits erwähnte kontrollierte Umgebung ist frei von anatomischen Gegebenheiten, wie Weichteilen (Wange, Muskulatur usw.), einer möglichen eingeschränkten Mundöffnung, Blutungen und intraoperativen Komplikationen. All diese Faktoren ermöglichen eine saubere Schnittführung und Vorverlagerung. Somit kann eine objektive geometrische Analyse des chirurgischen Verfahrens durchgeführt werden. Auf diese Weise kann es verhindert werden, dass die Osteotomielinie in der bukkalen Kortikalis endet, was zu einem ungünstigeren Schnittmuster führen würde, da das gelenktragende Fragment zu dünn wäre und es zu einer atypischen Fraktur kommen könnte [12, 19]. Idealerweise sollte die Osteotomielinie durch den Unterkieferrand verlaufen, da dies die stärkste Struktur der Mandibula ist, was sich auch daran zeigt, dass dieser den Biegekräften der Muskelansätze widersteht [12].

Eine Einschränkung des hier verwendeten CAD-Programms ergibt sich allerdings gerade aus diesen Besonderheiten. Die Zähne werden auf dem Unterkiefermodell in idealer Weise eingebaut, was unrealistisch ist. In der Realität gibt es Fälle, bei denen die Zähne im Unterkiefer asymmetrisch positioniert sind.

Das Ziel dieser Forschungsarbeit bestand darin, Kollisionsanalysen für Umstellungsoperationen durchzuführen. Untersucht wurde dabei die Veränderung der Grundflächen und der Volumen der osteotomisierten Segmente in Abhänigigkeit verschiedener Vorverlagerungen und Operationsverfahren.

Diese Veränderungen wurden durch den Einsatz von Booleschen Operationen zum Vorschein gebracht. Das verwendete Computerprogramm zeigt in einer realistischen und objektiven Weise die Kollisionen, die intraoperativ zwischen den Segmenten entstehen können. Sie beziehen sich auf die nach der Durchführung der Osteotomielinie entstehenden Innenflächen, die sich überlappen würden, wenn eine Vorverlagerung ohne jegliche Schwankungen der Teile oder ohne zusätzliche Behandlungsschritte erfolgen würde. Diese Überlappungen werden in der Computersimulation farblich angezeigt und können ausgemessen werden. Durch diese direkte Visualisierung werden nicht nur die Überschneidungen sichtbar, sondern auch deren genaue Stellung im Bezug auf den Unterkiefer. Dadurch erhält der Operateur wichtige Auskünfte über ein eventuelles *Bone Shaving*^b.

Durch das *Bone Shaving* sollen Knochenfragmente an den Stellen abgefeilt werden, an denen Überlappungen auftreten können, um eine passende Fixierung der Knochenteile zueinander zu ermöglichen, eine pathologische Positionierung des Kondylus in der *Fossa glenoidalis* zu vermeiden und ein mögliches Rezidiv zu verhindern. Die so angepassten knöchernen Segmente würden dadurch eine schnellere Knochenheilung begünstigen [18]. Ferner kann die 3D-Osteotomieplanungs-Software die Notwendigkeit und die Position der Knochentransplantate aufzeigen, die zusätzlich zum *Bone Shaving* benutzt werden können. Die eingefügten Knochentransplantate erzeugen somit breitere Anlagerungsflächen.

^bIn Ermangelung anderer Fachausdrücke wird im Folgenden der englische *terminus technicus* verwendet.

Die Ergebnisse wurden in Tabellen und Graphiken zusammengefasst, zeigen alle durchgeführten Vorverlagerungen des Unterkiefers und ermöglichen einen direkten Vergleich zwischen allen vier Operationsverfahren. Als statistische Verfahren wurden die lineare Regression und der Zweistichproben-t-Test verwendet.

6.2 Bewertung der Ergebnisse

Abgesehen von der Schuchardt-Schnittführung ergaben sich bei der Untersuchung bei jedem Operationsverfahren Unterschiede und zwar sowohl bei den einzelnen Vorverlagerungen als auch bei den Vergleichen von linker und rechter Seite. Bei dem Operationsverfahren nach Obwegeser/Dal Pont kam es bei einer Vorverlagerung von 1 *mm* zu keinen Überlappungen und daher auch zu keiner Kollision zwischen dem zahntragenden Fragment und den gelenktragenden Fragmenten. Bei den Vorverlagerungen von 2 *mm* und 3 *mm* stießen die Fragmente nur auf der linken Seite zusammen. Bei der Vorverlagerung von 3 *mm* trat die größte Kollisionsgrundfläche bei der Überlappung auf und zwar mit einem Wert von 26,060 *cm*². Ab der Vorverlagerung von 4 *mm* verringerte sich die linksseitige Überschneidung bis auf einen Wert von 23,897 *cm*². Der Maximalwert der rechtsseitigen Überlappung trat bei der Vorverlagerung von 4 *mm* auf, wobei der Wert von 24,465 *cm*² dann bis zur Vorverlagerung von 10 *mm* sukzessive auf einen Wert von 21,259 *cm*² absank. Bei der Analyse der Kollisionsvolumen ergab sich, dass die berechneten Werte sowohl links als auch rechts ab der Vorverlagerung von 2 *mm* bis zur Vorverlagerung von 10 *mm* bis zur Vorverlagerung von 10 *mm* bis zur Vorverlagerung von 10 *mm* bis zur Vorverlagerung von 2 *mm* bis zur Vorverlagerung von 2 *mm* bis zur Vorverlagerung von 2 *mm* bis zur Vorverlagerung von 10 *mm* bis zur Vorverlagerung von 2 *mm* bis zur Vorverlagerung von 10 *mm* bis zur Vorverlagerung von 10

Bei der Schnittführung nach Obwegeser-1968 traten linksseitig schon bei der Vorverlagerung von 1 *mm* Kollisionen auf. Die Kollisionsgrundflächen stiegen bis zu einem Maximalwert von 25,926 cm^2 auf der linken Seite bei der Vorverlagerung von 6 *mm* und 25,161 cm^2 auf der rechten Seite bei der Vorverlagerung von 4 *mm*. Auch hier sanken die Flächenwerte nach dem Anstieg auf den Höchstwert wieder ab. Bei den Kollisionsvolumen gab es auf der rechten Seite eine kontinuierliche Zunahme von 0 cm^3 bis 1,486 cm^3 und auf der linken Seite wurde der Maximalwert 2,651 cm^3 bei der Vorverlagerung von 9 *mm* erreicht. Während der Maximalwert der Überlappungen bei dem Operationsverfahren nach Obwegeser/Dal Pont bei der Vorverlagerung von 3 *mm* lag, wurde der Höchstwert beim Verfahren nach Obwegeser-1968 bei der Vorver-

lagerung von 6 *mm* beobachtet. Obwohl es sich bei der Schnittführung nach Obwegeser-1968 um eine Weiterentwicklung des Verfahrens nach Obwegeser/Dal Pont mit mehr Knochenanlagerungsflächen handelt, fielen die Ergebnisse ganz unterschiedlich aus. Es werden höhere Werte der Kollisionsvolumen und niedrigere Werte bei der Flächenmessung beobachtet. Eine mögliche Erklärung besteht darin, dass durch die Verlängerung der Schnittführung die Frühkontakte beseitigt werden, die zwischen den Fragmenten entstehen können. Zudem ist es aber eine invasivere Schnittführung die größere Kollisionsvolumen verursachen kann.

Bei dem Verfahren nach Höltje/Scheuer zeigte sich erst ab der Vorverlagerung von 3 mm eine Kollision auf der rechten Seite. Der Höchstwert der Flächenmessung auf der rechten Seite wurde mit 2,801 cm^2 bei der Vorverlagerung von 7 mm erreicht. Korrespondierend hierzu wurden auf der linken Seite die erste Kollision und zugleich auch der Maximalwert mit 2,025 cm^2 bei der 4 mm Vorverlagerung erreicht. Die Messung der Kollisionsvolumen zeigte eine kontinuierliche Zunahme sowohl auf der linken Seite von 0,015 cm^3 bis 0,085 cm^3 von der 4 mm bis zur 10 mm Vorverlagerung, als auch auf der rechten Seite von 0,027 cm^3 bis 0,167 cm^3 von der 3 mm bis zur 9 mm Vorverlagerung.

Die Kollisionsgrundflächen wiesen im direkten Vergleich mit den Kollisionsvolumen deutlich höhere Werte auf, was an zwei Faktoren liegt: Erstens an der zusätzlichen Raumachse und zweitens an der körperspezifischen Strukturgeometrie des Computerprogramms, das die Spongiosa vernetzt und als undurchlässige Flächen interpretiert. Durch die bei der Vorverlagerung entstehenden Überlappungen ergeben sich mehrere Volumenkörper. Auf diese Weise entsteht eine Vielzahl von Flächen, die bei der Addition eine Grundfläche bilden.

Die Osteotomielinie nach Schuchardt führte zu besonderen Ergebnissen, da bei keiner Vorverlagerung Kollisionen auftraten. Daraus könnte man ableiten, dass ein Fehlen von Frühkontakten eine Verlagerung der Kondylen verhindert. Dabei handelt es sich um ein vielversprechendes Ergebnis hinsichtlich vorbeugender Rezidivmaßnahmen. Denn zahlreiche Untersuchungen haben ergeben, dass die Positionierung der Kondylen in zentrischer Relation von besonderer Bedeutung ist [57, 58]. Demgegenüber stehen jedoch auch viele Forschungsergebnisse, die für die natürlich ablaufende Remodellierung der Kondylen sprechen. Damit würde die Lageveränderung der Kondylen kein Rezidiv verursachen [17, 53]. Zur Klärung dieser Problematik

6 DISKUSSION

sollten weitere Studien durchgeführt werden. Bei dieser Schnittführung wurden keine Kollisionen zwischen den Segmenten beobachtet, zudem ist es wegen der Osteotomielinie ein nervenschonendes Operationsverfahren [73]. Die Nervenschonung ergibt sich aus dem Schnitt, der auf der medialen Seite des aufsteigenden Astes oberhalb des *Foramen mandibulae* und unterhalb der *Incisura mandibulae* beginnt und schräg nach lateral unten bis zur lateralen Seiten des aufsteigenden Astes verläuft, und so die Durchführung einer Dysgnathieoperation ermöglicht, ohne den Verlauf des *Nervus mandibularis* zu durchqueren. Das Risiko einer Nervenverletzung ist also vergleichsweise gering und sollte deshalb unbedingt angestrebt werden [50, 70]. Die Schnittführung nach Schuchardt ist, wie vorher beschrieben wurde, mit relevanten Vorteilen verbunden: Es ist ein nervenschonendes Operationsverfahren, bei dem es bei keiner Vorverlagerung zu einer Kollision zwischen den Fragmenten kommt, was zu einer zentrischen Relation der Kondylen führt. Allerdings sollten an dieser Stelle auch die Nachteile erwähnt werden, nämlich die Dislokationen der zu kleinen gelenktragenden Fragmente, deren schwierige Handhabung [51] und die kleine Anlagerungsfläche, was zu Schwierigkeiten bei der Fixierung der Segmente und bei der Wundheilung führt [73].

Ein anderer wichtiger Diskussionspunkt sind die Unterschiede, die zwischen den linken und den rechten Seiten auftraten. Bei allen Osteotomien, bei denen Kollisionen beobachtet wurden, ergaben sich Abweichungen zwischen den beiden Seiten. Dies kann zum einen darauf zurückgeführt werden, dass der Unterkiefer, wie jedes andere Körperteil, nicht vollkommen symmetrisch ist. Zum anderen ergeben sich die Unterschiede dadurch, dass die Schnittführungen auf beiden Seiten nicht identisch sind. Diese Einschätzungen entsprechen den Erfahrungen aus der Praxis, da die Chirurgen die Osteotomielinien innerhalb des Unterkiefers zwar theoriebasiert erlernen aber diese Theorie auch den praktischen Gegebenheiten anpassen müssen. Die Schnittführungen im Computermodell waren gleich breit (0,8 *mm*) und vergleichbar mit der intraoperativen Anwendung von piezoelektrischen Sägen. Die operativ durchgeführten Schnitte sind im Modell wie auch in der Praxis auf beiden Seiten des Unterkiefers nicht symmetrisch. Daher werden sie nicht nach festen Regeln innerhalb des aufsteigenden Astes angewandt, sondern gemäß standardisierter Operationsverfahren, Leitlinien und der anatomischen Bedingungen. Der Vergleich mit piezoelektrischen Sägen ist evident, da diese in der Realität am häufigsten verwendet werden [39].

Der *Nervus alveolaris inferior* tritt in den *Canalis mandibulae* ein und benötigt im aufsteigenden Ast viel Platz. Deshalb steht er bei einer Dysgnathieoperation im Mittelpunkt. Bei der Durchführung der Osteotomien im Autodesk Inventor wurde klar, dass der aufsteigende Ast, im Verhältnis zu dem Nerv, nicht besonders breit ist und daher, für eine optimale Schnittführung, keine idealen Bedingungen vorliegen. Das CAD-Programm bietet den Vorteil, dass multiple Versuchsschnitte gemacht werden können, um so die passende Osteotomie auszuwählen, da es das übergeordnete Ziel von Schnittführungen ist die Nerven zu schonen. Außerdem soll eine inkomplette Spaltung vermieden werden, da sie zu atypischen Frakturen führen kann und mit zahlreichen Kompliaktionen einhergeht [59].

Bei den beiden Operationsverfahren nach Obwegeser/Dal Pont und Obwegeser-1968 traten die meisten Kollisionen auf. Beide Verfahren sind mit großen Knochenkontaktflächen verbunden und verlaufen im gesamten aufsteigenden Ast. Die vergrößerten Kontaktflächen sollen eine höhere Stabilität der Fragmente, eine verbesserte Osteosynthese und eine schnellere Wundheilung ermöglichen. Die vergrößerte Anlagerungsfläche bezieht sich nicht nur auf einen vertikalen Schnitt, sondern geht idealerweise auf eine stufenförmige Osteotomie zurück. Wie das CAD-Programm gezeigt hat, ist der mittlere Schnitt nicht immer eine senkrechte Osteotomie, da diese von den individuellen anatomischen Gegebenheiten abhängig ist. Diese Besonderheit sollte bei der Bewertung der Kollisionen berücksichtigt werden. Um eine Überlappung zu vermeiden, könnte man die vertikale Schnittführung so umsetzen, dass sie sich im aufsteigenden Ast parallel zur Achse der Vorverlagerung befindet. Dies ist allerdings schwierig oder sogar unmöglich, da der Verlauf des Nervus alveolaris inferior die Schnittführung festlegt und innerhalb des aufsteigenden Astes einen großen Raum einnimmt. Weil das vorrangige Ziel darin besteht, die Nerven nicht zu verletzen und so die Lebensqualität des Patienten nicht zu beeinträchtigen, war bisher der Entwurf einer perfekten Osteotomie nicht entscheidend. Das Auftreten von Überschneidungen kann auch mit der anatomischen Form des Unterkiefers begründet werden. Idealerweise hat der Unterkiefer die Form einer Parabel, bei der die aufsteigenden Äste divergieren [68]. Deshalb und vor dem Hintergrund des Gedankens die Schnitte parallel zur Achse der Vorverlagerung zu führen, kann die Orientierung am Verlauf des Nervus alveolaris inferior als ein Erschwernis der Osteotomie verstanden werden. Kleine Knochenanlagerungsflächen, die bei den hohen sagittalen Spaltungen auftreten, können zu einer schlechteren Stabilität der Knochenteile führen und dadurch auch das Behandlungsergebnis negativ beeinflussen. Es gibt aber mittlerweile Studien [57, 58, 72, 73, 77, 79, 83], die eine gute Knochenstabilisierung durch die Qualität der Osteosyntheseplatten belegen.

Andere Vorteile der hohen sagittalen Spaltung sind die gleichzeitige Entfernung der Weisheitszähne und die Positionierung der Osteosyntheseplatten außerhalb der Belastungslinien. Bei einer mandibulären Retrognathie kann eine Unterkiefervorverlagerung durch die hohe sagittale und supraforaminale Spaltung zu einer Verbesserung der Ästhetik führen, da hier die Kieferwinkel unberührt vorverlagert werden. Studien zufolge benötigen die hohen sagittalen Osteotomien intraoperativ weniger Zeit, was in der Regel zu weniger Blutverlust führt [39].

Es wurde viel über die Nachteile der Osteotomien nach Höltje/Scheuer und nach Schuchardt berichtet. Wichtige Nachteile sind dabei die zu kleinen gelenktragenden Fragmente, die zu Dislokationen und einer komplizierten Handhabung führen, sowie eine kleine Anlagerungsfläche, die mit einer schlechten Knochenheilung verbunden sein kann [51, 68]. Allerdings wird von den Befürwortern dieser Operationsmethode auch eine zuverlässige manuelle Fixierung der Kondylen in der *Fossa articularis* beschrieben, ohne jegliche Dislokation nach der Osteosynthese [36].

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse bei den Operationsverfahren Obwegeser/Dal Pont, Obwegeser-1968 und Höltje/Scheuer konnten einen starken Zusammenhang zwischen dem Kollisionsvolumen und dem Grad der Vorverlagerung in *mm* zeigen. Daraus kann abgeleitet werden, dass die Werte des Kollisionsvolumens in direkter Abhängigkeit von der Vorverlagerung steigen. Die linearen Regressionen mit der Kollisionsgrundfläche als Zielvariabel und der Vorverlagerung als Einflussvariabel führten zu Zusammenhängen mittlerer Stärke, was eher, falls vorhanden, auf indirekte Zusammenhänge hindeutet. Dies kann damit erklärt werden, dass die Kollisionsgrundflächen viel stärker von dem Design der Osteotomielinie und der Anlagerungsfläche und nicht von der Vorverlagerung abhängen. Die gewonnene Erkenntnis sollte durch weitere Untersuchungen ergänzt werden. Diese Kollisionen beeinträchtigen den Ablauf der Operationsplanung und könnten auch das Endergebnis negativ beeinflussen. Alle Abweichungen benötigen nicht nur intraoperativ mehr Zeit, sondern können auch dazu führen, dass die angefertigten Operationssplinte nicht mehr geeignet sind.

6.3 Anwendung der 3D-Osteotomieplannungssoftware

Eine präzise Planung ist die wesentliche Grundlage für die Durchführung einer Dysgnathieoperation. Die Auswahl der optimalen, patientenspezifischen Osteotomielinie ist von mehreren Faktoren abhängig, wie der Behandlungsindikation, dem Therapieziel, dem Gesichtsprofil des Patienten, den Begleiterkrankungen und dem Ausmaß der chirugischen Bewegung. Eine 3D-Osteotomieplanungssoftware kann diesen Vorgang, als wichtiger Teil der Planung der Dysgnathiechirurgie, erleichtern und sogar optimieren.

Die Erstellung einer virtuellen fazialen Referenzebene ist ein wichtiger Faktor in der kephalometrischen Analyse und in der Dürchführung der Osteotomie innerhalb der 3D-Osteotomieplanungssoftware. Diese faziale Referenzebene hilft bei der Erzeugung eines dreidimensionalen Referenzsystems zur Ausrichtung der bezahnten Oberkiefer- und Unterkiefer-CAD-Modelle im Schädel-CAD-Modell. Die Referenzebene wird entweder durch vorgegebene Orientierungspunkte oder durch die Übertragung der dreidimensionalen Position des Schädels auf das CAD-Modell mit einem Laserscanner, definiert. Bei der Erstellung der Referenzebene anhand der Orientierungspunkte werden mehrere Koordinatensysteme benötigt, wobei die Transversalebene als Standardebene häufig ausgewählt wird und mit Hilfe der Sagittal- und Frontalebene das 3D-Referenzsystem bilden [75].

Der Operateur führt die patientenspezifische, virtuelle Osteotomie gemäß dem vorläufigen Therapieplan aber unter Berücksichtigung der, durch die 3D-Osteotomieplannungssoftware, erworbenen Erkenntnisse durch. Nach der Erstellung des endgültigen Behandlungsplans müssen die Ergebnisse zuverlässig auf die Patienten übertragen werden. Das kann entweder durch die angefertigten Operationssplinte oder durch die intraoperative Navigation geschehen.

Bei der Anwendung einer 3D-Osteotomieplanungssoftware können Fehler während den verschiedenen Arbeitsschritten auftreten: beim Einbau der dreidimensionalen bezahnten Maxilla und Mandibula im Datensatz des Gesichtsschädels, bei der Erkennung und Mobilisierung der osteotomisierten Segmente, bei der CAD-Simulation, bei der Herstellung der Operationssplinte oder der intraoperativen Navigation, sowie bei der Bestimmung der Okklusion. Auch bei der Anwendung des Intraoralscanners für die Abbildung der Zähne kann es durch die produzierten Lichtreflexionen zu Fehlern kommen. Unter Berücksichtigung dieser Einschränkungen ist die digitale Planung einer Umstellungsosteotomie eine zuverlässige Methode, die reproduzierbare Ergebnisse liefert.

7 Schlussfolgerung

Das digitale Vorgehen bei der Planung einer Umstellungsosteotomie ermöglicht durch die interaktive Visualisierung und die dreidimensionale Simulation eine Kollisionsanalyse der zu bewegenden Fragmente. Eine solche Kollisionsanalyse kann die Verhältnisse zeigen, die bei der chirurgischen Bewegung auftreten.

Die drei untersuchten Operationsverfahren nach Obwegeser/Dal Pont, Obwegeser-1968 und Höltje/Scheuer führten bei allen Unterkiefervorverlagerungen zu verschiedenen knöchernen Interferenzen mit einem Kollisionsvolumen und einer Kollisionsgrundfläche. Hinsichtlich der Ergebnisse der Regressionsanalysen kann man annehmen, dass das Kollisionsvolumen bei den Verfahren von Obwegeser/Dal Pont, Obwegeser-1968 und Höltje/Scheuer vom Ausmaß der Vorverlagerung abhängt.

Bei den Kollisionsgrundflächen ergaben sich Unterschiede zwischen den verschiedenen Verfahren. Die Regressionsanalysen führten zu einem Zusammenhang mittlerer Stärke, sodass es sich hier vermutlich nicht um eine direkte Beziehung handelt. Bei den Kieferseiten traten bei den untersuchten Parametern verschiedene und ungleichmäßige Werte auf. Entscheidend dafür sind die unregelmäßigen Schnittführungen des Computerprogrammanwenders innerhalb der Mandibula. Diese Besonderheit stimmt auch mit der Beobachtung aus der Praxis überein, da die Osteotomien intraoperativ von den Operateuren sowohl theoriebasiert als auch intuitiv durchgeführt werden.

Bei allen untersuchten Osteotomieverfahren zeigte nur die Osteotomie nach Schuchardt keine Kollisionen. Diese Besonderheit ergibt sich aus der Schnittführung, wobei die Anlagerungsfläche im Vergleich mit den anderen drei Osteotomien deutlich kleiner ist.

Ein Einschränkung der Methode bei der vorliegenden Untersuchung ist die Verwendung eines einzigen anatomischen Präparates, was durch mögliche anatomische Besonderheiten zu einer Verzerrung der berechneten Ergebnisse führen kann. Dieses Problem könnte bei zuküftigen Untersuchungen durch die Verwendung verschiedener anatomischer Präparate als Vorlage für die CAD-Modelle gelöst werden. Die klare und saubere Darstellung der Osteotomielinie auf dem CAD-Modell ist im Vergleich mit den intraoperativen Bedingungen sowohl eine Einschränkung als auch eine Bereicherung, da sich auf diese Weise die intraoperativ verborgenen Prozesse zeigen. Auch die fehlende Simulation von Weichteilen und vaskulären Bestandteilen ist eine deutliche Vereinfachung der realen Osteotomie.

Anhand der vorliegenden Untersuchungsergebnisse lässt sich zeigen, dass die bei der Unterkiefervorverlagerung entstehenden Überlappungen vom Design der Osteotomie und vom Ausmaß der chirurgischen Bewegung abhängig sind. Diese knöchernen Interferenzen führen dazu, dass bei der Operation unvorhersehbare Ereignisse auftreten können, die die Planung beeinträchtigen und daher auch zu einem instabilen Ergebnis beitragen können.

Eine präzise Planung der Umstellungsoperation ermöglicht eine vorhersehbare und komplikationslose Durchführung der Osteotomie und kann somit zu einem Weniger an Komplikationen und zu einem seltneren Auftreten von Rezidiven führen.

8 Zusammenfassung

8.1 Ziel

Diese Forschungsarbeit untersucht hinsichtlich der Planung, die biomechanischen Effekte von vier chirurgischen Verfahren der Unterkiefervorverlagerung sowohl auf das zahntragende Fragment als auch auf die gelenktrangenden Fragmente.

8.2 Material und Methode

Anhand eines anatomischen Präparates eines bezahnten Unterkiefers wurden 40 Computer-Aided-Design-Modelle erstellt. In diesem Rahmen wurden vier Osteotomien untersucht, nämlich zwei stufenförmige Spaltungen im aufsteigenden Ast nach Obwegeser/Dal Pont und Obwegeser-1968 und zwei hohe sagittale Spaltungen nach Höltje/Scheuer und nach Schuchardt. Die knöchernen Interferenzen, die zwischen dem zahntragenden Segment und den gelenktragenden Segmenten auftraten, wurden anhand ihrer physikalischen Körpereigenschaften analysiert, also dem Kollisionsvolumen und der Kollisionsgrundfläche.

8.3 Ergebnisse

Die Schnittführung nach Schuchard zeigte keine Kollisionen. Die Kollisionsvolumen bei den anderen Osteotomieverfahren waren vom Ausmß der Vorverlagerung abhängig. Bei den Kollisionsgrundflächen konnte dagegen kein Zusammenhang mit dem Ausmaß der Vorverlagerung festgestellt werden. Zwischen den beiden Unterkieferhälften traten im Vergleich zueinander unterschiedliche Werte auf, was durch die individuelle Anatomie zu erklären ist und womöglich auch durch die überschaubare Stichprobengrösse.

8.4 Schlussfolgerung

Die knöchernen Interferenzen, die bei einer Vorverlagerung im Rahmen einer Umstellungsosteotomie auftreten können, sind von der Art der Schnittführung und vom Grad der Vorverlagerung abhängig. Sie können die Planung der Operation durch unvorhersehbare Ereignisse beeinträchtigen und dadurch vermutlich auch das Endergebnis negativ beeinflussen.

9 Literaturverzeichnis

- Agbaje, J., Luyten, J., Politis, C. 2018. Pain complaints in patients undergoing orthognathic surgery. *Pain Res Manag*, 2018:4235025.
- [2] Al-Nawas, B., Kämmerer, P. W., Hoffmann, C., et al. 2014. Influence of osteotomy procedure and surgical experience on early complications after orthognathic surgery in the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42(5):e284–e288.
- [3] Alkhayer, A., Piffk, J., Lippold, C., et al. 2020. Accuracy of virtual planning in orthognathic surgery: a systematic review. *Head Face Med*, 16(1):34.
- [4] Antonarakis, G. S., Herzog, G., Kiliaridis, S. 2019. Vertical relapse after orthodontic and orthognathic surgical treatment in a patient with myotonic dystrophy. *Eur J Paediatr Dent*, 20(1):53–58.
- [5] Aziz, S. R. 2004. Simon P. Hullihen and the origin of orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg, 62(10):1303–7.
- [6] Barone, M., De Stefani, A., Baciliero, U., et al. 2020. The accuracy of jaws repositioning in bimaxillary orthognathic surgery with traditional surgical planning compared to digital surgical planning in skeletal class III patients: A retrospective observational study. J Clin Med, 9(6).
- [7] Betten, J. Finite elements for engineers. Vol. 1. Fundamentals, Matrix methods, elastic continuum; Finite Elemente f
 ür Ingenieure. Bd. 1. Grundlagen, Matrixmethoden, elastisches Kontinuum. Germany: N. p.
- [8] Boryor, A., Hohmann, A., Geiger, M., et al. 2009. A downloadable meshed human canine tooth model with pdl and bone for finite element simulations. *Dent Mater*, 25(9):e57–62.
- [9] Brand, M. 2016. FEM-Praxis mit Solidworks. Springer Vieweg, Wiesbaden, (3. Auflage).
- [10] Budharapu, A., Sinha, R., Tauro, D. P., et al. 2018. Musculoskeletal changes as a sequel to advancement genioplasty: A long-term cephalometric prospective study. *J Maxillofac Oral Surg*, 17(2):233–241.

- [11] Cevidanes, L. H. C., Tucker, S., Styner, M., et al. 2010. Three-dimensional surgical simulation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 138(3):361–371.
- [12] Chang, Y. H., Chan, M. Y., Hsu, J. T., et al. 2019. Biomechanical analysis of the forces exerted during different occlusion conditions following bilateral sagittal split osteotomy treatment for mandibular deficiency. *Appl Bionics Biomech*, 2019:4989013.
- [13] Chang, Y. J., Lai, J. P., Tsai, C. Y., et al. 2019. Accuracy assessment of computer-aided three-dimensional simulation and navigation in orthognathic surgery (CASNOS). J Formos Med Assoc.
- [14] Chatrchyan, S., Khachatryan, R. 2000. FEA for engineers. A practical introduction.; Finite-Elemente-Analyse für Ingenieure: Eine leicht verständliche Einführung. *European Physical Journal. C*, Pp. Medium: X; Size: page(s) 1–26.
- [15] Chou, P. Y., Denadai, R., Chen, C., et al. 2019. Comparison of orthognathic surgery outcomes between patients with and without underlying high-risk conditions: A multidisciplinary team-based approach and practical guidelines. *J Clin Med*, 8(11).
- [16] Chow, L. K., Singh, B., Chiu, W. K., et al. 2007. Prevalence of postoperative complications after orthognathic surgery: a 15-year review. *J Oral Maxillofac Surg*, 65(5):984–92.
- [17] da Silva, R. J., Valadares Souza, C. V., Souza, G. A., et al. 2017. Changes in condylar volume and joint spaces after orthognathic surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.
- [18] Dai, Z., Hou, M., Ma, W., et al. 2016. Evaluation of the transverse displacement of the proximal segment after bilateral sagittal split ramus osteotomy with different lingual split patterns and advancement amounts using the finite element method. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(11):2286.e1–2286.e11.
- [19] Dreiseidler, T., Bergmann, J., Zirk, M., et al. 2016. Three-dimensional fracture pattern analysis of the Obwegeser and Dal Pont bilateral sagittal split osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 45(11):1452–1458.

- [20] Efanov, J. I., Roy, A. A., Huang, K. N., et al. 2018. Virtual surgical planning: The pearls and pitfalls. *Plast Reconstr Surg Glob Open*, 6(1)
- [21] Epker, B. N. 1977. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg*, 35(2):157–9.
- [22] Erkmen, E., Simek, B., Yücel, E., et al. 2005. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis.
 Part 1: Advancement surgery posterior loading. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 34:551–8.
- [23] Ferri, J. 2014. Relapse and alteration of results in orthognathic surgery. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*, 115(4):250–60.
- [24] Foletti, J. M., Antonarakis, G. S., Galant, C., et al. 2018. Is atypical swallowing associated with relapse in orthognathic patients? A retrospective study of 256 patients. *J Oral Maxillofac Surg*, 76(5):1084–1090.
- [25] Gaitan Romero, L., Mulier, D., Orhan, K., et al. 2019. Evaluation of long-term hard tissue remodelling after skeletal class III orthognathic surgery: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.*
- [26] Goel, V. K., Nyman, E. 2016. Computational modeling and finite element analysis. *Spine* (*Phila Pa 1976*), 41 Suppl 7:S6–7.
- [27] Holberg, C. 2005. Effects of rapid maxillary expansion on the cranial base -An FEM-Analysis. *J Orofac Orthop*, 66(1).
- [28] Holberg, C., Winterhalder, P., Rudzki-Janson, I., et al. 2014. Finite element analysis of mono- and bicortical mini-implant stability. *Eur J Orthod*, 36(5):550–6.
- [29] Hullihen, S. P. 1849. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci*, 9(2):157–165.
- [30] Hunsuck, E. 1968. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg*, 26(4):250–3.

- [31] Iannetti, G., Fadda, T. M., Riccardi, E., et al. 2013. Our experience in complications of orthognathic surgery: A retrospective study on 3236 patients. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 17(3):379–84.
- [32] Ji, H., Du, W., Xu, C., et al. 2019. Computer-assisted osteotomy guides and pre-bent titanium plates improve the planning for correction of facial asymmetry. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 48(8):1043–1050.
- [33] Karanxha, L., Rossi, D., Hamanaka, R., et al. 2021. Accuracy of splint vs splintless technique for virtually planned orthognathic surgery: A voxel-based three-dimensional analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 49(1):1–8.
- [34] Kim, S. G., Park, S. S. 2007. Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 65(12):2438–44.
- [35] Knoops, P. G. M., Papaioannou, A., Borghi, A., et al. 2019. A machine learning framework for automated diagnosis and computer-assisted planning in plastic and reconstructive surgery. *Sci Rep*, 9(1):13597.
- [36] Kuehle, R., Berger, M., Saure, D., et al. 2016. High oblique sagittal split osteotomy of the mandible: assessment of the positions of the mandibular condyles after orthognathic surgery based on cone-beam tomography. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(6):638–642.
- [37] Laskin, D. M. 2016. Oral and maxillofacial surgery: The mystery behind the history. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, 28(2):101–104.
- [38] Lee, C. H., Cho, S. W., Kim, J. W., et al. 2019. Three-dimensional assessment of condylar position following orthognathic surgery using the centric relation bite and the ramal reference line: A retrospective clinical study. *Medicine (Baltimore)*, 98(12):e14931.
- [39] Lee, Y. C., Sohn, H. B., Kim, S. K., et al. 2015. A novel method for the management of proximal segment using computer assisted simulation surgery: correct condyle head positioning and better proximal segment placement. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, 37(1):21.

- [40] Lee, Y. C., Sohn, H. B., Kim, S. K., et al. 2015b. A novel method for the management of proximal segment using computer assisted simulation surgery: correct condyle head positioning and better proximal segment placement. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, 37(1):21.
- [41] Lin, H.-H., Lo, L. J. 2015. Three-dimensional computer-assisted surgical simulation and intraoperative navigation in orthognathic surgery: A literature review. *Journal of the Formosan Medical Association*, 114(4):300–307.
- [42] Lin, H. H., Lonic, D., and Lo, L. J.2018. 3d printing in orthognathic surgery a literature review. J Formos Med Assoc, 117(7):547–558.
- [43] Lin, L. O., Kalmar, C. L., Vu, G. H., et al. 2020. Value-based analysis of virtual versus traditional surgical planning for orthognathic surgery. *J Craniofac Surg*, 31(5):1238–1242.
- [44] Loncle, T., Bontemps, P., Bénaicha, M. 2017. Modified technique used for sagittal splitting of the mandible. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 118(3):193–196.
- [45] Lonic, D., Lo, L. J. 2016. Three-dimensional simulation of orthognathic surgery surgeon's perspective. *Journal of the Formosan Medical Association*, 115(6):387–388.
- [46] Lonic, D., Pai, B. C., Yamaguchi, K., et al. 2016. Computer-assisted orthognathic surgery for patients with cleft lip/palate: From traditional planning to three-dimensional surgical simulation. *PLoS One*, 11(3):e0152014.
- [47] Luhr, H. G. 2000. The development of modern osteosynthesis. *Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie*, 4 Suppl 1:S84–90.
- [48] Marlière, D. A., Demétrio, M. S., Schmitt, A. R., et al. 2019a. Accuracy between virtual surgical planning and actual outcomes in orthognathic surgery by iterative closest point algorithm and color maps: A retrospective cohort study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 24(2):e243–e253.
- [49] Marlière, D. A. A., Demétrio, M. S., Verner, F. S., et al. 2019b. Feasibility of iterative closest point algorithm for accuracy between virtual surgical planning and orthognathic surgery outcomes. *J Craniomaxillofac Surg*, 47(7):1031–1040.

- [50] Mensink, G., Gooris, P. J., Bergsma, J. E., et al. 2014. Influence of BSSO surgical technique on postoperative inferior alveolar nerve hypoesthesia: A systematic review of the literature. *J Craniomaxillofac Surg*, 42(6):976–82.
- [51] Möhlhenrich, S. C., Kamal, M., Peters, F., et al. 2016. Bony contact area and displacement of the temporomandibular joint after high-oblique and bilateral sagittal split osteotomy: A computer-simulated comparison. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(3):306–311.
- [52] Müller, G., Clemens, G. 2007. FEM für Praktiker Band 1: Grundlagen. *Expert Verlag, Tübingen*, (8. Auflage.).
- [53] Méndez-Manjón, I., Guijarro-Martínez, R., Valls-Ontañón, A., et al. 2016. Early changes in condylar position after mandibular advancement: a three-dimensional analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(6):787–792.
- [54] Möhlhenrich, S. C., Kniha, K., Peters, F., et al. 2017. Fracture patterns after bilateral sagittal split osteotomy of the mandibular ramus according to the Obwegeser/Dal Pont and Hunsuck/Epker modifications. *J Craniomaxillofac Surg*, 45(5):762–767.
- [55] Mori, Y., Shimizu, H., Minami, K., et al. 2011. Development of a simulation system in mandibular orthognathic surgery based on integrated three-dimensional data. *Oral Maxillofac Surg*, 15(3):131–8.
- [56] Obwegeser, H. L. 2007. Orthognathic surgery and a tale of how three procedures came to be: A letter to the next generations of surgeons. *Clin Plast Surg*, 34(3):331–55.
- [57] Oguz, Y., Watanabe, E. R., Reis, J. M., et al. 2015. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(8):984–988.
- [58] Oh, J.-S., Kim, S.-G. 2015. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(2):186–191.

- [59] Olate, S., Sigua, E., Asprino, L., et al. 2018. Complications in orthognathic surgery. J Craniofac Surg.
- [60] Orloff, G., Hale, L. T. 2007. Mandibular osteotomies in orthognathic surgery. J Craniofac Surg, 18(4):931–8.
- [61] Panula, K., Finne, K., Oikarinen, K. 2001. Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery: a review of 655 patients. *J Oral Maxillofac Surg*, 59(10):1128–36; discussion 1137.
- [62] Park, J. H., Lee, Y. B., Kim, S. Y., et al. 2019a. Accuracy of modified cad/cam generated wafer for orthognathic surgery. *PLoS One*, 14(5):e0216945.
- [63] Park, S. Y., Hwang, D. S., Song, J. M., et al. 2019. Comparison of time and cost between conventional surgical planning and virtual surgical planning in orthognathic surgery in korea. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, 41(1):35.
- [64] Patel, P. K., Novia, M. V. 2007. The surgical tools: The le Fort I, bilateral sagittal split osteotomy of the mandible, and the osseous genioplasty. *Clinics in Plastic Surgery*, 34(3):447–475.
- [65] Perez, D. E., Liddell, A. 2017. Controversies in orthognathic surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am, 29(4):425–440.
- [66] Polley, J. W., Figueroa, A. A. 2013. Orthognathic positioning system: intraoperative system to transfer virtual surgical plan to operating field during orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 71(5):911–20.
- [67] Resnick, C. M., Inverso, G., Wrzosek, M., et al. 2016. Is there a difference in cost between standard and virtual surgical planning for orthognathic surgery? *J Oral Maxillofac Surg*, 74(9):1827–33.
- [68] Reuther, J. 2000. Orthognathe Chirurgie: skelettverlagernde Operationen. *Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie*, 4(1):S237–S248.
- [69] Rodrigues, E., Dhupar, V., and Akkara, F.2019. Understanding predictability error in orthognathic surgery. J Maxillofac Oral Surg, 18(3):474–478.
- [70] Rude, K., Svensson, P., Starch-Jensen, T. 2019. Neurosensory disturbances after bilateral sagittal split osteotomy using piezoelectric surgery: A systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*, 77(2):380–390.
- [71] Sato, F. R., Asprino, L., Noritomi, P. Y., et al. 2012. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 41(8):934–41.
- [72] Scheuer, H. A., Höltje, W. J. 2001. Stabilität des Unterkiefers nach hoher sagittaler supraforaminaler Osteotomie. *Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie*, 5(5):283–292.
- [73] Seeberger, R., Thiele, O. C., Mertens, C., et al. 2013. Proximal segment positioning with high oblique sagittal split osteotomy: Indications and limits of intraoperative mobile conebeam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 115(6):731–736.
- [74] Soncini, G., Bolzoni, A., Baserga, C., et al. 2020. Evaluation of factors influencing accuracy of virtual surgical planning in orthognatic surgery. *J Biol Regul Homeost Agents*, 34(5 Suppl. 3):185–194
- [75] Steinhäuser, E. W. 1996. Historical development of orthognathic surgery. J Craniomaxillofac Surg, 24(4):195–204.
- [76] Steinhuber, T., Brunold, S., Grtner, C., et al. 2018. Is virtual surgical planning in orthognathic surgery faster than conventional planning? a time and workflow analysis of an officebased workflow for single- and double-jaw surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 76(2):397–407.
- [77] Steinhäuser, E. W. 1982. Bone screws and plates in orthognathic surgery. *International Journal of Oral Surgery*, 11(4):209–216.
- [78] Stokbro, K., Thygesen, T. 2018. A 3-dimensional approach for analysis in orthognathic surgery-using free software for voxel-based alignment and semiautomatic measurement. J Oral Maxillofac Surg, 76(6):1316–1326.
- [79] Stringhini, D. J., Sommerfeld, R., Uetanabaro, L. C., et al. 2016. Resistance and stress

finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *Braz Dent J*, 27(3):284–91.

- [80] Tankersley, A. C., Nimmich, M. C., Battan, A., et al. 2019. Comparison of the planned versus actual jaw movement using splint-based virtual surgical planning: How close are we at achieving the planned outcomes? *J Oral Maxillofac Surg*, 77(8):1675–1680.
- [81] Thiele, O. C., Kreppel, M., Bittermann, G., et al. 2016. Moving the mandible in orthognathic surgery a multicenter analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(5):579– 583.
- [82] Ueki, K., Marukawa, K., Shimada, M., et al. 2015. Changes in computed tomography values of mandibular condyle and temporomandibular joint disc position after sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(7):1208–1217.
- [83] Ueki, K., Nakagawa, K., Takatsuka, S., et al. 2001. Plate fixation after mandibular osteotomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 30(6):490–496.
- [84] Wan, Z., Shen, S. G., Gui, H., et al. 2019. Evaluation of the postoperative stability of a counter-clockwise rotation technique for skeletal class ii patients by using a novel threedimensional position-posture method. *Sci Rep*, 9(1):13196.
- [85] Wang, J. H., Waite, D. E. 1974. Evaluation of the surgical procedure of sagittal split osteotomy of the mandibular ramus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 38(2):167–80.
- [86] Wang, Y., Zhang, Z., Liu, Y., et al. 2019. Virtual surgical planning assisted management for cleft-related maxillary hypoplasia. *J Craniofac Surg*.
- [87] Winterhalder, P. 2013. Analyse der Belastungen im Zahnschmelz beim Entfernen orthodontischer Brackets mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode.
- [88] Wrzosek, M. K., Peacock, Z. S., Laviv, A., et al. 2016. Comparison of time required for traditional versus virtual orthognathic surgery treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 45(9):1065–9.

- [89] Xia, J. J., Gateno, J., Teichgraeber, J. F., et al. 2015. Algorithm for planning a doublejaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation (cass) protocol. part 1: planning sequence. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 44(12):1431–40.
- [90] Yamaguchi, K., Lonic, D., Lo, L. J. 2016. Complications following orthognathic surgery for patients with cleft lip/palate: A systematic review. *J Formos Med Assoc*, 115(4):269–77.

10 Abbildungsverzeichnis

1	Präoperatives Aussehen und präoperative Okklusion	3
2	Präoperativer Unterkiefer und die Skizze der Osteotomie	3
3	Postoperatives Ergebnis	4
4	Die Technik der kondylären Osteotomie bei Progenie nach Berger	5
5	Die horizontale Osteotomie des aufsteigenden Astes nach Blair	6
6	Invertierte L-Osteotomie durchgeführt von Trauner 1955	7
7	Obwegesers retromolare sagittale Osteotomie 1955	7
8	Die Entwicklung der retromolaren sagittalen Osteotomie	8
9	Anatomisches Präparat eines Unterkiefers	15
10	Die Verarbeitung der Röntgendaten	16
11	Osteotomielinie nach Obwegeser/Dal Pont, laterale Ansicht.	19
12	Osteotomielinie nach Obwegeser-1968, laterale Ansicht	20
13	Osteotomielinie nach Obwegeser-1968, frontale Ansicht	20
14	Osteotomielinie nach Höltje/Scheuer, frontale Ansicht	21
15	Osteotomielinie nach Höltje/Scheuer, laterale Ansicht	22
16	Osteotomielinie nach Schuchardt, frontale Ansicht.	22
17	Vorverlagerung um 5 mm nach Obwegeser-1968, frontale Ansicht	27
18	Vorverlagerung um 5 mm nach Obwegeser-1968, laterale Ansicht	27
19	Vorverlagerung um 5 mm nach Schuchardt, frontale Ansicht.	28

20	Vorverlagerung um 7 mm nach Obwegeser/Dal Pont, laterale Ansicht	28
21	Vorverlagerung um 7 mm nach Höltje/Scheuer, frontale Ansicht	29
22	Kollisionsvolumen-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	30
23	Kollisionsvolumen-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	30
24	Kollisionsvolumen-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	31
25	Kollisionsvolumen-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	31
26	Kollisionsgrundfläche-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.	32
27	Kollisionsgrundfläche-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	33
28	Kollisionsgrundfläche-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	33
29	Kollisionsgrundfläche-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorverlagerung	34
30	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser/Dal Pont, rechts, in Abhäng von der Vorverlagerung	gigkeit 35
31	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser/Dal Pont, links, in Abhängi	gkeit
	von der Vorverlagerung	36
32	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser-1968, rechts, in Abhängigk von der Vorverlagerung.	eit 36
33	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Obwegeser-1968, links, in Abhängigke	it
	von der Vorverlagerung	37
34	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Höltje/Scheuer, rechts, in Abhängigkein von der Vorverlagerung.	t 37
35	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Höltje/Scheuer, links, in Abhängigkeit	
	von der Vorverlagerung	38

36	Kollisionsvolumen und Kollisionsgrundfläche nach Schuchardt in Abhängigkeit von			
	der Vorverlagerung	38		
37	Box-plot-Kollisionsvolumen nach Operationsverfahren und Kieferseite	40		
38	Box-plot-Kollisionsgrundfläche nach Operationsverfahren und Kieferseite	41		
39	Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.	43		
40	Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorver- lagerung.	43		
41	Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorver-	43		
42	Regressionsanalyse-Kollisionsvolumen-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorver- lagerung	44		
43	Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Obwegeser/Dal Pont in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.	44		
44	Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Obwegeser-1968 in Abhängigkeit von der Vorverlagerung.	45		
45	Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Höltje/Scheuer in Abhängigkeit von der Vorve lagerung.	er- 45		
46	Regressionsanalyse-Kollisionsgrundflächen-Schuchardt in Abhängigkeit von der Vorver- lagerung.	45		
47	Kollisionsvolumen-rechts in Abhängigkeit vom Operationsverfahren und der Vorver- lagerung.	46		
48	Kollisionsvolumen-links in Abhängigkeit vom Operationsverfahrens und der Vorver-	47		

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

49	Kollisionsgrundflächen-rechts in Abhängigkeit vom Operationsverfahren und der Vorver-		
	lagerung	48	
50	Kollisionsgrundflächen-links in Abhängigkeit vom Operationsverfahren und der Vorver-		
	lagerung	49	

11 Tabellenverzeichnis

1	Berechnete Kollisionsvolumen	in cm^3	für alle Operations	verfahren		25
---	------------------------------	-----------	---------------------	-----------	--	----

2 Übersicht zu den Kollisionsgrundflächen in cm^2 bei allen Operationsverfahren. 26

12 Danksagung

An erster Stelle gilt mein besonderer Dank meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg, der mir die Auswahl des Dissertationsthemas überließ und mich während der gesamten Bearbeitungsphase meiner Dissertation stets motiviert und gefördert hat. Ich verdanke ihm darüber hinaus jede hilfreiche Unterstützung und viele anregende Diskussionen. Er hat mich auf diesem Weg professionell und warmherzig begleitet.

Außerdem gilt mein großer Dank Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Philipp Winterhalder, der mich bei der Zusammenstellung der Forschungsarbeit durch zielführende Diskussionen und anhaltende Hilfestellung begleitet und unterstützt hat. Für diese Kollegialität bin ich sehr dankbar.

Für die Bereitstellung der Software möchte ich mich bei Visage Imaging, INUS Technology, Ansys, Autodesk und dem Leibniz-Rechenzentrum bedanken.

Besonders möchte ich mich an dieser Stelle auch bei meiner Familie und meinem Mann für die unermüdliche Stärkung und Motivation bedanken, sowie für das stets offene Ohr zu meinen Gedanken.

13 Eidesstattliche Versicherung

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation "Kollisionsverhalten bei virtuellen Simulationen von Umstellungsosteotomien" selbständig angefertigt habe, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annährend übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Essen, den 21.02.2022

Mara-Ioana Standl