

**Vergleichende Untersuchung eines digitalen Planungstools
zur Bestimmung der Zielokklusion
im Rahmen der kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlung von
Dysgnathiepatienten**

Dissertation
Zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. med. dent.
An der Medizinischen Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von
Luise Brauer
geboren am 01.08.1990 in Leipzig

angefertigt an
der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie
der Universität Leipzig

Betreuer: Prof. Dr. Karl-Heinz Dannhauer

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrads vom: 25.02.2020

1	Einleitung	1
1.1	Die Entwicklung der Dysgnathiebehandlung	2
1.2	Die Rolle der Kieferorthopädie bei der Behandlung von Dysgnathiepatienten	5
1.3	Die konventionelle Operationsplanung	7
1.4	Die digitale Operationsplanung	10
1.4.1	Dreidimensionale Röntgendiagnostik	11
1.4.2	Digitale dentale Modelle	13
1.4.3	Bildfusion	14
1.4.4	Digitale Okklusionsplanung	15
1.4.5	3D-gedruckte Splinte	17
1.5	Der Peer-Assessment-Rating-Index	19
2	Aufgabenstellung	21
3	Materialien und Methoden	23
3.1	Studiendesign	23
3.1.1	Vorstudie zur Überprüfung der Machbarkeit des Studiendesigns	23
3.1.2	Studienpopulation	24
3.1.3	Vergleichsbefunde	27
3.1.4	Messung des PAR-Index	32
3.2	Statistische Methoden	37
3.2.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen	38
3.2.2	Intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion	38
3.2.3	Vergleich der digitalen mit der händischen Zielokklusion	40

4	Ergebnisse	42
4.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen.....	42
4.2	Intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion Z_h	42
4.3	Vergleich von händischer und digitalen Zielokklusionseinstellungen.....	46
4.3.1	Betrachtung von Fällen mit großen PAR-Score-Differenzen zwischen händischer und digitaler Zielplanung	51
4.3.2	Vergleich des Overjets der Zieleinstellungen in Abhängigkeit von der skelettalen Klasse	52
5	Diskussion	54
5.1	Diskussion der Materialien und Methoden	54
5.2	Diskussion der Ergebnisse	57
5.2.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen.....	57
5.2.2	Intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion Z_h	58
5.2.3	Vergleich von händischer und digitalen Zielokklusionseinstellungen.....	61
6	Zusammenfassung.....	67
7	Literaturverzeichnis.....	70
8	Anlagen.....	85
8.1	Abbildungsverzeichnis	85
8.2	Tabellenverzeichnis.....	86
9	Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit.....	87

Abkürzungsverzeichnis

BSSO	Bilaterale sagittale Split Osteotomie
FRS	Fernröntgenseitbild
OP	Operation
3D	dreidimensional
CT	Computertomografie
DVT	Dentale Volumentomografie
MRT	Magnetresonanztomografie
VTO	Visualized Treatment Objective
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
2D	zweidimensional
FOV	Field Of View
μ SV	Mikro-Sievert
SLS	Selective Laser Sintern
SLT	Stereolithografie
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
STL	Standard Triangulation/Tesselation Language
PAR-Index	Peer-Assessment-Rating-Index
mm	Millimeter
ICC	Intraclass-Correlation-Coefficient
CI	Konfidenzintervall
LOA	Limits of Agreement

1 Einleitung

Eine kieferorthopädische Behandlung zielt darauf ab, die Funktion des orofazialen Systems und Ästhetik des Patienten durch eine ideale und stabile Okklusion zu verbessern. Schwere Bisslageanomalien, die mit konservativen kieferorthopädischen Mitteln allein nicht behoben werden können, bedürfen einer zusätzlichen chirurgischen Korrektur (Eckhardt 2004; Harzer 2011). Diese operativen Eingriffe zum Beheben angeborener oder erworbener Deformitäten des Mittelgesichts und Unterkiefers bzw. des luftführenden Raumes werden als Dysgnathieoperationen bezeichnet (Susarla et al. 2018). Dabei werden Maxilla und/ oder Mandibula repositioniert, um eine langfristige, funktionell und ästhetisch stabile Verbesserung zu erreichen (Farhad B. Naini and Daljit S. Gill 2017). Im Verlauf des letzten Jahrhunderts hat sich ein interdisziplinär eng verknüpftes Therapiekonzept etabliert, bei dem die Dysgnathieoperation in eine kieferorthopädische Vor- und Nachbehandlungsphase eingebettet ist (Hernández-Alfaro und Guijarro-Martínez 2014). Dabei hat die prächirurgische kieferorthopädische Ausformung das Ziel, Zahnfehlstellungen zu beheben, damit anschließend das ganze Ausmaß der skelettalen Abweichung operativ korrigiert werden kann (Larson 2014). Der Erfolg dieser Behandlungsstrategie hängt nicht nur von den verschiedenen Operationstechniken ab, sondern wird maßgeblich durch eine präzise prächirurgische Planung beeinflusst (Xia et al. 2011). Konventionell erfolgt dies durch eine Simulation der Verlagerungsosteotomien im Rahmen einer Modell-Operation. Der Material- und Zeitaufwand dieser Methode und die Etablierung dreidimensionaler Bildgebungsverfahren beförderten die Entwicklung von Softwaresystemen, die eine digitale Umsetzung der OP-Planung ermöglichen. Unter Verwendung von CT- oder DVT-Aufnahmen lassen sich virtuelle Schädelmodelle des Patienten generieren. Eine exakte Abbildung der komplexen Morphologie der Zähne gelingt über die Integration von digitalen Modell-Datensätzen und anschließender Befundkombination mittels Bildfusion. Das Vorgehen erlaubt so die gleichzeitige Darstellung der Trias aus Knochen, Zähnen sowie Weichgeweben und eröffnet die Möglichkeit, funktionelle und ästhetische Aspekte in einem Befund zu vereinigen. Aktuelle Entwicklungen dreidimensionaler chirurgischer Planungstechnologien zielen darauf ab, den gesamten Prozess in einer virtuellen Umgebung durchzuführen (Gateno et al. 2003b). Das beinhaltet auch die digitale Planung einer möglichst idealen postoperativen Zielokklusion. Diese dient im Folgenden – verschlüsselt durch einen Operationssplint – als Leitstruktur für die Übertragung der Planung in den Operationssaal.

1.1 Die Entwicklung der Dysgnathiebehandlung

Die Dysgnathiechirurgie ist ein eigenständiges Teilgebiet der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Sie wurde Mitte des 19. Jahrhunderts mit dem Bestreben eingeführt, ausgeprägte Deformitäten des maxillo-mandibulären Komplexes zu beheben (Farhad B. Naini and Daljit S. Gill 2017). Dabei dienten frühe Eingriffe hauptsächlich der Korrektur mandibulärer Prognathien. Sie wurden zunächst isoliert am Unterkiefer angewendet (Bell 2018). Seither wurden verschiedene Operations-Techniken für die Verlagerung von Maxilla, Mandibula bzw. beider Kiefer etabliert und standardisiert (Hausamen 2001). Das übergeordnete Ziel – sowohl stabile skelettale, als auch dental-okklusale Endergebnisse zu erreichen – führte dabei schon frühzeitig zu gemeinsamen Bestrebungen von Kieferchirurgen und Kieferorthopäden nach einer engen interdisziplinären Zusammenarbeit (Proffit und White 2015).

Die erste Dysgnathieoperation wurde im Jahr 1849 von Simon P. Hüllihen im *American Journal of Dental Science* publiziert. Die Fallstudie trug den Titel „Case of Elongation of the Underjaw and Distortion of the Face and Neck, Caused by a Burn, Successfully Treated“ (Hüllihen 1849; Aziz 2004). Darin beschrieb Hüllihen die Behandlung einer jungen Frau mit einem anterior offenen Biss, der durch einen Narbenzug im Kopf- und Halsbereich nach einer im Kindesalter erlittenen Brandverletzung verursacht wurde (Hüllihen 1849). Zur Korrektur entfernte er beidseits im Prämolarenbereich keilförmige knöcherne Segmente aus dem Corpus mandibulae, repositionierte das anteriore Segment und fixierte es mit Drahtligaturen.

Charakteristisch für frühe orthognathe Eingriffe war ein Zugang von extraoral und die Verwendung einer Gigli Säge als Instrument für die Osteotomie (Farhad B. Naini and Daljit S. Gill 2017). Allerdings führten kleine knöcherne Kontaktareale und Dislokationen der Segmente häufig zu Rezidiven mit offenen Bissen (Steinhäuser 1996). Vor diesem Hintergrund veröffentlichte Anton Freiherr von Eiselsberg im Jahr 1906 das Prozedere einer stufenförmigen Osteotomie zur Vergrößerung der knöchernen Kontaktfläche (Eiselsberg 1906; Bell 2018).

Die moderne Dysgnathiechirurgie wurde in den 1950er Jahren entscheidend durch Hugo Obwegeser geprägt. Er führte die Methode der sagittalen Durchtrennung des Ramus mandibulae (Bilateral sagittal split osteotomy = BSSO) ein (Hausamen 2001; Bell 2018). Diese Vorgehensweise, bei der er einen intraoralen Zugang benutzte, erlaubte erstmals eine Vor- und Rückverlagerung der Mandibula über den gleichen Knochenschnitt (Sabri 2006).

Ein weiterer Vorteil lag, im Gegensatz zu den oben dargestellten Verfahren, in der großen knöchernen Anlagerungsfläche nach Repositionierung des zahntragenden Segmentes. Gleichzeitig sollte der N. alveolaris inferior so wenig wie möglich traumatisiert werden (Trauner und Obwegeser 1957). Von Giorgio Dal Pont erhielt Obwegeser die Anregung, die laterale Kortikotomie weiter anterior am UK-Körper durchzuführen, um so eine größere Vorverlagerungsstrecke zu ermöglichen (Dal Pont 1959, 1961)¹. Dieses Prozedere etablierte sich zu der bevorzugten Technik für die Korrektur von Unterkieferfehlagen, da sie gut umzusetzen und vorhersehbar war, sowie gute funktionelle und ästhetische Ergebnisse lieferte (Bell 2018).

Demgegenüber entwickelten sich Osteotomien des Oberkiefers deutlich zurückhaltender und dienten zunächst dem Zweck, Zugang zu einem Tumor zu erhalten (Bell 2018). Als Pioniere der maxillären Chirurgie gelten der Berliner Arzt Günther Cohn-Stock und sein Student Martin Wassmund. Letzterer veröffentlichte 1935 das Verfahren einer maxillären Osteotomie zum Schluss eines anterior offenen Bisses (Cohn-Stock 1921; Wassmund 1935; Hausamen 2001). Georg Axhausen publizierte erstmals die Technik einer vollständigen Mobilisation des Oberkiefers in der LeFort I – Ebene mit dem Ziel, eine posttraumatische dislozierte Position der Maxilla zu beheben (Axhausen 1934; Hausamen 2001; Bell 2018). Eine genaue Beschreibung der Operationsmethodik und die Standardisierung der Oberkieferosteotomien in den verschiedenen LeFort-Ebenen ist wiederum den Veröffentlichungen Hugo Obwegesers zu verdanken (Obwegeser 1969; Hausamen 2001). Vor diesem Hintergrund lieferte auch die Grundlagenforschung William Harrison Bells einen entscheidenden Beitrag. Er führte eine Vielzahl an Tierstudien durch und schuf mit den gewonnenen Informationen über die Revaskularisation des Oberkiefers eine biologische Basis für die Dysgnathiechirurgie (Bell 1969; Bell und Levy 1971; Schendel 2016; Bell 2018).

Daran anknüpfend bestand ein weiterer wichtiger Fortschritt in der Einführung der kombinierten, also bimaxillären Mobilisierung von Maxilla und Mandibula durch Köle 1959 (Köle 1959). Hugo Obwegeser stellte dazu heraus, dass die Hauptvorteile dieses umfangreichen Eingriffs eine geringere Rezidivneigung aufgrund der besseren skelettalen Stabilität und gleichzeitig eine verbesserte Ästhetik bedingt durch die Harmonisierung der knöchernen Strukturen seien (Obwegeser 1970; Steinhäuser 1996).

¹ Weitere Modifikationen dieses Eingriffs, bei denen die Position oder Richtung der kortikalen Schnitte angepasst wurden, gehen unter anderem auf K. Schuchardt (Schuchardt 1954), E.E. Hunsuck (Hunsuck 1968) und B. V. Epker (Epker 1977) zurück (Farhad B. Naini and Daljit S. Gill 2017).

Mit der Zunahme technischer Fortschritte rückten Ende des 20. Jahrhunderts vor allem das perioperative Management und die starre Fixierung der knöchernen Segmente durch Platten und Schrauben in den Vordergrund. Letztere entwickelte sich auch im Hinblick auf kürzere Krankenhauszeiten rasch zum „Goldstandard“. Weil die Dauer der Immobilisierung reduziert werden konnte, war eine schnellere Wiederaufnahme der Funktionen zulässig (Hoffman und Moloney 1995; Tucker 1995). Die meisten Patienten werden auch heute noch mit einer oder beiden dieser inzwischen gut untersuchten und standardisierten Verfahren aus den 1950ern und 60ern behandelt: der BSSO des Unterkiefers bzw. der LeFort I Osteotomie des Oberkiefers.

Parallel zur Etablierung verschiedener Operationstechniken führten die gemeinsamen Bemühungen von Kieferorthopäden und Kieferchirurgen zu einer Weiterentwicklung hin zu interdisziplinär eng verknüpften Behandlungskonzepten. Schon Vilray P. Blair, ein wichtiger Wegbereiter der frühen orthognathen Chirurgie, wies zu Beginn des 20. Jahrhunderts darauf hin, dass das Ergebnis sowohl für den Chirurgen, als auch für den Patienten umso besser sei, je eher ein Kieferorthopäde in den Fall involviert werde (Steinhäuser 1996). In Zusammenarbeit mit Edward H. Angle plante und entwickelte er einen aus Gold gefertigten Splint zum Zweck der postoperativen Fixierung bis zur knöchernen Ausheilung. Der zu dieser Zeit führende amerikanische Zahnarzt und Orthodontist Ottolengui kritisierte diesen Splint und schlug eine Variante vor, die eine im Vorfeld geplante postoperative dentale Okklusion widerspiegeln sollte (Farhad B. Naini and Daljit S. Gill 2017). Damit schuf er die Grundlage, auf der heutige Splinte beruhen.

Der bedeutende Arbeitsschritt der prächirurgischen Planung wurde durch die Verwendung von Gipsmodellen zur Durchführung einer Modell-Operation durch Babcock weiter unterstützt (Babcock 1909). Mit der Einführung der Kephalemtrie stellte Broadbent 1931 heraus, dass aufgrund der Wiedergabe der Bezahnung in Bezug zum Gesichtsschädel im Fernröntgenbild eine genauere Planung möglich sei (Broadbent 1931). Allerdings spiegelte sich der überproportionale Fokus auf skelettale und dentale Komponenten in den Behandlungsergebnissen wider – so führte er zwar zu einer Verbesserung der Funktion, ging aber mit teilweise unzureichenden ästhetischen Ergebnissen einher (Plooiij et al. 2011). Dieser Umstand und die Einführung analoger Fotografien rückten in der Folge Methoden zur klinischen Untersuchung des Gesichtsprofils in den Vordergrund (Peck und Peck 1970; Obwegeser 1970).

Die heute gängigen Verfahren der kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlung basieren auf den skizzierten historischen Entwicklungsschritten. Aktuelle

Innovationen, insbesondere im Bereich der Diagnostik und Behandlungsplanung haben das Potenzial, genauere Vorhersagen und Behandlungsergebnisse zu liefern.

1.2 Die Rolle der Kieferorthopädie bei der Behandlung von Dysgnathiepatienten

Natürliche physiologische Adaptationsvorgänge sorgen häufig für eine Kompensation der skelettalen Bisslageanomalie durch eine Anpassung der Zahnstellung (Larson 2014). Beispielsweise ist bei Patienten mit einer mesialen Bisslage eine Anteinklination der oberen und Retroinklination der unteren Inzisiven auffällig, welche der Verringerung der umgekehrten Frontzahnstufe dient (Troy et al. 2009). Das Hauptanliegen der kieferorthopädischen Behandlung sieht vor, bestehende dentale Kompensationen zu erkennen und im Vorfeld der Dysgnathieoperation zu beheben, sodass die Zähne sich in der idealen Position relativ zu ihrer knöchernen Basis befinden.² Im Folgenden ist es möglich, die Okklusion intraoperativ als Schablone für eine optimale Lagekorrektur der Kiefer einzusetzen (Larson 2014). Im Anschluss an die Dysgnathieoperation erfolgt im Rahmen der orthodontischen Nachbehandlung die Stabilisierung der osteotomierten Knochenanteile und schließlich eine Feineinstellung der Okklusion (Harzer 2011). Zusammenfassend kann die Rolle der Kieferorthopädie bei der Behandlung von Dysgnathiepatienten in folgende Phasen unterteilt werden: (1) die initiale Befunderhebung und Behandlungsplanung, (2) die kieferorthopädische Vorbehandlung, (3) die gemeinsame chirurgische Planung und (4) die kieferorthopädische Nachbehandlung. In jedem dieser Behandlungsabschnitte ist die enge Zusammenarbeit mit dem Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgen von großer Bedeutung (Wirthlin und Shetye 2013).

Vielen Dysgnathiepatienten, die sich zur initialen Beratung vorstellen, ist nicht bewusst, dass ihrer Zahnfehlstellung eine Diskrepanz im Bereich des Gesichtsskeletts zugrunde liegt (Williams et al. 2005). Im Rahmen der Anfangsdiagnostik wird die dentofaziale Abweichung evaluiert. Es soll eine Empfehlung ausgesprochen werden, ob die alleinige kieferorthopädische Korrektur der Zahnfehlstellung oder eine alternativlose kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgische Behandlung indiziert ist (Proffit und White 2015). Die Anfangsdiagnostik umfasst das Erstellen und Auswerten von Abformungen, Röntgenbildern,

² Eine aktuelle Kontroverse setzt sich mit der von Nagasaka et al. (2009) vorgeschlagenen Herangehensweise des „surgery-first“-Verfahrens auseinander (Nagasaka et al. 2009; Le Yang et al. 2017). Da sich die vorliegende Arbeit mit dem Erreichen einer möglichst idealen postoperativen Zielokklusion auseinandersetzt, steht das genannte Prozedere nicht im Fokus dieser Untersuchung.

Fotografien und einer ausführlichen klinischen Untersuchung einschließlich eines Funktionsbefundes. Anschließend an eine detaillierte Planung der prächirurgischen kieferorthopädischen Behandlung sollte der Patient ausführlich über die verschiedenen Behandlungsphasen, Therapiemittel und Möglichkeiten der Langzeitstabilisierung aufgeklärt werden (Larson 2014).

Das Hauptaugenmerk der kieferorthopädischen Vorbehandlung liegt auf der Dekompensation von dentoalveolären Adaptationsmechanismen. Als Leitprinzip gilt, dass die Zahnbögen ausreichend gut ausgeformt werden sollen, sodass Maxilla und/ oder Mandibula ohne Frühkontakte in die gewünschte Position verlagert werden können (Sabri 2006). Dies beinhaltet das Beseitigen von Engständen, Lücken und Rotationen, sowie die Koordination der oberen und unteren Zahnbogenbreiten (Jeremiah et al. 2012). Eine besondere Bedeutung stellt die Korrektur der Frontzahnstellung dar, da deren Inklination und Position das Ausmaß der antero-posterioren Lagekorrektur und die vertikale Gesichtshöhe entscheidend beeinflussen (Sabri 2006). Als Therapiemittel können neben der konventionellen festsitzenden Multibracketapparatur auch Lingual- und Aligner-Techniken zum Einsatz kommen. In einigen Fällen ist es erforderlich, permanente Zähne zu extrahieren oder initial eine chirurgisch-unterstützte Gaumennahterweiterung (GNE) durchzuführen. Entscheidend ist dabei eine stabile Verankerung, die u.a. mit Nance-Apparaturen, Transpalatinalbügeln, Lipbumpen und Miniimplantaten erreicht werden kann (Wirthlin und Shetye 2013; Strohl und Vitkus 2017).

Die exakte Planung und Durchführung der kieferorthopädischen Vorbehandlung hilft dabei, die postoperative Stabilität durch eine dann mögliche maximale Interkuspitation abzusichern. Strohl und Vitkus (2017) heben dazu hervor, dass die Nachbehandlungsphase umso vorhersehbarer und kürzer wird, je mehr kieferorthopädische Korrekturen bereits im Rahmen der Vorbehandlung umgesetzt werden konnten (Strohl und Vitkus 2017).

Nachdem alle notwendigen kieferorthopädischen Behandlungsaufgaben umgesetzt wurden, beginnt die interdisziplinäre Planung der Dysgnathieoperation. Die Grundlage dafür ist eine ausführliche präoperative Diagnostik. Die Behandlungssimulation verfolgt zwei Hauptziele: zum einen soll die spätere chirurgische Verlagerung nachgeahmt werden, um die Umsetzbarkeit der Einstellung einer stabilen postoperativen Zielokklusion zu bestätigen. Zum zweiten dient sie der Herstellung von Operationssplinten, welche die geplante intermaxilläre Relation verschlüsseln (Sabri 2006).

Während der Operation wird der Zielsplint an einem der beiden Kiefer fixiert. Intermaxilläre Gummizüge helfen bei der Stabilisierung der skelettalen Bewegung, indem sie ein Gegengewicht zu dem Zug der Muskulatur und Weichgewebe bilden, der anderenfalls zu einem Rezidiv führen kann (Wirthlin und Shetye 2013). Das Ziel der postoperativen kieferorthopädischen Behandlung ist die Feineinstellung der Okklusion. Dabei ist eine hohe Qualität des okklusalen Ergebnisses entscheidend, da durch eine gute Interkuspitation am Ende der Behandlung die Stabilität des Behandlungsergebnisses erhöht wird (Ponduri et al. 2011).

1.3 Die konventionelle Operationsplanung

Die Bedeutung der präoperativen Diagnostik und Behandlungssimulation für eine erfolgreiche Dysgnathieoperation wurde vielfach herausgestellt (Ellis 1999; Chang et al. 2010; Xia et al. 2011; Zizelmann et al. 2012; Ritto et al. 2018). Aufgrund der komplexen dreidimensionalen Anatomie des Schädels und Gesichts erfordert die orthognathe Chirurgie eine umfangreiche prächirurgische Planung (Gateno et al. 2007). Dabei besteht die Herausforderung darin, die skelettale Ausgangsposition korrekt zu visualisieren und anschließend die zur Einstellung der gewünschten Zielposition notwendigen Bewegungen des/ der Kiefer(s) in allen drei Raumebenen darzustellen (Hammoudeh et al. 2015).

Als Grundlage konventioneller Planungsmethoden dient der Datentransfer von skelettalen Werten aus der zweidimensionalen Analyse des Fernröntgenseitbildes (FRS) auf den dreidimensionalen Modellbefund. Weiterhin fließen klinische, funktionelle und extraorale Aspekte in die Operationssimulation ein. Die Gipsmodelle werden mit Hilfe einer Gesichtsbogenübertragung in einen semiadjustierbaren Artikulator mit mittelwertiger Einstellung der sagittalen Kondylenbahnneigung und des Bennet-Winkels montiert. Für die finale Zielplanung dient ein kalibriertes Doppel-Splint-System (Ehmer et al. 1987; Ehmer et al. 1989; Ehmer et al. 2012). Im Ergebnis entsteht eine Blaupause der vorherrschenden dysgnathen Beziehung zwischen Ober- und Unterkiefer, die als Ausgangssituation für die Modelloperation zur Simulation der Kiefterverlagerungen verwendet wird (Ehmer et al. 2013; Hammoudeh et al. 2015). Die sich aus der Planung ergebenden postoperativen Zielpositionen der Modelle werden für die Anfertigung des Zwischen- und Zielsplintes genutzt. Die Splinte fungieren als mechanische Führung und sind essentiell für die Übertragung des Behandlungsplanes in einen akkuraten operativen Eingriff (Sun et al. 2013). Die Dimensionen

der geplanten Verlagerungsstrecken werden zudem vermessen und protokolliert und dienen intraoperativ als Referenzwerte (Ehmer et al. 2013).

Die dargestellte Methode liefert akkurate und reproduzierbare Ergebnisse und hat sich zum „Goldstandard“ der Planung kieferchirurgischer Eingriffe etabliert (Plooij et al. 2011). Allerdings vereint dieser Planungsprozess viele Einzelschritte, Materialien und Methoden, die potenziell zu Ungenauigkeiten führen können, welche sich aufsummiert in einer Divergenz von Behandlungsplanung und –ergebnis widerspiegeln (Schneider et al. 2018). Aus dem Forschungsstand lassen sich diverse limitierende Aspekte bei der konventionellen Modell-Operation herleiten, die im Folgenden erläutert werden. Die Darstellung orientiert sich dabei am Ablauf der einzelnen Planungsphasen.

Eine erste Einschränkung ergibt sich bei der Verwendung von Mittelwertartikulatoren. Diese wurden ursprünglich für die Zahnersatzkunde entwickelt und eignen sich daher weniger für die Therapieplanung in Fällen mit schweren dentofazialen Abweichungen (Ritto et al. 2018). Zusätzlich gibt es keine Möglichkeit, anatomische Referenzstrukturen wie zum Beispiel Gesichts- oder Kinnmitte als Orientierungshilfen zu benutzen (Aboul-Hosn Centenero und Hernández-Alfaro 2012). Das Hilfsmittel für eine schädelbezügliche Montage des Oberkiefermodells im Artikulator ist der Gesichtsbogen, der am Nasenrücken und äußeren Gehörgang des Patienten angelegt wird (Olszewski und Reychler 2004; Zizelmann et al. 2012). Das Oberkiefermodell soll so in eine korrekte Beziehung zu den Gelenken des Artikulators – welche die Kiefergelenke simulieren – gesetzt werden, um die Rotationsachse des Unterkiefers nachzuempfinden (Bamber et al. 1996). Diese Vorgehensweise ist erforderlich, damit die für die Splintherstellung notwendige Bissperrung im Artikulator keine Auswirkung auf die geplante Verlagerungsbewegung hat. Jedoch weicht die Rotationsachse insbesondere bei Patienten mit intrinsischen Deformitäten der Kiefergelenke bei der Kieferöffnung stark von der durch den Artikulator vorgegebenen Bewegung ab.

Die anschließende Montage des Unterkiefermodells soll in retraler Position erfolgen. Dies setzt wiederum die korrekte Registrierung der Kieferrelation voraus (Sharifi et al. 2008).

Einen Anhaltspunkt für das Ausmaß der Lageveränderung der Kiefer liefert die Auswertung und Simulation am FRS. Dafür müssen die kephalometrischen Werte des zweidimensionalen Röntgenbildes mit Hilfe von Referenzlinien bzw. -ebenen auf das Modell übertragen werden (Aboul-Hosn Centenero und Hernández-Alfaro 2012). Vertikale und horizontale Messlinien werden auf dem Gipsmodell markiert und repräsentieren somit weder knöcherne Strukturen, noch Osteotomielinien (Olszewski und Reychler 2004). Daraus kann sich eine Diskrepanz zu

den intraoperativ ermittelten Messungen der Verlagerungsstrecken ergeben (Ellis 1999; Zizelmann et al. 2012). Hinzu kommt, dass bei Lagekorrektoren der Kiefer in mehreren Ebenen angezeichnete Referenzlinien schwer zu interpretieren sind (Choi et al. 2009). Nicht zuletzt können komplexe rotierende und translationale Bewegungen während der Modell-Operation nur unzureichend kontrolliert werden (Metzger et al. 2008). Aus der Morphologie der Maxilla ergibt sich außerdem wenig Übereinstimmung zwischen der Kontur des Zahnbogens und der Basis des Kiefers, an der die Osteotomie durchgeführt wird. Dies macht Messungen zu den Referenzebenen zusätzlich problematisch und ungenau (Ellis 1999).

Eine zentrale Limitation der konventionellen Modell-Operationen besteht darin, dass der Behandler die umliegenden knöchernen Strukturen, die entscheidend in der Therapie komplexer kraniofazialer Anomalien sind, nicht visualisieren kann (Gateno et al. 2003a). Bei der Neupositionierung der Gipsmodelle im Artikulator wird lediglich die Bewegung der Zahnbögen simuliert. Die ebenfalls intraoperativ mobilisierten Kieferbasen werden nicht repräsentiert (Aboul-Hosn Centenero und Hernández-Alfaro 2012). Ebenso wenig kann die Auswirkung der eingestellten Zielokklusion auf die umgebenden knöchernen und weichgeweblichen Strukturen abgebildet werden (Nadjmi et al. 2010). Auch werden Interferenzen, die zwischen skelettalen Strukturen bestehen könnten, von Gipsmodellen nicht dargestellt (Olszewski und Reyhler 2004).

Bei der Planung komplexer Kasuistiken kann das Austesten verschiedener, alternativer Zieleinstellungen der Kiefer notwendig sein. Dies ist sehr zeit- und materialaufwändig. Zudem kommt es im Verlauf der wiederholten Planung zu einer nicht zu vernachlässigenden Abnutzung des okklusalen Reliefs der Gipsmodelle, die sich negativ auf die Passung des Splintes auswirken kann (Schneider et al. 2018). Ellis et al. (1999) kamen zu dem Schluss, dass die Zeit, die benötigt wird, um den Eingriff zu planen, genauso groß sein kann, wie die Dauer der eigentlichen Operation (Ellis 1999).

Zusammenfassend ist diese Methode der präoperativen Planung aus den genannten Gründen oft unzureichend und hat das Potenzial, zu unerwünschten Ergebnissen zu führen (Gateno et al. 2007). Dabei fallen Fehler und Ungenauigkeiten bei der Modell-OP nicht zwangsläufig während der Planung auf, sondern werden teilweise erst intra- oder postoperativ identifiziert (Farrell et al. 2014). Mit der Weiterentwicklung digitaler Technologien werden computer-unterstützte chirurgische Planungssysteme vermehrt auch in dem Bereich der Dysgnathie-OP-Planung eingesetzt. Sie haben das Ziel, präzisere Simulationen zu erstellen,

Vorbereitungszeiten zu verkürzen und eine bessere Übereinstimmung zwischen Operationssimulation und -ergebnis umzusetzen (Sun et al. 2013).

1.4 Die digitale Operationsplanung

Die im vorhergehenden Kapitel beschriebenen Limitationen der konventionellen Planung und technische Innovationen brachten den vermehrten Einsatz von dreidimensionalen (3D) bildgebenden Verfahren hervor (Swennen et al. 2006). Dazu zählen unter anderem Gesichtsscans, 3D-Stereophotographie und Video-Imaging zur Darstellung des Weichteilprofils. Knöcherne Strukturen können mit Hilfe von CT-, DVT- und MRT-Aufnahmen wiedergegeben werden (Plooij et al. 2011). Obwohl CT-Scans erfolgreich für die Visualisierung der skelettalen Ausgangssituation des Patienten genutzt werden, haben sie den Nachteil, dass sie keine ausreichend exakte, artefaktfreie Darstellung der Zähne erlauben (Gateno et al. 2007). Vor diesem Hintergrund etablierten sich Techniken zur Bildüberlagerung, der sogenannten Bildfusion, welche die Wiedergabe der verschiedenen Strukturen des Kiefer- und Gesichtsbereiches in einem Befund und in jeweils gleicher Qualität möglich machen (Plooij et al. 2011). Dies ist die Grundlage für ein standardisiert anwendbares digitales Planungssystem. Es gestattet die Vermessung des Gesichtsschädels des Patienten und implementiert gleichzeitig die Modell-OP und Weichteilsimulation (Swennen et al. 2009c).

Auch wenn sich die notwendigen Planungsschritte in Abhängigkeit von der verwendeten Software geringfügig unterscheiden, ist der grundlegende Ablauf ähnlich: Die Datensammlung beinhaltet analog zur konventionellen Operationsplanung zunächst die Diagnostik und Befundung des Patienten. Für die Visualisierung eines anatomischen Schädelmodells werden dreidimensionale Röntgenbilder erstellt und patienten-individuell verarbeitet (Swennen et al. 2009c). Das bedeutet, dass ein Volumendatensatz berechnet wird, der dann segmentiert, also in seine jeweiligen anatomischen Bestandteile unterteilt werden kann (Hoang et al. 2016). Es folgt die Erstellung digitaler Modelle sowie eines Bissregistrates (Farrell et al. 2014). Durch Bildfusion können die verschiedenen dreidimensionalen Datensätze miteinander kombiniert werden. Nach virtueller Diagnostik schließt sich die Simulation der geplanten Operation an. Entscheidend für ein erfolgreiches chirurgisches Ergebnis ist auch bei der digitalen Operationsplanung die Etablierung einer stabilen Okklusion, welche verschlüsselt über Splinte in den Operationssaal übertragen wird

(McCormick und Drew 2011). Diese können im CAD/CAM Verfahren design und 3D-gedruckt werden. Diese einzelnen Planungsabschnitte des digitalen Arbeitsflusses werden in den folgenden Kapiteln ausführlicher ausgeführt.

1.4.1 Dreidimensionale Röntgendiagnostik

Dreidimensionale Röntgenbilder erweitern die diagnostischen Möglichkeiten in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Sie gestatten zusätzliche diagnostische Informationen über die Größe, Form und Position der Kiefergelenke, die Position und Ausdehnung von Zahnwurzeln und die Morphologie von für Osteotomien oder Implantation vorgesehenen skelettalen Bereichen (Cevitanes et al. 2006). Die dreidimensionale Visualisierung der knöchernen Morphologie ist zudem nützlich für den Planungsprozess vor einer Dysgnathieoperation. Insbesondere bei Patienten mit Asymmetrien sind die 3D-Datensätze gewinnbringend, da tatsächliche Dimensionen ohne Vergrößerungen oder Verzerrungen wiedergegeben werden (Halazonetis 2005). Für die Planung von Dysgnathieoperationen haben sich sowohl die Computertomografie (CT), als auch die Digitale Volumetomografie (DVT) als standardisierte Verfahren etabliert (Plooij et al. 2011).³

Bei einer CT wird eine fächerförmige Röntgenstrahlung verwendet, die das Volumen des untersuchten Körperteils in multiple Schichten unterteilt. Diese Schichten setzen sich wiederum aus Volumenelementen, sogenannten Voxeln, zusammen, deren Höhe durch die gewählte Schichtdicke bestimmt wird. Je nach Ordnungszahl und Dichte schwächen die sich in den Voxeln befindenden Gewebe die Röntgenstrahlung ab. Die entlang des Röntgenstrahls auftretenden Schwächungskoeffizienten werden dann von Detektoren aufsummiert, in Spannungssignale umgesetzt und in Bildelemente umgewandelt (Pasler et al. 2003).

Die Speicherung und Verarbeitung der Bilddaten erfolgt in der Regel im DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine). Knochen- und Weichgewebsoberflächen können segmentiert werden, indem auf den Volumendatensatz Schwellenwerte unterschiedlicher radiologischer Dichten, genannt Hounsfield Units, angewendet werden (Swennen und Schutyser 2006).

Das erste CT-basierte, computer-gestützte dreidimensionale System zur Planung virtueller Osteotomien für orthognathe Chirurgie wurde von Xia et al. (2000) veröffentlicht und sollte

³ Theoretisch wäre die Datengewinnung auch mit Hilfe einer Magnet-Resonanz-Tomografie (MRT) denkbar. Allerdings besteht aufgrund der langen Bildaufnahmezeit die Gefahr von mimischen Bewegungen. Somit ist das MRT ungeeignet für die Bildfusion (Plooij et al. 2011).

eine gute Vorhersage des OP-Ergebnisses ermöglichen (Xia et al. 2000). Seitdem wurden zahlreiche weitere Studien publiziert, die CT-Scans als Grundlage für die digitale Planung verwendeten (Gateno et al. 2003a; Gateno et al. 2007; Schutyser et al. 2005; Nkenke et al. 2004; Swennen et al. 2007; Bengtsson et al. 2018).

Durch die vergleichsweise hohe Strahlung ist die CT sehr gut geeignet, knöcherne Strukturen darzustellen. Jedoch sind Artefakte, insbesondere bei metallischen Restaurationen und Multibracketapparaturen zu verzeichnen und dentale Strukturen werden nur ungenau wiedergegeben (Gateno et al. 2003a; Santler et al. 1998). Zudem erfolgt die Aufnahme beim liegenden Patienten, wodurch die Weichteile nicht in ihrer natürlichen Form aufgezeichnet werden (Plooij et al. 2011). Weitere Nachteile sind die hohen Kosten und die notwendige Überweisung zu einem Radiologen.

Im Unterschied zur Computertomografie ist die Digitale Volumetomografie ein medizinisches bildgebendes Verfahren, welches auf nur einem kegelförmigen Röntgenstrahl und einem zweidimensionalen Detektor basiert. Das Röhren-Empfänger-System vollführt eine 360° Rotation um den Kopf des Patienten und erstellt dabei eine Serie von zweidimensionalen (2D) Bildern, welche die Rohdaten für die Rekonstruktion des untersuchten zylinderförmigen Volumens bilden (Mozzo et al. 1998). Anhand eines Algorithmus können die einzelnen Aufnahmen zu einem dreidimensionalen Datensatz rekonstruiert werden. In der Folge kann mit nur einer Umdrehung ein Field of View (FOV) abgebildet werden, das groß genug ist, das ganze Gesicht zu erfassen (Swennen et al. 2009c). Dadurch wird nicht nur die effektive Strahlendosis deutlich reduziert, auch durch metallische Restaurationen oder kieferorthopädische Apparaturen hervorgerufene Artefakte treten vermindert auf (Schutyser et al. 2005; Plooij et al. 2011).

Als wesentliche Vorteile gegenüber konventionellen CT-Aufnahmen wurden die geringen Kosten, kurzen Scanzeiten und eine reduzierte Strahlenbelastung bei guter Bildqualität und geometrischer Genauigkeit beschrieben (Mozzo et al. 1998). Nach einer von Ludlow und Ivanovic vorgeschlagen Einteilung der effektiven Strahlendosis in Relation zur Größe des FOV, ergab sich für Aufnahmen mit einem FOV größer 15 cm eine mittlere effektive Dosis von 114 μ Sv (Ludlow und Ivanovic 2008). Gemäß der Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde handelt es sich dabei um einen deutlich reduzierten Wert im Vergleich zur herkömmlichen Computertomografie (Schulze 2013).

Diese Fortschritte in der Technik der dreidimensionalen Bildgebung haben zu einer Serie von Projekten geführt, die neue computerbasierte Lösungsansätze für die präoperative Planung

und Herstellung von Operationssplinten hervorbrachten (Aboul-Hosn Centenero und Hernández-Alfaro 2012). Allerdings ist es nicht möglich, innerhalb der CT- oder DVT-Aufnahme die feine dentale Anatomie so exakt wiederzugeben, wie sie für die Okklusions- und Splintplanung benötigt wird (McCormick und Drew 2011). Aus diesem Grund ist es notwendig, in einem weiteren Arbeitsschritt digitale Modelldatensätze zu erstellen, welche im Anschluss mit dem dreidimensionalen Röntgenbefund fusioniert werden können.

1.4.2 Digitale dentale Modelle

Situationsmodelle für die kieferorthopädische Diagnostik und Therapieplanung werden traditionell – auch zum Zweck der Modell-Operation vor der Dysgnathiechirurgie – in Form von Gipsmodellen angefertigt und aufbewahrt. Sie haben den Nachteil, dass sie anfällig für Abnutzung und Abplatzungen sind und ihre Archivierung viel Lagerungskapazität beansprucht (Rossini et al. 2016). Im Gegensatz dazu bringen die Ende der 1990er Jahre kommerziell eingeführten digitalen Modelldatensätze diverse Vorteile mit sich. Sie sind theoretisch von beliebig vielen Arbeitsplätzen aus virtuell zugänglich, können digital ausgewertet und für die Behandlungsplanung z.B. in Form von diagnostischen Set-ups verwendet werden (Fleming et al. 2011). Dabei zeigen Untersuchungen zur Anwendung von kieferorthopädischen Analysen an digitalen Modellen eine hohe Genauigkeit, Reliabilität und Reproduzierbarkeit (Radeke et al. 2014; Czarnota et al. 2016; Koretsi et al. 2018).

Zum jetzigen Zeitpunkt stehen drei verschiedene Methoden für die Digitalisierung der Zahnbögen zur Verfügung: Die erste Option ist die direkte Digitalisierung unter Verwendung eines Intraoralscanners (Ho et al. 2019). Zum zweiten besteht die Möglichkeit, Abdrücke (Rangel et al. 2008; Swennen et al. 2009a) und Gipsmodelle mittels Laserscannern zu digitalisieren (Uechi et al. 2006; Gateno et al. 2007; Farrell et al. 2014). Schließlich können auch DVT-Geräte genutzt werden, um vorhandene Modellbefunde zu digitalisieren (Wesemann et al. 2017).

Da in der vorliegenden Arbeit digitale dentale Modelldatensätze mit Hilfe eines Modellscanners generiert wurden, soll deren Funktionsweise im Folgenden kurz erläutert werden. Das Grundprinzip des Laserscanners beruht auf einer Lichtquelle und einem Bewegungssystem mit mehreren Achsen zur Ausrichtung des Objektes gegenüber der Lichtquelle. Diese vermittelt klare Linien auf der Objektoberfläche, die von den Kameras aufgenommen werden. Aus dem bekannten Abstand zwischen Kamera und Lichtquelle kann durch Trigonometrie die 3D-Position berechnet werden, an der das projizierte Licht reflektiert

wurde (Halazonetis 2001). Die in den einzelnen Relativpositionen erzeugten 3D-Ansichten werden anschließend in ein Koordinatensystem transformiert und zusammengefügt (Hollenbeck et al. 2012). Der Modelldatensatz kann dann als 3D-Objekt gespeichert und weiterverarbeitet werden.

Die im Ergebnis entstandenen digitalen Modelle geben die komplexe dentale Anatomie störungsfrei und in hoher Auflösung wieder (Nkenke et al. 2004). Damit erfüllen sie die Grundvoraussetzung für eine digitale Simulation einer potenziellen postoperativen Zielokklusion der Kiefer und der anschließenden CAD/CAM-Fertigung von Operationssplinten (Farrell et al. 2014).

1.4.3 Bildfusion

Im danach folgenden Arbeitsschritt der digitalen Dysgnathie-OP-Planung werden das DVT- bzw. CT-Bild und das digitale Modell zu einem virtuellen, dreidimensionalen Schädelmodell des Patienten vereint. Dieses visualisiert die skelettale und interokklusale Beziehung der Kiefer und verbessert gleichzeitig die Darstellungsqualität der dentalen Strukturen.

In der Literatur wurden drei verschiedene Varianten für die Bildfusion, also die Bestimmung der Position des digitalen Modells innerhalb des dreidimensionalen Röntgenbildes beschrieben:

- 1) Punkt-basierte Registrierung unter Verwendung eines mit Markern versehenen Splintes (Gateno et al. 2007; Schutyser et al. 2005; Swennen et al. 2007; Swennen et al. 2009a)
- 2) Oberflächen-basierte Registrierung (Nkenke et al. 2004)
- 3) Voxel-basierte Registrierung in Kombination mit einem Abdruck und Bissregistrat (Swennen et al. 2009b).

Für die erstgenannte Methode werden Gipsmodelle und ein speziell designter Splint mit Markierungselementen fabriziert. In einem Doppelscan-Verfahren werden Röntgenaufnahmen des Patienten mit eingegliedertem Splint und ein Scan der durch den gleichen Splint verschlüsselten Modellsituation erstellt. Die Befundkombination erfolgt über eine Registrierung des geringsten Abstandes zwischen den Markierungselementen beider Datensätze. Der detailreiche Modellscan hat den Vorteil, dass der Patient keine weitere Strahlenbelastung erfährt (Schutyser et al. 2005).

Auch bei der zweiten Variante werden die Gipsmodelle eingescannt. Die Bildfusion gelingt über eine Registrierung gleicher Oberflächen der dentalen Strukturen beider Befunde. Aboul-

Hosn Centenero und Hernández-Alfaro (2012) beschrieben dazu eine semi-automatische Form der Bildüberlagerung. Zunächst wird eine Oberflächenregistrierung an Stellen mit differenzierten dentalen Strukturen ausgeführt, im Anschluss findet eine Feinadjustierung durch händisches Bewegen der Modelle statt (Aboul-Hosn Centenero und Hernández-Alfaro 2012).

Swennen et al. (2009) publizierten ein Triple-Scan-Verfahren, bei dem der Patient zwei niedrig dosierte DVT-Scans – einmal mit Abdruck und einmal ohne – durchläuft. Es folgt eine Aufnahme des Abdruckes. Spezifische, vergleichbare Regionen werden benutzt, um die Datensätze mit Hilfe eines „Maximation of Mutual Information“ – Algorithmus zu vereinen. Dadurch entstehen weniger Fehler bei der Registrierung, jedoch ist der Patient einer höheren Strahlung ausgesetzt (Swennen et al. 2009b).

Die Ausführung zu diesen unterschiedlichen Prozeduren für die Bildfusion von CT-/ DVT- und Modell-Datensätzen soll dem besseren Verständnis des digitalen Planungsprozesses dienen. Die Nachteile in Bezug auf die digitale Datenerhebung – eine gering erhöhte Strahlendosis und lange Bearbeitungszeiten am Computer – werden von den Vorteilen bei der digitalen Planung und Simulation überwogen (Plooij et al. 2011).

1.4.4 Digitale Okklusionsplanung

Bei der Umsetzung eines kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlungskonzeptes kommt der Okklusionseinstellung im Rahmen der Operationsplanung eine besondere Bedeutung zu. Nachdem die Zähne im Verlauf der kieferorthopädischen Vorbehandlung in eine möglichst ideale Position relativ zur jeweiligen knöchernen Basis bewegt wurden, dient die Okklusion dem Chirurgen als Orientierung, um die Kiefer in eine möglichst optimale skelettale Position zu verlagern (Larson 2014). Die korrekte Okklusionseinstellung hat dabei zwei wichtige Funktionen: Zunächst sind die Anforderungen an die Planung der Zielokklusion insbesondere im Hinblick auf die postoperative Stabilität des Operationsergebnisses sehr hoch. Sie wird unter anderem über einen gesicherten Frontzahnüberbiss (Overjet und Overbite) und die Kontaktbeziehungen im Seitenzahnbereich gewährleistet. Des Weiteren müssen ästhetische Gesichtspunkte wie z.B. Lachlinien, die Symmetrie gegenüber Gesichtskonturen und die Übereinstimmung der Mittellinie Beachtung finden (Liu et al. 2016).

Ogleich die digitale Operationsplanung viele Vorteile mit sich bringt, stellt die digitale Einstellung der Zielokklusion nach wie vor eine große Herausforderung dar. Die

konventionelle händische Okklusionseinstellung erfolgt unter dem haptischen Eindruck der Verzahnung, der okklusalen Anatomie und von Schliiffacetten. Diese Funktion des menschlichen Tastsinns, welche die Feinadjustierung von Objekten ermöglicht, ist allerdings nur mit einem hohen technischem Aufwand ersetzbar (Metzger et al. 2008; Xia et al. 2010). Folglich wurden diverse Workflows beschrieben, welche die postoperative Zielokklusion manuell an Gipsmodellen einstellen und mittels verschiedener Scanprotokolle in das virtuelle Planungsmodell des Patienten einfügen (Lauren und McIntyre 2008; Hatamleh et al. 2016; Aboul-Hosn Centenero und Hernández-Alfaro 2012). Diese zusätzlichen Arbeitsschritte sind jedoch zeitaufwändig und fehleranfällig. Außerdem wird die gewünschte Visualisierung des Einflusses der Zielokklusion auf die umgebenden Strukturen erschwert (Ritto et al. 2018). Im Sinne eines vollständigen digitalen Workflows gilt es demzufolge, Konzepte zur Integration einer digitalen Okklusionsplanung zu entwickeln.

Grundlegend lassen sich zwei Formen der digitalen Okklusionsplanung voneinander unterscheiden: einerseits stehen Systeme zur Verfügung, in denen Ober- und Unterkiefermodell digital zueinander positioniert werden können. Die Kontrolle erfolgt visuell und mit Hilfe von Okklusogrammen, sowie teilweise mit Kollisions-Warn-Systemen (Schneider et al. 2018). Eine weitere Herangehensweise stellen Methoden dar, deren Okklusionsfindung auf Algorithmen beruhen.

Ein erstes Konzept für die virtuelle Definition der Okklusion wurde von Pongrácz und Bárdosi (2006) vorgestellt. Dabei werden die Okklusionsebenen durch Dreiecke repräsentiert, die aus der Verbindung des Interinzisalpunktes mit den zweiten Prämolaren beider Seiten entstehen. Die interokklusale Beziehung wird über die Registrierung des kleinsten Abstandes zwischen den okklusalen Dreiecken berechnet. Allerdings fehlt die Möglichkeit, Überlappungen antagonistischer Zähne anzuzeigen (Pongrácz und Bardosi 2006). Zudem ist es schwer, die Genauigkeit dieses Algorithmus zu bestimmen, da Kontaktbeziehungen zwischen den Zahnbögen nicht angezeigt werden (Nadjmi et al. 2010).

Ein weiteres System, das auf einer Kombination aus Algorithmus und freihändiger Bewegung der digitalen Modelle beruht, wurde durch Nadjmi et al. beschrieben. In dem Programm ist zusätzlich ein „rigid motion engine“ eingebaut, der Kollisionen zwischen Ober- und Unterkiefer berechnet. Für die geführte Okklusionsfindung können korrespondierende Punkte auf dem oberen und unteren Modell festgelegt werden. Es wird empfohlen, dieses Tool für eine gute Ausgangsposition der Modelle zueinander zu verwenden und anschließend eine händische Feinadjustierung vorzunehmen (Nadjmi et al. 2010).

Auch Chang et. al (2010) entwickelten eine Möglichkeit zur digitalen Berechnung der besten Okklusion in zwei Schritten. Zunächst werden Ober- und Unterkiefer initial aneinander ausgerichtet, um sie relativ anzunähern. Im Folgenden werden die Modelle über einen Algorithmus digital artikuliert. Als Kriterium dienen die Kontaktareale der Zähne bei maximaler Interkuspitation. Dabei beschreiben die Autoren das Hinzufügen von Kollisionsgrenzen als wichtigsten Schritt (Chang et al. 2010; Xia et al. 2010).

Ein anderes Modell wurde von Liu et al. 2016 publiziert. Es basiert auf der Markierung von 37 korrespondierenden Referenzpunkten, die manuell auf den Zähnen der digitalen Modelle identifiziert werden. Zusammengehörende Punkte werden über automatisch generierte Vektoren verbunden. Außerdem wird ein Freihand-Modul beschrieben, mit dessen Hilfe die Kiefer rotiert und verschoben werden können. Neben der farbcodierten Darstellung vertikaler Distanzen wird ein Algorithmus zum Erkennen von Kollisionen beschrieben (Liu et al. 2016). Die jüngste Publikation von Ho et al. (2019) enthält eine Schritt für Schritt-Anleitung zur virtuellen Okklusionsplanung anhand von auf Intraoralscans basierenden digitalen Modellen in Verknüpfung mit einer „surgery early“ – Herangehensweise. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass das Verfahren reproduzierbar und akkurat sei und in der Zukunft die konventionelle Modell-Operation ersetzen könne (Ho et al. 2019).

1.4.5 3D-gedruckte Splinte

Nach abgeschlossener Operationsplanung wird die postoperative Zielokklusion über den Operationssplint verschlüsselt. Im Rahmen eines vollständigen digitalen Arbeitsflusses wird auch angestrebt, diese Operationssplinte digital zu gestalten und anschließend mittels Rapid-Prototyping-Technologie zu drucken (Gateno et al. 2003b; Hatamleh et al. 2016; Hernandez-Alfaro und Guijarro-Martinez 2013; Shqaidef et al. 2014; Shaheen et al. 2017).

Zunächst wird das virtuelle Äquivalent des zu druckenden Splintes in Zusammenarbeit mit entsprechender CAD-Software (computer-aided design) entworfen (Hoang et al. 2016). Das fertig designte chirurgische Hilfsmittel kann anschließend in einen 3D-Datensatz überführt und in das dem Drucker zugehörige Programm importiert werden (Kim et al. 2016).

Der 3D-Druck ist ein additives Verfahren, bei dem einzelne Materialschichten übereinander gefügt werden bis sich die Form des entsprechenden Objektes ergibt. Es stehen verschiedene Systeme zur Verfügung, deren grundsätzlicher Aufbau ähnlich ist. Gängige Verfahren sind z.B. das „Selective Laser Sintern“ (SLS), die Stereolithografie (SLT), das „Digital Light

Processing“ (DLP), sowie das Fused Deposition Modeling (FDM) und das Multi-Jet Modeling⁴ (Groth et al. 2014; McGurk et al. 1997; Krey et al. 2015).

Als geeignete Materialien für den 3D-Druck stehen u.a. Epoxidharze, Thermoplaste und lighthärtende Kunststoffe zur Verfügung. Kommerzielle Firmen verwenden Variationen dieser Materialien, die sich in ihrer Farbe, Dichte, Flexibilität, Textur und Zugkraft unterscheiden (Hoang et al. 2016). Eine Grundvoraussetzung ist die Biokompatibilität und die medizinische Zulassung für die intraorale Anwendung (Shaheen et al. 2017). Aufgrund der vergleichsweise hohen Schmelztemperatur von Thermoplasten gelten diese als sterilisierbar (Hoang et al. 2016).

Die Druckzeit ist abhängig von der Anzahl der zu druckenden Schichten und damit nicht von der Anzahl der Objekte, sondern ihrer vertikalen Höhe (Groth et al. 2014). Die Genauigkeit des Splintes wird von der Genauigkeit der dreidimensionalen Bildgebung und des Druckprozesses bestimmt (Kim et al. 2016).

Der 3D-Druck von Operationssplinten wurde bereits vielfach in der Literatur geschildert. So produzierten u.a. Gateno et al. (2003) CAD/CAM-gedruckte Splinte und verglichen die Passung digitaler und konventioneller Splinte durch Messung des verbliebenen Luftraumes zwischen Splint und Zähnen. Dabei konnten sie eine hohe Übereinstimmung der Passgenauigkeit ($0,2 \pm 0,2 \text{ mm}^2$) erzielen (Gateno et al. 2003a; Gateno et al. 2003b).

Metzger et al. (2008) veröffentlichten ebenfalls eine detaillierte Beschreibung zur computer-gestützten Herstellung von Operationssplinten. Für die Splintherstellung stehen Templates verschiedener Größen zur Verfügung, Zahnimpressionen von Ober- und Unterkiefer werden durch das Programm berechnet. Die Validierung erfolgte über einen Vergleich der Planung mit einem postoperativen Kontroll-CT (Metzger et al. 2008).

Ein entscheidender Vorteil in der digitalen Gestaltung von Operationssplinten liegt in der Tatsache, dass gegebenenfalls notwendig werdende Änderungen schnell und einfach am Computer umgesetzt werden können, ohne dass es der Wiederholung kompletter Herstellungsprozesse bedarf. Dabei kann der Planungsprozess zwar sehr viel Zeit in Anspruch nehmen, jedoch verkürzt sich bei exakter Planung die Dauer des operativen Eingriffes (Hoang et al. 2016).

⁴ Eine genaue Beschreibung der einzelnen Verfahren und zugehörigen Materialien kann bei Krey et al. (2015) nachgelesen werden.

1.5 Der Peer-Assessment-Rating-Index

Aus den Darstellungen zu den Methoden und Arbeitsschritten der digitalen Dysgnathieoperationsplanung geht hervor, dass diese viele potenzielle Vorteile im Bereich der Diagnostik und Behandlungssimulation vereinen. Einzig für die digitale Einstellung der Zielokklusion existieren nach wie vor nur wenige standardisierte und validierte Lösungsansätze. Vor diesem Hintergrund ist das Ziel der vorliegenden Untersuchung ein Vergleich von digital und konventionell händisch eingestellten Zielokklusionen. Dabei liegt der Fokus auf der Beurteilung der Qualität der jeweiligen Okklusionseinstellungen unter Verwendung eines okklusalen Indexes, dem Peer-Assessment -Rating-Index (PAR-Index).

Der PAR-Index beurteilt die Okklusion anhand der vorliegenden Modellsituation. Er wurde 1987 von der British Orthodontic Standards Working Party, einer Gruppe aus zehn erfahrenen Kieferorthopäden, entwickelt. Innerhalb von sechs Treffen analysierten sie mehr als 200 Modelle verschiedener Zahnwechsel- und Behandlungsstadien bis Einigkeit darüber herrschte, welche Merkmale für die Beurteilung einer harmonischen Okklusion untersucht werden sollten. Das Ziel war es, einen einheitlichen Maßstab für die Evaluierung der Behandlungsergebnisse zu schaffen, um so die Qualität der Therapie positiv zu beeinflussen (Richmond et al. 1992a).

Der PAR-Score setzt sich aus 11 Komponenten zusammen: beide Kiefer werden jeweils in ein vorderes, rechtes und linkes Segment unterteilt. Die restlichen fünf Komponenten ergeben sich aus der Messung des Overjets und Overbites, der Beurteilung der Mittellinie und der Okklusion auf der rechten und linken Seite. Erfasst werden Eng- und Lückenstände, sowie impaktierte Zähne. Normale Okklusion und Ausformung wird von Richmond et al. wie folgt definiert: die anatomischen Kontaktpunkte sollen sich in einer Ebene befinden mit einer guten interokklusalen Verschlüsselung zwischen oberen und unteren Seitenzähnen. Overbite und Overjet dürfen nicht zu stark ausgeprägt sein (Richmond et al. 1992a).

Das Konzept des PAR-Index sieht vor, Punkte für Abweichungen vom Ideal zu vergeben. Dabei spiegelt ein Score von null Punkten eine gute Ausformung der Zahnbögen wider. Je höher der Punktwert ist, umso größer ist die bestehende Abweichung vom Ideal. Somit erlaubt der PAR-Index eine kategorische Quantifizierung von Malokklusionen (Templeton et al. 2006). Zu diesem Zweck kann der PAR-Index zu jedem Behandlungszeitpunkt angewendet werden, wobei die Differenz zwischen Ausgangs- und Endscore das Ausmaß der Verbesserung repräsentiert (Mayers et al. 2005).

Richmond et al. führten außerdem eine Studie zur Validierung des Indexes durch. Dafür beurteilten 74 britische Kieferorthopäden 272 Gipsmodelle in ihrer Abweichung vom Ideal. Mit Hilfe dieser Untersuchung wurde eine statistische Wichtung der Komponenten vorgenommen. Dabei erhielten Overjet, Overbite und Mittellinienabweichungen einen hohen Wichtungsfaktor (6, 2, 4). Unter diesem Aspekt konnte dem PAR-Score eine sehr gute intra- und inter-Untersucher-Reliabilität bescheinigt werden (Intraclass Correlation Coefficient, $R > 0,93$) (Richmond et al. 1992a).

Untersuchungen zur Reliabilität und Validität des PAR-Scores bei der Analyse von digitalen Modellen zeigten keine statistisch signifikanten Abweichungen gegenüber Gipsmodellen (Mayers et al. 2005; Stevens et al. 2006).

Die Anwendung des PAR-Indexes ist weit verbreitet und gut reproduzierbar (Jeremiah et al. 2012). Er eignet er sich für retrospektive Untersuchungen, da er auf der Analyse von Gipsmodellen basiert und keine klinischen Befunde erhoben werden müssen (Templeton et al. 2006). Nachteilig ist hingegen, dass Funktion und Gesichtsästhetik des Patienten nicht berücksichtigt werden (Jeremiah et al. 2012). Ebenso finden Veränderungen des Profils und kephalometrische Parameter, die die skelettalen Komponenten der Abweichung repräsentieren, keine Beachtung in der quantitativen Evaluierung (DeGuzman et al. 1995). Templeton et al. (2006) führten außerdem an, dass der PAR-Index nicht sensibel gegenüber Restlücken nach Extraktion und Rotationen sei (Templeton et al. 2006).

Wenngleich es viele Studien zur Validierung des PAR-Indexes im Rahmen rein kieferorthopädischer Therapien gibt, ist die Zahl der Untersuchungen zur Veränderung des PAR-Scores im Zusammenhang mit Dysgnathiebehandlungen relativ gering (Almutairi et al. 2017). Nurminen et al. bewerten den PAR-Index als ein nützliches Instrument für die Evaluierung kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischer Behandlungen, da die gewichteten Komponenten (Overjet, Overbite, Mittellinienabweichungen) entscheidende Faktoren vieler Dysgnathiekasuistiken sind (Nurminen et al. 1999). Dies wurde durch Templeton et al. 2006 bestätigt, die zu dem Schluss kamen, dass der PAR-Index ein geeigneter okklusaler Index sei, um das Ergebnis und die Verbesserung durch eine kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgische Behandlung einzuschätzen (Templeton et al. 2006).

2 Aufgabenstellung

Moderne digitale Planungstechniken haben sich aufgrund ihrer Vorteile in der Darstellung der verschiedenen Strukturen des Kiefer- und Gesichtsbereiches in einem Befund und der Möglichkeit der digitalen Simulation von Verlagerungsosteotomien bereits etabliert. Allerdings stellt die digitale Einstellung der Zielokklusion nach wie vor eine Herausforderung dar. Dabei ist die zentrale Problematik die – im Gegensatz zur händischen Zuordnung von Gipsmodellen – fehlende taktile Rückkopplung bei der Zielokklusionseinstellung. Hinzu kommt, dass durch die Wiedergabe der dreidimensionalen digitalen Modellbefunde auf einem zweidimensionalen Bildschirm die Wahrnehmung der Tiefenrelation erschwert ist. Außerdem muss berücksichtigt werden, dass die zunehmende Digitalisierung von Arbeitsschritten die Herstellung von Gipsmodellen zukünftig überflüssig machen wird.

Die wenigen Publikationen, die den Prozess der digitalen Simulation einer postoperativen Zielokklusion beschreiben, sind durch ihre geringe Fallzahl und die Auswahl von orthognathen Studienteilnehmern limitiert (Pongrácz und Bardosi 2006; Chang et al. 2010; Nadjmi et al. 2010; Liu et al. 2016). Es muss aber beachtet werden, dass die okklusale Beziehung bei Dysgnathiepatienten im Zusammenhang mit der kieferorthopädischen Dekompensation häufig unsicher und instabil ist. Zudem fokussierten die genannten Studien bei dem Vergleich von konventioneller und virtueller Zieleinstellung vornehmlich auf Distanzabweichungen zwischen beiden Planungen und ließen klinische Parameter unberücksichtigt.

Aus dem Bestreben, einen vollständigen digitalen Workflow umsetzen zu können und aus den skizzierten Lücken in der Literatur leitete sich das Forschungsdesign der vorliegenden Arbeit ab. Das in die Software Onyx Ceph³™ (Fa. Image Instruments GmbH, Chemnitz, Sachsen, Germany) integrierte Modul zur digitalen Okklusionsplanung sollte durch einen Vergleich mit der herkömmlich eingestellten Zielokklusion validiert werden. Die Studienpopulation setzte sich aus tatsächlichen Dysgnathiepatientenfällen mit unterschiedlichen präoperativen Diagnosen und OP-Verfahren zusammen. Zur Überwindung der zweiten Limitation, dem Mangel an klinischer Perspektive, erfolgte die Beurteilung der Qualität sowohl der händischen, als auch der digitalen Planungen unter Verwendung eines okklusalen Indexes, dem Peer-Assessment-Rating-Index.

Um die Eignung des PAR-Indexes zu überprüfen, wurde in einer Vorbetrachtung dessen Reliabilität an digitalisierten Gipsmodellen evaluiert. Weiterhin erfolgte eine Untersuchung der Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion.

Zur Untersuchung von Reliabilität und Reproduzierbarkeit wurden folgende Hypothesen formuliert:

1. Die Messung des PAR-Indexes an digitalisierten Gipsmodellen liefert intraindividuell reproduzierbare Werte.
2. Bei der Wiederholung der Einstellung der händischen Zielokklusion innerhalb eines und zwischen Behandlern resultieren reproduzierbare PAR-Score-Werte.

Die zentrale Fragestellung der Arbeit lautete:

Liefert die digitale Einstellung der Zielokklusion mit der konventionellen Okklusionsplanung vergleichbare Ergebnisse?

Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurde die folgende Hypothese aufgestellt:

3. Es ergeben sich keine Unterschiede beim Vergleich der PAR-Werte von händischer und digitaler Zielokklusion.

3 Materialien und Methoden

3.1 Studiendesign

Das dargestellte Studiendesign wurde von der Ethikkommission der Universität Leipzig genehmigt (Zeichen: 278/19-ek). Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine retrospektive Studie, bei der die konventionell am Gipsmodell händisch eingestellte Zielokklusion mit digital geplanten Zielpositionen verglichen werden sollte. Die Fälle (Dysgnathiepatienten) stammen aus dem Patientengut des Universitätsklinikums Leipzig und werden aus forensischen Gründen im Archiv aufbewahrt. Die verwendeten Gipsmodelle fielen während der in der eigenen Abteilung stattgefundenen Versorgung an bzw. waren in die Patientenbehandlung integriert und wurden ursprünglich zum Zweck der Operationsplanung erstellt. Ausgangspunkt für die Untersuchung war der Modellbefund zum Zeitpunkt der präoperativen Diagnostik, der nach abgeschlossener kieferorthopädischer Vorbehandlung erstellt wurde.

Für die virtuelle Operationsplanung stehen in der Software Onyx Ceph^{3TM} folgende verschiedene Optionen zur Verfügung: Zum einen können zu verlagernde Segmente virtuell an die gewünschte Position verschoben werden, zum zweiten ist ein Tool zur halbautomatischen Berechnung der digitalen Zielokklusion integriert. Letztere kann anhand der präoperativen Ausgangssituation oder nach initialer Annäherung der Kiefer zueinander berechnet werden. Die drei genannten Varianten wurden für jeden Patientenfall angewendet. Da das Programm die Möglichkeit bietet, für die Okklusionsplanung ein dreidimensionales Schädelmodell aus synthetischen Objekten zu erzeugen, waren für die Untersuchung keine dreidimensionalen Röntgenbilder im Sinne von CT- oder DVT-Aufnahmen notwendig. Dementsprechend wurden skelettale Befunde der Patienten zunächst nicht berücksichtigt und der Fokus lag lediglich auf der Darstellung der interokklusalen Beziehung zwischen Ober- und Unterkiefer.

Als Maßstab zur Beurteilung der Qualität und für den Vergleich der einzelnen Zieleinstellungen diente der PAR-Index.

3.1.1 Vorstudie zur Überprüfung der Machbarkeit des Studiendesigns

Die Umsetzbarkeit des Studiendesigns wurde im Vorfeld der Untersuchung im Rahmen einer Machbarkeitsstudie an neun Patientenfällen überprüft. Bei Auswahl der Vorstudienmodelle

galten folgende Kriterien: Die Zahnbögen sollten gut ausgeformt sein und sich einander subjektiv gut zuordnen lassen. Außerdem sollten die Diagnosen Angle-Klasse I - III, sowie alle angewendeten OP-Verfahren repräsentiert werden. Für alle ausgewählten Patientenfälle erfolgte sowohl eine konventionelle händische, als auch eine digitale Okklusionsplanung, welche anschließend mit Hilfe des PAR-Scores bewertet wurden. Die Machbarkeitsstudie diente außerdem der Berechnung der benötigten Fallzahl mittels G*Power. Dafür wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Differenzen der PAR-Scores von händischer und halbautomatisch-digitaler Zieleinstellung ermittelt. Bei einem vorgegebenem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ und einer Power von 0,8 sollten 50 Probanden in die Untersuchung einbezogen werden. Unter Einbeziehung der Erkenntnisse der Voruntersuchung konnte das Studiendesign bestätigt werden.

3.1.2 Studienpopulation

Die im Rahmen der Vorstudie ermittelte Fallzahl wurde auf das Patientengut des Universitätsklinikums Leipzig angewendet. In den Jahren von 2012 bis 2018 wurde für 162 Patienten mit skelettalen Kieferfehlstellungen eine Dysgnathieoperation geplant und umgesetzt. Aus diesem Patientengut wurden für die vorliegende retrospektive Untersuchung 50 Fälle zufällig ausgewählt. Das Patientenkollektiv setzte sich aus 23 Männern (46 %) und 27 Frauen (54 %) zusammen. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation betrug 32,7 Jahre (Männer: 32,6 Jahre; Frauen: 32,9 Jahre).

Auf Grundlage von Modell- und FRS-Befunden konnte den Studienteilnehmern die in Tabelle 1 und in Abbildung 1 dargestellten Diagnosen zugeordnet werden. Eingeschlossen wurden Probanden, bei denen präoperativ eine dentale und/ oder skelettale Klasse I – III vorlag. Zudem wurden vier Patienten mit einer Laterognathie bzw. hemimandibulären Hyperplasie und ein Patient mit einer Kiefergelenkdysplasie inkludiert. Bei sieben Patienten des Studienkollektivs erfolgte initial eine chirurgisch-unterstützte Gaumennahterweiterung (GNE). Eine Patientin erhielt im Rahmen der Vorbehandlung eine Unterkieferkortikotomie kombiniert mit einer dental verankerten Apparatur zur transversalen Erweiterung des unteren Zahnbogens. Die kieferorthopädische Vorbehandlung wurde in 17 Fällen durch hauseigene Behandler und bei 33 Patienten durch niedergelassene Kieferorthopäden durchgeführt (Tabelle 1). Als Therapiemittel wurde in einem Fall Invisalign® verwendet, zwei Patienten wurden mit einer Lingualapparatur im Oberkiefer kombiniert mit einer vestibulären

feststehenden Apparatur im Unterkiefer und alle anderen mit Multibracketapparaturen behandelt.

Weiterhin wurde eine Unterteilung nach der Art des operativen Eingriffes vorgenommen. Bei dreizehn Patienten wurde eine bimaxilläre Umstellungsosteotomie durchgeführt, zehn Studienteilnehmer erhielten eine Vorverlagerung des Oberkiefers in der LeFort I-Ebene und in 27 Fällen war eine monomaxilläre Operation des Unterkiefers zu verzeichnen. Damit bildet die Studienpopulation in den wesentlichen Kriterien der Diagnosen und Behandlungstechniken eine hohe Varianz ab.

Tabelle 1: Übersicht über die Charakteristika der Studienpopulation.

Variable		Anteil der Studienpopulation (in %)
<i>Patientenfälle gesamt</i>		50
Geschlecht	Frauen	54
	Männer	46
Bisslage (dental)*	Klasse I	2
	Klasse II	68
	Klasse III	30
	Laterognathie	8
Bisslage (skelettal)**	Klasse I	4
	Klasse II	62
	Klasse III	34
	offene Kieferrelation	14
Vorbehandlung	Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Leipzig	34
	extern	66
	Extraktionen/ fehlende Zähne	38
Chirurgischer Eingriff	GNE	16
	maxilläre Verlagerungsosteotomie	20
	mandibuläre Verlagerungsosteotomie	54
	bimaxilläre Verlagerungsosteotomie	26

* Die Einteilung erfolgte nach den von E. H. Angle aufgestellten Kriterien (Angle 1899).

** Die Beurteilung berücksichtigt die intermaxilläre sagittale Lagebeziehung in Bezug zur Okklusionsebene im FRS (WitsWert) (Jacobson 1975).

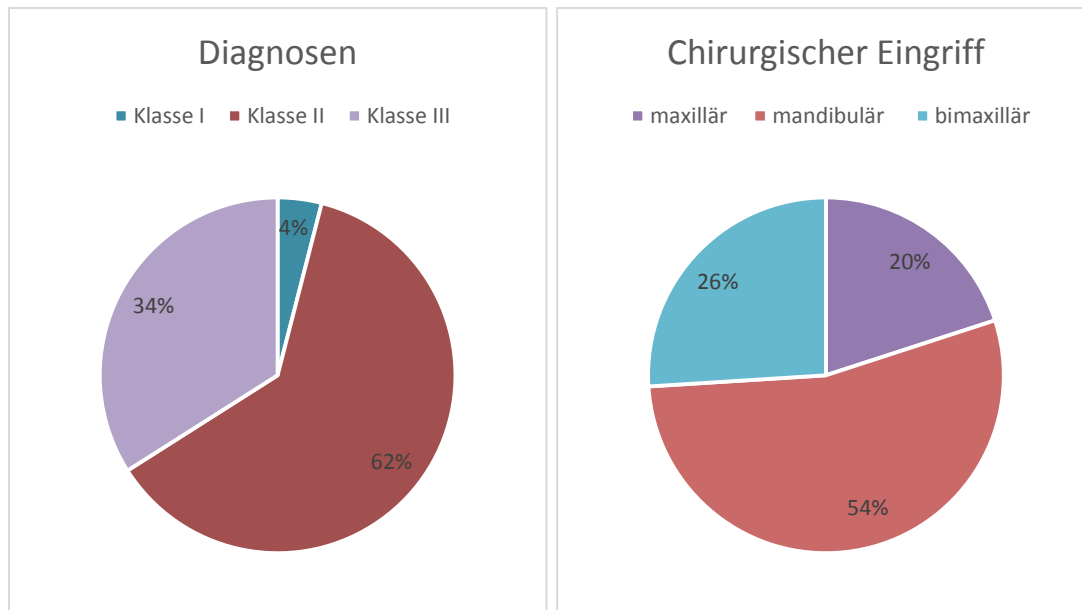


Abbildung 1: Übersicht über die Verteilung der Diagnosen und operativen Eingriffe.

Ausschlusskriterien waren das Vorhandensein von (voroperierten) Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten, sowie Dysgnathieoperationen infolge eines Traumas und zur Korrektur einer obstruktiven Schlafapnoe. Probanden, bei denen eine Syndromerkrankung vorlag (z.B. Dysostosis craniofacialis Crouzon, Apert-Syndrom) wurden nicht berücksichtigt. Außerdem wurden Patientenfälle ausgeschlossen, bei denen zusätzlich zu der Verlagerungsosteotomie Segmentierungen und/ oder Distractionen der Kiefer durchgeführt wurden. Es wurden keine beschädigten Gipsmodelle (z.B. durch abgebrochene Zähne) verwendet, da in diesen Fällen die Darstellung der interokklusalen Kontaktbeziehungen nicht gewährleistet war.

Die erstellten digitalen Modell-Datensätze werden in der Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} auf Computern der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Leipzig verwahrt und sind ausschließlich autorisierten Mitarbeitern der Einrichtungen zugänglich. Um eine sichere Pseudonymisierung zu gewährleisten, wurden keine Patientennamen transkribiert, sondern durch einen Zahlencode (1 – 50) ersetzt. Diese wurden fortlaufend vergeben und verschlüsselten keine Zusätze, die aus personenbezogenen Merkmalen oder Teilen davon gewonnen werden können. Pseudonymisierte Daten wurden nicht an Dritte weitergegeben. Weiterhin erfolgt die Verarbeitung derart, dass Dritte keine Rückschlüsse auf die Identität der Probanden ziehen können.

3.1.3 Vergleichsbefunde

Als gemeinsamer Referenzbefund für alle Zielokklusionen wurde zunächst die präoperative Ausgangssituation t_1 digitalisiert. Im Anschluss sollte die konventionell am Gipsmodell händisch eingestellte Zielokklusion Z_h mit den digital geplanten Zielpositionen verglichen werden. Für die virtuelle Operationsplanung stehen in der Software Onyx Ceph^{3TM} die in Tabelle 2 aufgeführten drei verschiedenen Optionen Z_d , Z_{da} und Z_{di} zur Verfügung, die im weiteren Verlauf näher definiert werden.

Tabelle 2: Übersicht über die Vergleichsbefunde.

t_0	Anfangsbefund
t_1	präoperative Ausgangssituation
t_2	Z_h haptisch eingestellte Zielokklusion
	Z_d digital eingestellte Zielokklusion
	Z_{da} digital halbautomatische Zielokklusion ("Okklusionen vorschlagen")
	Z_{di} digital halbautomatische Zielokklusion ("Initiale Okklusion verbessern")
t_3	Abschlussbefund

3.1.3.1 Referenzbefund t_1

Die Gipsmodelle des präoperativen Ausgangszustandes t_1 wurden mit einem Modellscanner eingescannt (Modellscanner S600 Arti, Fa. Zirkozahn: vollautomatischer Streifenlichtscanner, Scan Software ZZScan). Dieser Arbeitsschritt begann mit dem separaten Einscannen des Ober- und Unterkiefermodells. Anschließend wurden die Modelle unter Verwendung von Splitcast-Sockelplatten in den Artikulator (Fa. Amann Girschbach, AAA 85201 CN) gesetzt und über Dübel und Gelenke miteinander fixiert, um in einem zweiten Scandurchlauf ein fehlerfreies Scannen der Okklusion zu gewährleisten. Der als „3D-Objekt“ gespeicherte Befund t_1 wurde im Folgenden in die Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} importiert und patientenspezifisch ausgerichtet. Im Anschluss wurde eine Scan-Reparatur durchgeführt und der Datensatz durch ein Beschneiden des Sockels reduziert. Es folgte das sogenannte Segmentieren, ein Arbeitsschritt, bei dem die einzelnen Zahnkronen durch Markierung der Kronenränder definiert und voneinander separiert werden. Zusätzlich wurden synthetische Wurzeln für die einzelnen Zähne berechnet.

3.1.3.2 *Händische Zielokklusion Z_h*

Nachfolgend wurde die händisch eingestellte Zielokklusion Z_h digitalisiert. Dafür wurde in der dem Modellscanner zugehörigen Software ZZScan ein neues Projekt angelegt, in das die Scans von Ober- und Unterkiefermodell des Patienten importiert werden konnten. Damit standen für den Vergleich dieselben Modellscans zur Verfügung, sodass lediglich die Zielokklusion neu digitalisiert werden musste.

Für die händische Einstellung einer gewünschten postoperativen Zielposition wurden Ober- und Unterkiefermodell einander so zugeordnet, dass möglichst ideale Okklusions- und Bisslageverhältnisse vorlagen. Dies beinhaltete das Anstreben einer beidseitigen Klasse-I-Relation mit Neutralverzahnung im Molaren- und Eckzahnbereich. Der Interokklusalabstand sollte gering sein, sodass keine seitlich oder posterior offenen Bisse vorherrschten. Eine korrekte transversale Zuordnung sah die Vermeidung von Kreuzbissen und bukkalen Nonokklusionen vor. Des Weiteren wurde das Herstellen einer harmonischen und stabilen Frontzahnrelation im Sinne eines regelrechten Overjets und Overbites, sowie die Übereinstimmung der Zahnbogenmitten angestrebt.

Die händische Zuordnung von Ober- und Unterkiefer erfolgte in Hinblick auf die vorliegende Modellsituation. Dabei wurde bewusst auf eine Berücksichtigung skelettaler Diagnosen aus bildgebenden Befunden verzichtet, da dies in einer abweichenden und ggf. weniger gut abgestützten Einstellung der Zielokklusion resultieren könnte. Dies würde wiederum einen Vergleich unter Einbeziehung einer halbautomatischen Okklusionsfindung nicht zulassen. Aus dem gleichen Grund wurden auch Überkorrekturen im Sinne einer Rezidivprophylaxe, z.B. durch Vergrößerung des Overjets bei Klasse-III-Patienten, vermieden.

Die eingestellte Zielokklusion wurde wiederum mit Hilfe von Dübeln und feststellbaren Gelenken fixiert (Abbildung 2). Der Import und die Weiterverarbeitung des digitalisierten Modellbefundes Z_h erfolgten analog dem in Kapitel 3.1.3.1 beschriebenen Vorgehen. Um eine ausreichende Konzentrationsfähigkeit zu gewährleisten, wurden nie mehr als zehn Patientenfälle in Folge eingescannt und bearbeitet.

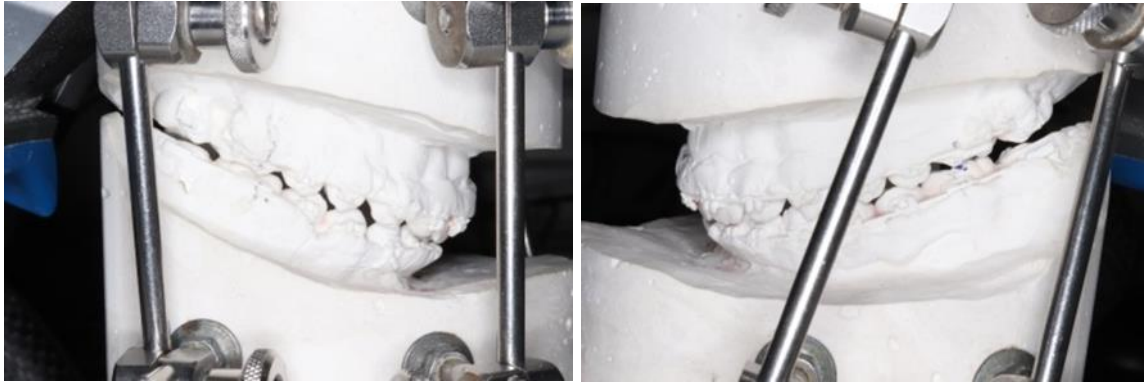


Abbildung 2: Haptisch eingestellte und fixierte Zielokklusion Z_h (eigene Fotografie).

3.1.3.3 Digitale Zielokklusion Z_d

Um Wiedererkennungseffekte zu vermeiden, lag zwischen dem Einscannen der konventionellen händischen Zielokklusion und der digitalen Planung in allen Fällen ein Zeitraum von mehr als einer Woche. Die präoperative Modellsituation t_1 stellte den Ausgangspunkt für die digitale Okklusionsplanung dar.

Die Operationsplanung erfolgte in dem Modul „Sim 3D“ von Onyx Ceph^{3TM}. Im Vorfeld der eigentlichen chirurgischen Planung wurden „Maxilla“, „Mandibula“ und „Weichteile“ als synthetische Objekte angelegt. Die Software ermöglicht es, analog dem klinischen Vorgehen während der Dysgnathieoperation, eine chirurgische Segmentierung im Sinne einer Osteotomie des entsprechenden synthetischen Kiefers durchzuführen (Abbildung 3). Im Ergebnis entstanden unabhängig voneinander mobilisierbare Objekte, wobei der zahntragende Kieferabschnitt für die Einstellung der neuen Zielposition ausgewählt wurde.

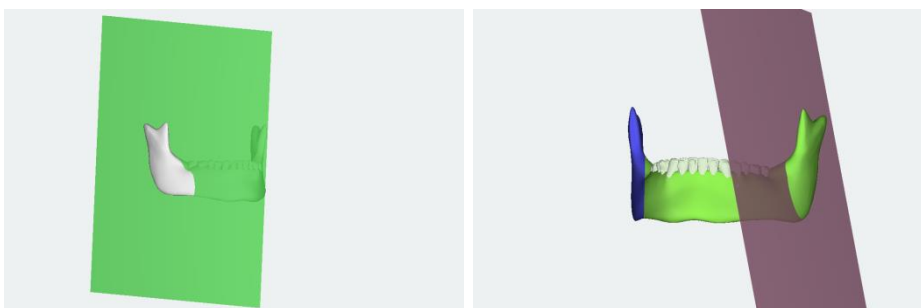


Abbildung 3: Chirurgische Segmentierung (Osteotomie) des synthetischen Objektes Mandibula (Screenshot aus der Software Onyx Ceph^{3TM}).

Für die Okklusionseinstellung Z_d wurde mit einer initialen Ausrichtung der Modelle unter Verwendung des Panels „Kiefer ausrichten“ begonnen, welches über vorher festgelegte Referenzpunkte gesteuert wird (Abbildung 4a). Diese befanden sich in der Mitte der

Inzisalkanten der oberen und unteren mittleren Frontzähne sowie auf den mesiopalatalen Höckern der oberen Sechsjahrmolaren und in der zentralen Fissur der Zähne 36 und 46. Die sich durch die beschriebene Anordnung der Referenzpunkte jeweils im Ober- und Unterkiefer ergebenden Dreiecke konnten in ihrer relativen Lage zueinander beeinflusst werden. In der zugehörigen Schaltfläche konnten das Ausmaß von Overjet und Overbite, die Übereinstimmung der Mitten und der interokklusale Abstand im Molarenbereich (jeweils in mm) abgelesen und verändert werden (Abbildung 4b). Zusätzlich ließ sich über die Rotation der Dreiecke zueinander (in Grad) die Schwenkung der Okklusionsebenen beurteilen.

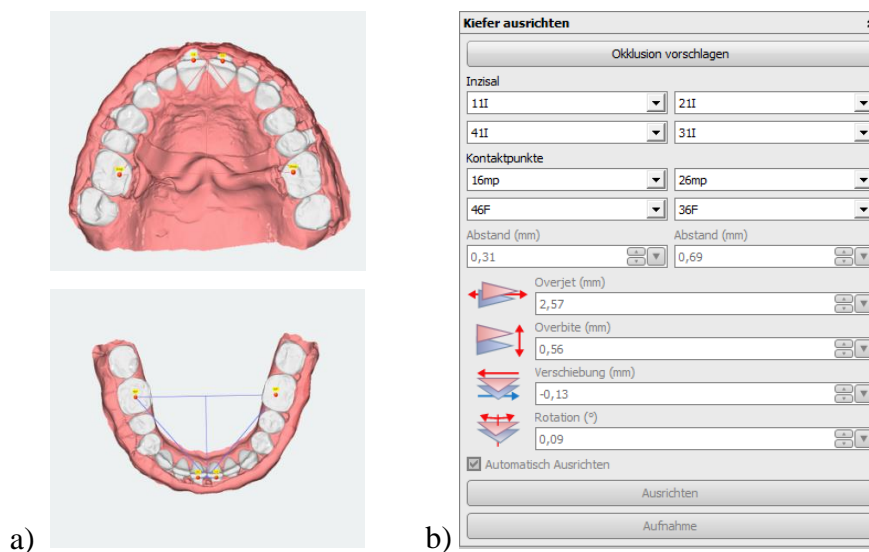


Abbildung 4: Panel "Kiefer ausrichten". a) Anordnung der Referenzpunkte im OK und UK. b) Schaltfläche des Panels. (Screenshot aus der Software Onyx Ceph^{3TM}).

Als Hilfsmittel für die visuelle Kontrolle der Okklusionsbeziehungen fungierte das sogenannte „Okklusogramm“ (Abbildung 5). Die Ausprägung der Kontaktbeziehungen wurde farbcodiert wiedergegeben, wobei grüne Bereiche harmonische Berührungen aufzeigten, gelbe stärkere Kontakte widerspiegeln und rote Bereiche Durchdringungen repräsentierten. Das Ausmaß der maximalen Durchdringung (in mm) wurde ebenfalls abgebildet.

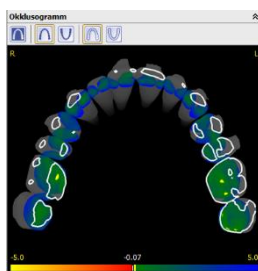


Abbildung 5: Okklusogramm (Screenshot aus der Software Onyx Ceph^{3TM}).

Die Feinadjustierung der Zielokklusion ließ sich über „manuelles“ Verschieben des chirurgischen Segmentes umsetzen. Als weitere Hilfsmittel standen die in Abbildung 6 dargestellten Steuerungselemente für geradlinige und kippende bzw. rotierende Bewegungen in die jeweils ausgewählte Richtung zur Verfügung. Analog zur händischen Einstellung der Zielokklusion folgte eine visuelle Kontrolle der sagittalen, vertikalen und transversalen Lagebeziehung der Kiefer zueinander.



Abbildung 6: Steuerungselemente für die Bewegung der chirurgischen Segmente (Screenshot aus der Software OnyxCeph^{3TM}).

Der Vollständigkeit halber soll an dieser Stelle die integrierte Vermessungsfunktion erläutert werden. Diese findet zwar in der vorliegenden Arbeit mit Fokussierung auf die interokklusale Kontaktbeziehung keine Anwendung, stellt aber ein nützliches Tool für die digitale OP-Planung dar. Um Verlagerungsstrecken nachvollziehen zu können, bot die Software die Option, Punkte auf dem Modell auszuwählen, für die der mm-Wert ihrer Verschiebung in allen drei Ebenen des Raumes ausgegeben wurde (Abbildung 7).

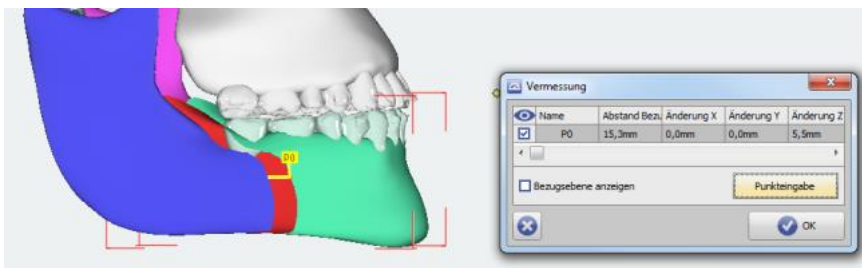


Abbildung 7: Bestimmung der Verlagerungsstrecken an ausgewählten Punkten (Screenshot aus der Software OnyxCeph^{3TM}).

3.1.3.4 Digital halbautomatische Zielokklusionen Z_{da} und Z_{di}

Eine neue Funktion des Programms Onyx Ceph^{3TM} ist die Möglichkeit einer halbautomatischen Okklusionsfindung. Dabei konnte zwischen zwei Optionen gewählt werden, für die sich der Startpunkt der Berechnung unterschied. Ausgangspunkt für die

Variante „Okklusionen vorschlagen“ (Z_{da}) war die durch den Behandler voreingestellte Zielokklusion Z_d . Die zweite Auswahlmöglichkeit - „Initiale Okklusion verbessern“ (Z_{di}) – verwendete die präoperative Ausgangssituation t_1 als Berechnungsgrundlage. Im Verlauf der Berechnung wurde eine Vielzahl neuer Zielokklusionen vorgeschlagen, welche nach der Anzahl und Größe der Kontaktflächen anhand eines programminternen aufsteigenden Scores gelistet wurden.

Die Bezeichnung „halbautomatische Okklusionseinstellung“ berücksichtigt, dass der höchste Score nicht zwangsläufig der besten Zielposition entsprach. Vielmehr konnte der Untersucher aus den verschiedenen Okklusionsvorschlägen auswählen und auf deren Grundlage eine neue Berechnung initiieren, um sich so Schritt für Schritt der endgültigen postoperativen Zielokklusion anzunähern (Abbildung 8). Als Hilfsmittel stand ebenfalls das Okklusogramm zur Verfügung. Für die final ausgewählte Einstellung konnten die Werte für Overjet, Overbite, Mittellinienverschiebung, Schwenk und interokklusalen Abstand im Molarenbereich wiederum im Panel „Kiefer ausrichten“ abgelesen werden. Im Rahmen dieser Untersuchung erfolgte keine Feinadjustierung der berechneten Okklusion, diese wäre jedoch prinzipiell möglich. Jede Zielokklusion wurde als eigener Befund für die spätere Evaluierung mittels PAR-Index gespeichert.

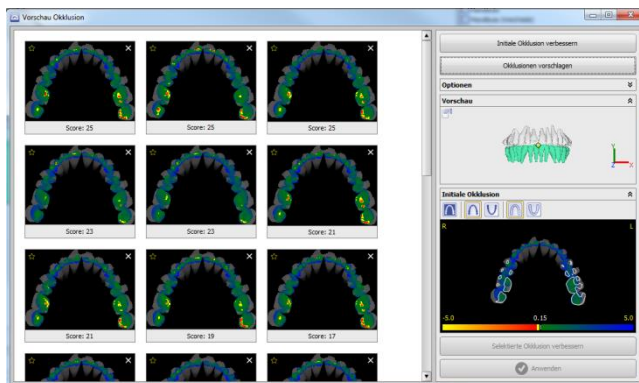


Abbildung 8: Softwarefenster für die halbautomatische Okklusionsfindung (Screenshot aus der Software Onyx Ceph^{3TM}).

3.1.4 Messung des PAR-Index

3.1.4.1 Kontaktpunktabweichungen

Kontaktpunktabweichungen wurden im anterioren Segment, also jeweils zwischen den mesialen anatomischen Kontaktpunkten der Eckzähne eines Kiefers, gemessen. Dafür wurden Diskrepanzen als kürzeste Distanz zwischen den Kontaktpunkten parallel zur

Okklusionsebene registriert. Erfasst wurden dabei Engstände, Lücken und impaktierte Zähne. Ein Zahn galt als impaktiert, wenn der Platz für diesen kleiner gleich 4 mm betrug. Je größer die Abweichung, desto höher war der zu vergebende Punktwert. Die Scores für die Diskrepanzen sind nach Richmond et al. in Tabelle 3 dargestellt (Richmond et al. 1992a). Die einzelnen Punkte für die Kontaktpunktabweichungen wurden summiert, sodass sich ein Gesamtscore für das jeweilige Segment ergab. Kontaktpunktabweichungen gingen mit einer einfachen Wichtung in den PAR-Index ein.

Tabelle 3: Punktwerte für Kontaktpunktabweichung.

Punktwert	Abweichung
0	0 mm bis 1,0 mm
1	1,1 mm bis 2,0 mm
2	2,1 mm bis 4,0 mm
3	4,1 mm bis 8,0 mm
4	> 8,0 mm
5	retinierter Zahn (Lücke \leq 4 mm)

Die digitale Messung erfolgte in der Software Onyx Ceph^{3TM}. Im Anschluss an den Arbeitsschritt der Segmentierung waren die mesialen und distalen Kontaktpunkte jedes Zahnes automatisch markiert. Jeder Punkt wurde überprüft und bei Bedarf korrigiert. Für eine exakte Beurteilung konnten benachbarte Zähne vorübergehend ausgeblendet werden (Abbildung 9). Die Okklusionsebene wurde bereits beim Import des Modelldatensatzes in das Programm festgelegt.

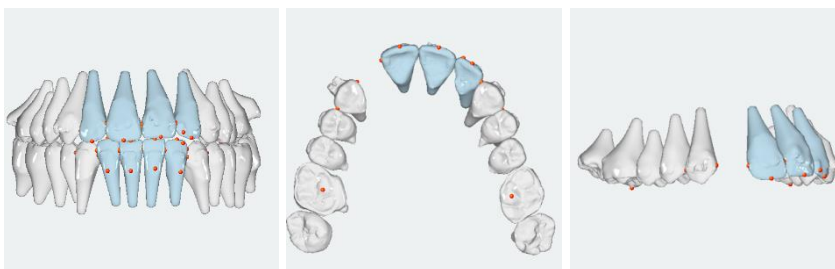


Abbildung 9: Messung der Kontaktpunktabweichungen in den anterioren Segmenten (Screenshot aus der Software Onyx Ceph^{3TM}).

Da es zwischen präoperativer Ausgangssituation und Einstellung der Zielokklusion zu keiner Veränderung im Bereich der Kontaktpunktabweichungen kam, wurden diese nur für die Ausgangssituation erhoben. Der entsprechende Punktwert wurde für alle postoperativen PAR-Scores übernommen.

3.1.4.2 Bukkale Okklusion

Die bukkale Okklusion wurde jeweils für die rechte und linke Seite vom Eckzahn bis zum letzten Molaren beurteilt. Berücksichtigt wurden sagittale, transversale und vertikale Abweichungen. Alle Punktwerte gingen einfach gewichtet in den PAR-Score ein. Tabelle 4 fasst die Beurteilungskriterien in allen drei Raumebenen zusammen.

Tabelle 4: Beurteilungskriterien für die bukkale Okklusion in der sagittalen, transversalen und vertikalen Ebene.

Punktwert	Abweichung
<i>sagittal (anterior-posterior)</i>	
0	gute Verzahnung Klasse I, II oder III
1	< ½ PB Abweichung*
2	½ PB Abweichung*
<i>transversal</i>	
0	kein Kreuzbiss
1	Kreuzbisstendenz (Kopfbiss)
2	einzelner Zahn im Kreuzbiss
3	mehr als ein Zahn im Kreuzbiss
4	mehr als ein Zahn in bukkaler Nonokklusion
<i>vertikal</i>	
0	kein offener Biss
1	seitlich offener Biss an mehr als zwei Zähnen > 2 mm
* PB = Prämolarenbreiten	

Die Einschätzung am digitalen Modell erfolgte rein visuell, wobei die Befunde durch Drehen aus jeder beliebigen Perspektive beurteilt werden konnten. In der Kategorie sagittaler Abweichungen wurden null Punkte bei einer stabilen Verzahnung in Klasse I, II oder auch III vergeben. Die Einstufung „½ PB Abweichung“ wurde bei Ein-Zahn-zu-Zahn Okklusionen vorgenommen. Als Hilfsmittel zur Beurteilung von transversalen Abweichungen im Sinne von Kreuzbissen oder bukkalen Nonokklusionen dienten Schnittebenen durch die Längsachse der Zähne (Abbildung 10). Für die Charakterisierung als seitlich offener Biss konnten ebenfalls Schnittebenen verwendet werden. Definitionsgemäß galt, dass ein Interokkluslabstand von mehr als 2 mm an mindestens zwei Zähnen vorliegen musste (Richmond et al. 1992a).

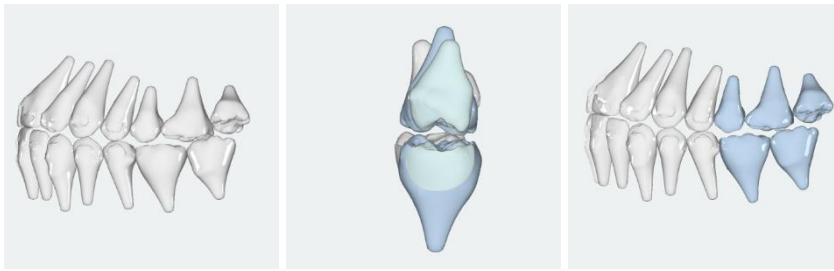


Abbildung 10: Visuelle Beurteilung der bukkalen Okklusionsverhältnisse in der sagittalen, transversalen und vertikalen Ebene (Screenshot aus der Software OnyxCeph^{3TM}).

3.1.4.3 Overjet

In der Komponente des Overjets wurden sowohl positive sagittale Frontzahnstufen als auch progene Verzahnungen berücksichtigt. Im Bereich von einschließlich des rechten bis zum linken seitlichen Schneidezahn wurde die größte sagittale Diskrepanz relativ zur Okklusionsebene beurteilt. Die entsprechenden Punktwerte für die einzelnen Abweichungen sind in Tabelle 5 beschrieben. Fälle, die sowohl durch eine progene Verzahnung als auch einen vergrößerten Overjet charakterisiert waren, erhielten Punkte für beide Anomalien. Für die Wichtigkeit des Overjets wurde der erhaltene Punktwert mit dem Faktor 6 multipliziert.

Tabelle 5: Beurteilung der sagittalen Frontzahnstufe.

Punktwert	Abweichung
<i>Overjet</i>	
0	0 – 3 mm
1	3,1 mm bis 5,0 mm
2	5,1 mm bis 7,0 mm
3	7,1 mm bis 9,0 mm
4	> 9,0 mm
<i>frontaler Kreuzbiss</i>	
0	kein frontaler Kreuzbiss
1	ein oder mehrere Zähne im Kopfbiss
2	einzelner Zahn im Kreuzbiss
3	zwei Zähne im Kreuzbiss
4	mehr als zwei Zähne kreuzverzahnt

Die Ermittlung des Overjets erfolgte über die Markierung eines posterioren und anterioren Punktes in einer Ebene im Bereich der größten Abweichung. Die Beurteilung frontaler Kopf-

oder Kreuzbisse konnte wiederum durch Zuhilfenahme von Schnittebenen erleichtert werden. (Abbildung 11).

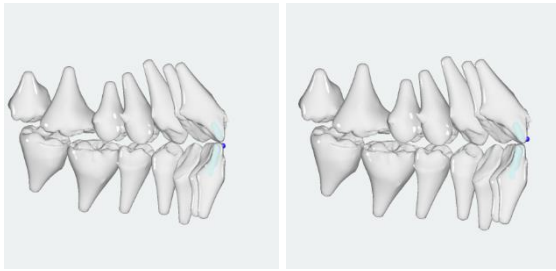


Abbildung 11: Digitale Evaluierung des Overjets (Screenshot aus der Software OnyxCeph^{3TM}).

3.1.4.4 Overbite

Der Overbite beschreibt den vertikalen Überbiss der Inzisiven und wurde definitionsgemäß in Relation zur Länge der unteren Frontzähne bewertet (Tabelle 6). Gemessen wurde an allen vier Frontzähnen. Negative vertikale Überbisse fielen in die Kategorie „offener Biss“. In den PAR-Score wurde jeweils die Messung der stärksten Abweichung aufgenommen. Diese ging in doppelter Wichtung ein.

Tabelle 6: Messung der vertikalen Frontzahnstufe.

Punktwert	Abweichung
<i>Tiefbiss</i>	
0	≤ 1/3 der Länge des unteren Inzisiven
1	> 1/3, aber ≤ 2/3 der Länge des unteren Inzisiven
2	> 2/3 der Länge des unteren Inzisiven
3	≥ vollständige Überlappung
<i>offener Biss</i>	
0	kein offener Biss
1	≤ 1,0 mm offener Biss
2	1,1 bis 2,0 mm offener Biss
3	2,1 bis 3,0 mm offener Biss
4	≥ 4,0 mm offener Biss

Die Kronenlänge konnte in der Software Onyx Ceph^{3TM} über Referenzpunkte auf der Inzisalkante und Schmelz-Zement-Grenze ermittelt werden. Anschließend berechnete das Programm automatisch das Ausmaß des vertikalen Überbisses. Die Werte für offene Bisse

ergaben sich aus einer positiven Schneidekantendifferenz über die Referenzpunkte auf den Inzisalkanten (Abbildung 12).

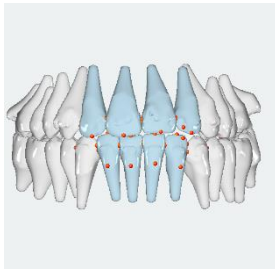


Abbildung 12: Messung des vertikalen Überbisses (Screenshot aus der Software OnyxCeph^{3TM}).

3.1.4.5 Mittellinienverschiebung

Abweichungen der Mittellinie wurden in Bezug zu den Breiten der unteren mittleren Inzisiven erhoben (Tabelle 7). Sie gingen in vierfacher Wichtung in den PAR-Score ein.

Tabelle 7: Erhebung der Mittellinienabweichung.

Punktwert	Abweichung
0	Übereinstimmung oder Abweichung bis $\frac{1}{4}$ der UK-Schneidezahnbreite
1	$\frac{1}{4}$ bis $\frac{1}{2}$ UK-Frontzahnbreite
2	$> \frac{1}{2}$ der UK-Frontzahnbreite

3.2 Statistische Methoden

Eine methodische und statistische Beratung erfolgte durch das Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie der Universität Leipzig. Zur statistischen Auswertung wurden die Daten mittels EXCEL 2011© (Microsoft Office Deutschland GmbH, München, Deutschland) und IBM SPSS Statistics 25 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) erfasst und sowohl tabellarisch als auch grafisch ausgewertet.

3.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen

Die Grundvoraussetzungen für die Anwendbarkeit des PAR-Indexes zur Beurteilung der „Qualität“ der einzelnen Zielokklusionen sind die Reliabilität und Validität bei der Analyse der digitalen Modellsituationen. Aus diesem Grund wurde zunächst die intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes bei der Nutzung der Diagnostik- und Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} evaluiert.

Dafür wurde der PAR-Index an den 50 digitalen Modellen der präoperativen Ausgangssituation t_1 erneut erfasst. Um Wiedererkennungseffekte zu vermeiden, lag zwischen initialer und wiederholter Messung in allen Fällen ein zeitlicher Abstand von mehr als drei Monaten. Die Reliabilität der Messung des PAR-Scores wurde unter Verwendung des Intraclass-Correlation-Coefficient (ICC) ermittelt. Er ist ein Maß für die Beobachtungsübereinstimmung und kann Werte zwischen -1 und 1 annehmen. Werte größer als 0,8 weisen auf eine gute Übereinstimmung hin (Shrout und Fleiss 1979). Die Nullhypothese, dass die Bestimmung des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen nicht reproduzierbar sei, wurde für einen $ICC \geq 0,93$ abgelehnt. Diesen Wert forderten Richmond et al. (1992) als unteres 95%-Konfidenzintervall (Richmond et al. 1992a).

3.2.2 Intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion

Auch dieser zweite Untersuchungsschritt wurde der Hauptfragestellung nach der Vergleichbarkeit von händischer und digitaler Zielokklusionsplanung vorangestellt. Dabei sollten die Ergebnisse einen Referenzrahmen für die Übereinstimmung des PAR-Indexes bei wiederholter konventionell-händischer Einstellung der Zielokklusion liefern.

Für die Einschätzung der intrapersonellen Reproduzierbarkeit der händischen Bestimmung der Zielokklusion Z_h wurde diese für alle 50 Patientenfälle erneut eingestellt und nach dem in Kapitel 3.1.3.2 dargestellten Prozedere eingescannt. Wiederum sollten Wiedererkennungseffekte vermieden werden, sodass stets mehrere Modelle hintereinander eingescannt wurden und ein zeitlicher Abstand von mindestens drei Wochen eingehalten wurde. Es folgte der Import der 3D-Objekte als Modellbefunde $Z_{h,2}$ in die Diagnostiksoftware. Anschließend wurde der gewichtete PAR-Index bestimmt.

In einem dritten Versuchsdurchlauf wurde die Einstellung der händischen Zielokklusion durch eine erfahrene Behandlerin an 19 zufällig aus dem Studienkollektiv ausgewählten Patientenfällen vorgenommen. Die Weiterverarbeitung und Evaluierung des PAR-Indexes der Modellbefunde Z_{h_B2} (Behandler 2) erfolgte durch die Promovendin selbst.

Im Rahmen einer deskriptiven Analyse wurden Mittelwerte, Standardabweichungen, Minimum und Maximum, sowie 25%, 50% und 75% Quantile der PAR-Scores der händischen Zielokklusionsplanungen Z_h , Z_{h_2} und Z_{h_B2} tabellarisch aufgeführt. Weiterhin wurde für alle Fälle die prozentuale Veränderung des PAR-Score in Relation zum präoperativen Ausgangswert dargestellt. Zur grafischen Veranschaulichung dienten Boxplot-Diagramme.

In einem weiteren Untersuchungsschritt sollten die PAR-Score-Differenzen bezogen auf die individuellen Patientenfälle veranschaulicht werden. Dafür wurden Bland-Altman-Diagramme verwendet (Bland und Altman 1986). Diese können zur Illustration der Übereinstimmung von zwei quantitativen Messungen eingesetzt werden und haben gegenüber korrelationsbasierten statistischen Tests den Vorteil, dass intraindividuelle Differenzen zweier Messungen veranschaulicht werden (Giavarina 2015).

Zunächst wurden die Differenzen der PAR-Scores jedes Probanden (Y-Achse) in Relation zu deren Mittelwerten (X-Achse) dargestellt. Die durchschnittliche Differenz beider Einstellungen wird als Bias bezeichnet und entspricht im Idealfall dem Wert 0. Für die Darstellung der Spannweite der Differenzen definierten Bland & Altman sogenannte 95 % Limits of Agreement, die aus dem Mittelwert der Differenzen $\pm 1,96 \times$ Standardabweichung s berechnet werden. Die Autoren merkten an, dass sich für die Differenzen der zu vergleichenden Messungen nicht immer, wie gewünscht, eine Normalverteilung ergebe. Obgleich dies keine große Auswirkung auf die Limits of Agreement habe, beschrieben sie einen nicht-parametrischen Lösungsansatz, dem eine Orientierung an dem 5% und 95% Perzentil P_5 und P_{95} zu Grunde liegt. Da die Differenzen in der vorliegenden Untersuchung keiner Normalverteilung folgten (Shapiro-Wilk-Test: $p < 0,001$), wurde die von Bland & Altman beschriebene nicht-parametrische Herangehensweise gewählt (Bland und Altman 1999).

Zusammenfassend erfolgte der Vergleich der jeweils zu überprüfenden Zieleinstellungen in den folgenden Arbeitsschritten:

- 1) Darstellung der Bland-Altman-Diagramme inklusive Bias und P_5 bzw. P_{10} als unteres und oberes Limit of Agreement

- 2) Test auf Vorliegen einer proportionsabhängigen Verteilung der Differenzen von der Größe des Mittelwertes mittels Regressionsanalyse
- 3) Verwendung des nicht-parametrischen Wilcoxon-Tests für verbundene Stichproben zur Überprüfung auf signifikante Unterschiede in der zentralen Verteilung beider Zieleinstellungen

Zur Beantwortung der Frage nach der Reproduzierbarkeit der PAR-Score-Werte bei wiederholter händischer Einstellung der Zielokklusion muss eine Einordnung der einzelnen Parameter unter klinischen Gesichtspunkten erfolgen. Bezogen auf die vorliegende Untersuchung sollten folgende Überlegungen berücksichtigt werden:

In einer weiterführenden Publikation beschrieben Richmond et al. (1992b) eine Kategorisierung des Behandlungserfolges in drei Gruppen: starke Verbesserung, Verbesserung, keine Veränderung bzw. Verschlechterung (Richmond et al. 1992b). Da bei der Evaluierung des PAR-Scores bereits ein Punkt ausschlaggebend für die Zuordnung in eine andere Kategorie sein kann, sollte der Bias der Differenzen weniger als 1 betragen.

Außerdem fordern Brown und Richmond (2005) Grenzwerte von ± 12 Punkten für die Limits of Agreement bzw. die Perzentile P_5 und P_{95} (Brown und Richmond 2005). Diese wurden als Orientierung für die vorliegende Untersuchung übernommen.

3.2.3 Vergleich der digitalen mit der händischen Zielokklusion

Für alle 50 Patientenfälle des Studienkollektivs erfolgte die digitale Einstellung der Zielokklusionen nach der in Kapitel 3.1.3 beschriebenen Herangehensweise. Die Planungen wurden jeweils als Befund Z_d , Z_{da} und Z_{di} gespeichert. Es folgte die Evaluierung des gewichteten PAR-Indexes. Die deskriptive Analyse und Erstellung von Bland-Altman-Diagrammen wurden analog zu dem im vorherigen Kapitel beschriebenen Prozedere umgesetzt.

Bezüglich des Vergleichs der digitalen und digitalen halbautomatischen Zielokklusionen Z_d bzw. Z_{da} und Z_{di} mit der händischen Planung der postoperativen Zielposition Z_h wurde die Hypothese untersucht, dass sich keine unterschiedlichen PAR-Scores ergeben.

Für die Bestätigung der Hypothese sollten zum einen die im vorhergehenden Kapitel aufgestellten Forderungen nach einem Bias von weniger als einem Punkt und Perzentil-Grenzwerten von ± 12 Punkten gelten.

Weiterhin diene die Analyse der Reproduzierbarkeit der händischen Zieleinstellung dazu, einen Referenzrahmen für die Untersuchung der Vergleichbarkeit von händischer und

digitaler Okklusionsplanung zu definieren. Dies bedeutet, dass die Werte des Bias und der Perzentile nicht größer sein sollten als die Referenzwerte der intraindividuellen Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusionseinstellung.

3.2.3.1 Betrachtung von Fällen mit großen PAR-Score-Differenzen zwischen händischer und digitaler Zielplanung

Es folgte eine Identifizierung und Untersuchung der Fälle, bei denen sich eine Differenz zwischen händischer und digitaler Zielokklusion von ± 6 Punkten ergab. Dieser Grenzwert orientiert sich an dem am stärksten gewichteten Parameter des PAR-Indexes, dem Overjet. Als mögliche Einflussfaktoren wurden die Diagnose (skelettale Klasse), der Standort der Vorbehandlung, Zustand nach Extraktion bzw. fehlende Zähne und die durchgeführte Verlagerungsosteotomie analysiert.

3.2.3.2 Vergleich des Overjets der Zieleinstellungen in Abhängigkeit von der skelettalen Klasse

Ein gesicherter Overjet hat eine große Bedeutung für die postoperative Stabilität der Zielokklusion. Zum Zweck einer Rezidivprophylaxe kann es sinnvoll sein, bei Patienten mit einer initial umgekehrten Frontzahnstufe (negativer Overjet, Klasse III) einen überkorrigiert großen Overjet anzustreben. Umgekehrt besteht bei dem Vorliegen einer Unterkieferrücklage (stark positiver Overjet, Klasse II) die Tendenz zur Einstellung einer verringerten sagittalen Frontzahnstufe bis hin zu einem frontalen Kopfbiss. In diesem Zusammenhang sollte der Frage nachgegangen werden, ob sich bei den jeweiligen Zielplanungen unterschiedliche Overjets in Abhängigkeit von der diagnostizierten skelettalen Klasse ergaben.

Zunächst wurden die Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima, sowie Quartils der gemessenen Overjets aller Zielplanungen tabellarisch und mittels Boxplot-Diagrammen erfasst. In einem zweiten Schritt wurden die Patientenfälle in Abhängigkeit von der diagnostizierten skelettalen Klasse unterteilt, sodass sich eine Gruppe mit 31 Klasse-II-Patienten und eine weitere Gruppe mit 17 Klasse-III-Patienten ergab.⁵ Für beide Diagnosen wurde der durchschnittlich eingestellte Overjet ermittelt.

⁵ Patienten mit einer skelettalen Klasse-I wurden aufgrund der geringen Fallzahl (n = 2) nicht berücksichtigt.

4 Ergebnisse

4.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen

Für die Untersuchung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit der Bestimmung des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen wurde die Hypothese aufgestellt, dass sich bei der wiederholten Messung durch denselben Untersucher reproduzierbare Werte ergeben. Eine Ablehnung der Nullhypothese erfolgte, wenn bei der Überprüfung mittels Intraclass-Correlation-Coefficient (ICC) Werte über dem von Richmond geforderten unteren Konfidenzintervall (CI) von 0,93 ermittelt wurden. Die in Tabelle 8 dargestellten Daten zeigen eine hohe Übereinstimmung für die Mittelwerte, Varianzen und Standardabweichung zwischen beiden Messungen des präoperativen PAR-Indexes. Es zeigte sich eine hohe Korrelation bei der Messwiederholung des PAR-Scores an digitalisierten Modellen (ICC = 0,990; unteres 95 % CI = 0,983, oberes 95 % CI = 0,995). Dementsprechend wurde die Nullhypothese abgelehnt.

Tabelle 8: Analyse der Ergebnisse der Messwiederholung des PAR-Indexes an den Modellsituationen der präoperativen Ausgangssituation.

	Messung 1	Messung 2	Differenz
Mittelwert	27,34	27,36	0,02
Varianz	82,88	82,60	0,28
Standardabweichung	9,10	9,09	0,01
Standardfehler	1,29	1,29	0
Intraclass Correlation Coefficient (ICC)	0,990	(0,983 – 0,995)	

4.2 Intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion Z_h

Für alle 50 untersuchten Fälle lag der PAR-Index zum Zeitpunkt der präoperativen Planung bei einem Mittelwert \bar{x} von 27,34 Punkten mit einer Standardabweichung s von 9,01 (Tabelle 9). Die Mittelwerte der PAR-Indices der händischen Zielokklusionseinstellung beider Durchgänge betrugen 5,86 und 6,62 und unterschieden sich damit um 0,76 Punkte (Abbildung 13, links). Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass sowohl für Z_h als auch Z_{h_2} ein PAR-Score

von 0 Punkten, also eine Verbesserung um 100% erzielt werden konnte. Der Minimalwert von -29% im zweiten Durchlauf Z_{h_2} weist auf eine Verschlechterung des PAR-Indexes in einem Fall hin. Dieser Wert ist im Boxplot-Diagramm als Ausreißer nach unten dargestellt (Abbildung 13, rechts). Dies wirkte sich negativ auf den Mittelwert der prozentualen Verbesserung in der zweiten Versuchsreihe aus.

Tabelle 9: Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusionseinstellung ausgedrückt durch den PAR-Index.

	N	\bar{x}	s	Min	Max	25%	50%	75%
prä-PAR-Index	50	27,34	9,10	7	43	18,5	28	36
PAR-Index Z_h	50	5,86	4,80	0	23	3,0	4,0	9,0
PAR-Index Z_{h_2}	50	6,62	4,72	0	20	3,0	6,0	9,0
PAR-Veränderung (%) Z_h	50	77,06	17,38	17,6	100	67,9	79,3	90,5
PAR-Veränderung (%) Z_{h_2}	50	72,35	24,22	-29	100	64,4	78,6	87,9

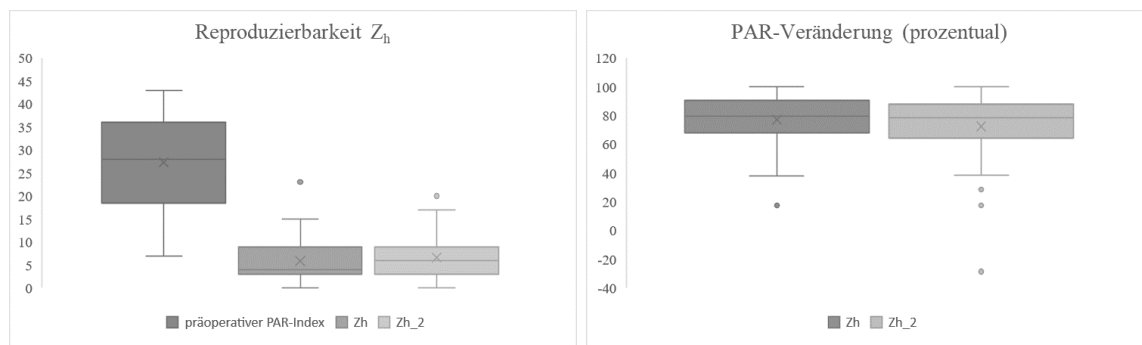
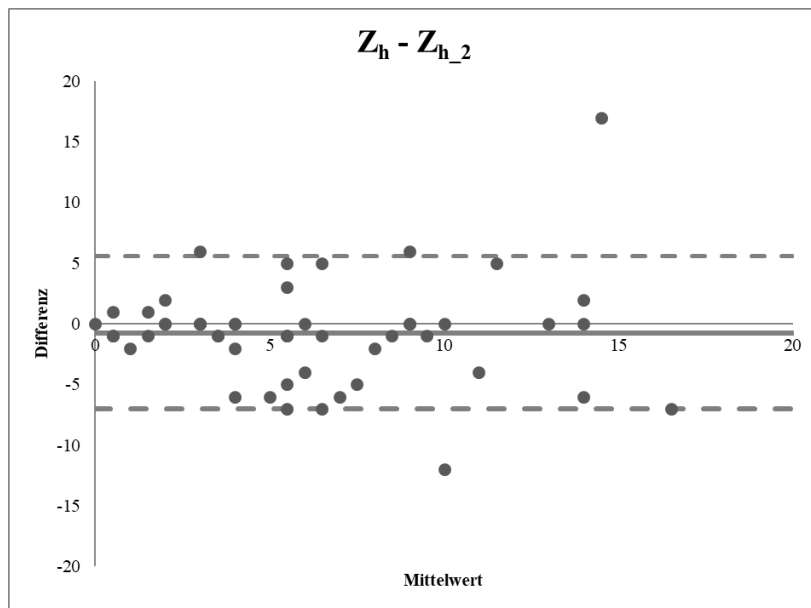


Abbildung 13: Links: Vergleich des prä-PAR-Index und der Reproduzierbarkeit von Z_h . Rechts: Gegenüberstellung der prozentualen PAR-Veränderung von Z_h und Z_{h_2} .

Die PAR-Score-Differenzen zwischen den beiden Durchläufen wurden mit Hilfe von Bland-Altman-Diagrammen für die individuellen Patientenfälle abgebildet (Abbildung 14). In der zugehörigen Tabelle wurden die Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Werte beider händischer Zielokklusionen zusammengefasst.

Daraus geht hervor, dass der Bias mit -0,76 um weniger als 1 Punkt von Null verschieden war. Weiterhin nahmen die Perzentile P_5 und P_{95} mit -7 bis +5,55 Punkten Werte in dem von Brown und Richmond (2005) geforderten Grenzbereich von ± 12 Punkten an. Der Wilcoxon-Test ($p = 0,082$) zeigte keine signifikanten Unterschiede in der zentralen Verteilung auf. Es bestand keine Anhängigkeit der Differenzen von der Größe der Mittelwerte. Diese Ergebnisse bestätigten die Annahme, dass sich bei wiederholter händischer Einstellung der Zielokklusion reproduzierbare PAR-Werte ergeben.



Bias	-0,76 (-2,021 – 0,501)
P ₅	-7,0
P ₉₅	+5,55
Regression	keine proportionale Abhängigkeit (p = 0,880)
Wilcoxon-Test	kein signifikanter Unterschied (z = -1,738, p = 0,082)

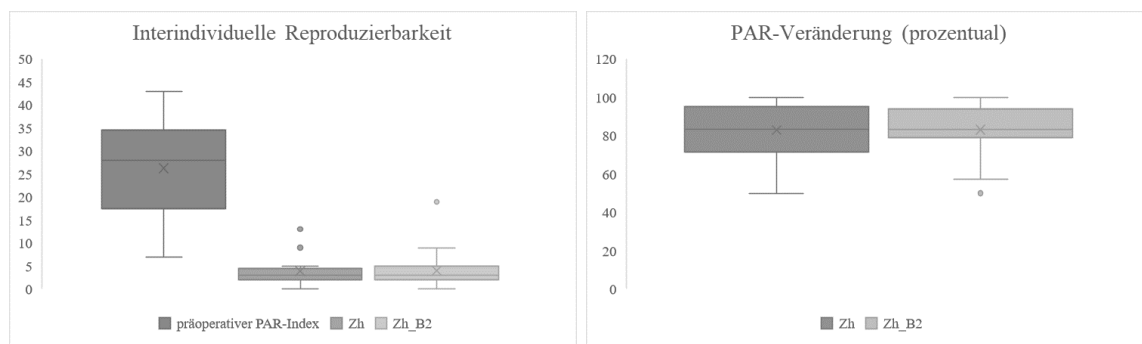
Abbildung 14: Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung der intrapersonellen Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusion und Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Scores bei der wiederholten Einstellung der händischen Zielokklusion durch denselben Untersucher.

Im Folgenden wurden die Ergebnisse der Untersuchung der interindividuellen Reproduzierbarkeit der händischen Okklusionsplanung analysiert.

Tabelle 10 und Abbildung 15 zeigen die Auswertung der Zielokklusion Z_h im Vergleich zu Z_{h_B2} , der Zielokklusionseinstellung durch einen weiteren Behandler in 19 Fällen. Der Ausgangs-PAR-Score lag mit 26,26 leicht unter dem Durchschnitt aller 50 Patienten der Studienpopulation (27,34; siehe auch Tabelle 9). Auch die Mittelwerte der PAR-Indices der Zieleinstellungen waren mit 3,95 bzw. 4,00 Punkten niedriger und wiesen nur eine geringe Abweichung zueinander auf. Es konnte jeweils in mindestens einem Fall eine Verbesserung um 100 % erreicht werden. Die Spannweite der prozentualen Veränderung war bei den Einstellungen durch Behandler_2 sowohl nach oben als auch nach unten verringert, was auf eine geringere Streuung um den Mittelwert hindeutete.

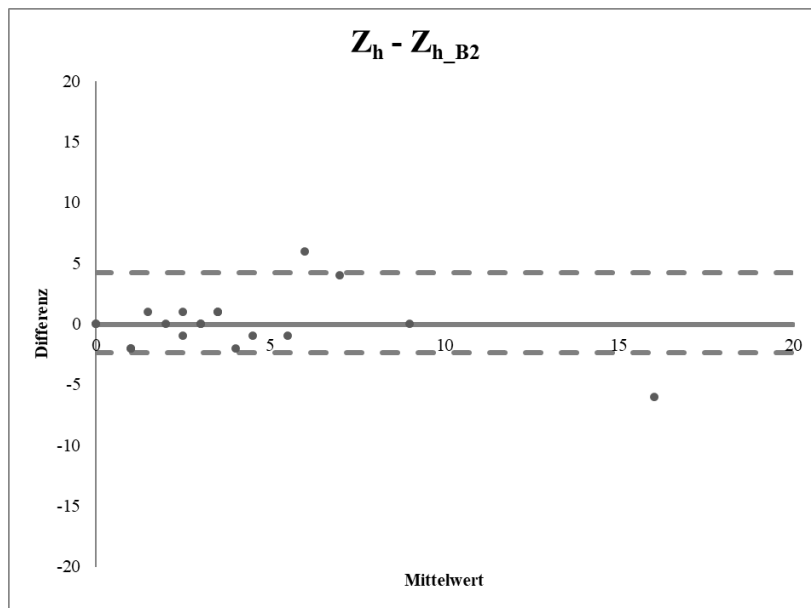
Tabelle 10: Interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion.

	N	\bar{x}	s	Min	Max	25%	50%	75%
prä-PAR-Index	19	26,26	10,43	7	43	17,50	28,00	34,50
PAR-Index Z_h	19	3,95	3,63	0	13	2,0	3,0	4,5
PAR-Index Z_{h_B2}	19	4,00	4,22	0	19	2,0	3,0	5,0
PAR-Veränderung (%) Z_h	19	82,89	14,44	50	100	71,4	83,3	95,2
PAR-Veränderung (%) Z_{h_B2}	19	82,93	14,08	50	100	79,0	83,0	93,9

Abbildung 15: Links: Vergleich des PAR-Index Z_h und Z_{h_B2} . Rechts: Prozentuale Veränderung des PAR-Index beider Zielokklusionen.

Analog zur Untersuchung der intrapersonellen Wiederholbarkeit der händischen Zieleinstellung dienten eine Analyse nach Bland & Altman, sowie ein Wilcoxon-Test der Überprüfung der Hypothese, dass auch die Wiederholung der händischen Okklusionseinstellung durch einen zweiten Behandler Z_{h_B2} reproduzierbare PAR-Scores liefere (Abbildung 16). Bei der Betrachtung der aufgeführten Ergebnisse ergab sich ein mit 0,05 Punkten sehr niedriger Bias. Die durch die Perzentile P_5 und P_{95} gekennzeichnete Streuung der Werte von -2,4 bis 4,2 Punkten war für die interpersonelle Reproduzierbarkeit geringer als für die intrapersonelle Reproduzierbarkeit. Zu beachten ist dabei die niedrigere Fallzahl.

Somit kann, auch unter Einbeziehung des Ergebnisses des Wilcoxon-Tests ($p = 0,669$), die Annahme bestätigt werden, dass sich bei der händischen Einstellung der Zielokklusion durch verschiedene Behandler reproduzierbare PAR-Score-Werte ergeben.



Bias	-0,05 (-1,228 – 1,222)
P ₅	-2,4
P ₉₅	+4,2
Regression	keine proportionale Abhängigkeit (p = 0,296)
Wilcoxon-Test	kein signifikanter Unterschied (z = -0,427, p = 0,669)

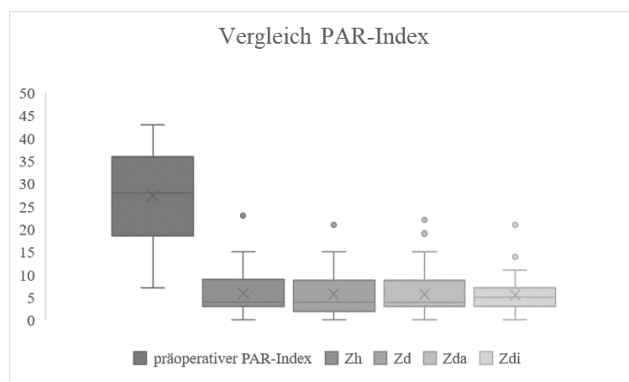
Abbildung 16: Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung der interpersonellen Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusion und Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Scores bei der wiederholten Einstellung der händischen Zielokklusion durch zwei verschiedene Untersucher.

4.3 Vergleich von händischer und digitalen Zielokklusionseinstellungen

Zunächst wurde eine deskriptive Analyse der postoperativen PAR-Indices der digitalen Zielokklusionen Z_d , Z_{da} und Z_{di} im Vergleich zur händischen Zieleinstellung Z_h vorgenommen. Dabei waren die Mittelwerte aller digitalen Zielokklusionen mit 5,54 bis 5,70 Punkten geringfügig niedriger als die der händischen Zieleinstellung (5,86 Punkte). In allen Planungsvarianten konnte in mindestens einem Fall ein Score von 0 Punkten erreicht werden, die Maxima betragen 21 für Z_d und Z_{di} , 22 für Z_{da} und 23 für die konventionell händisch eingestellte Variante (Tabelle 11 und Abbildung 17).

Tabelle 11: Vergleichsparameter zwischen präoperativer Ausgangssituation und den Zielokklusionen Z_h bis Z_{di} .

	N	\bar{x}	s	Min	Max	25%	50%	75%
prä PAR-Index	50	27,34	9,10	7	43	18,5	28	36
PAR- Index Z_h	50	5,86	4,80	0	23	3,0	4,0	9,0
PAR-Index Z_d	50	5,66	4,66	0	21	2,0	4,0	8,8
PAR-Index Z_{da}	50	5,70	5,28	0	22	3,0	4,0	8,8
PAR-Index Z_{di}	50	5,54	4,74	0	21	3,0	5,0	7,0

Abbildung 17: Vergleich des präoperativen PAR-Indexes mit den Indices der Zielokklusionen Z_h bis Z_{di} .

Bei der Betrachtung der prozentualen Veränderung der PAR-Indices ergaben sich für die halbautomatischen digitalen Zielokklusionen Z_{da} und Z_{di} mit 78,36 bzw. 78,98 im Mittel die größten Verbesserungen (Tabelle 12 und Abbildung 18). Für die Okklusionseinstellungen Z_h , Z_{da} und Z_{di} konnte bei allen 50 Fällen eine Verbesserung des PAR-Indexes erreicht werden. Die in einem Patientenfall erzielte Verschlechterung des Score-Wertes bei Z_d spiegelt sich in einem Minimalwert von -43% wider.

Tabelle 12: Prozentuale Veränderung der PAR-Scores im Vergleich zur präoperativen Ausgangssituation t_1 .

	N	\bar{x}	s	Min	Max	25%	50%	75%
PAR-Veränderung in % Z_h	50	77,06	17,38	17,6	100	67,9	79,3	90,5
PAR-Veränderung in % Z_d	50	77,14	22,54	-43	100	67,6	81,5	91,7
PAR-Veränderung in % Z_{da}	50	78,36	17,73	39	100	70,3	81,8	91,1
PAR-Veränderung in % Z_{di}	50	78,98	16,15	36,4	100	70,1	81,2	91,1

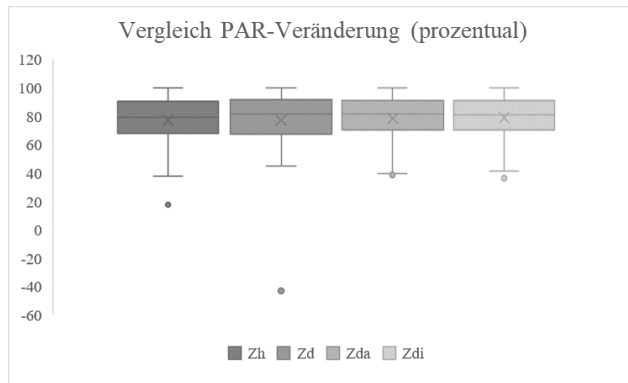
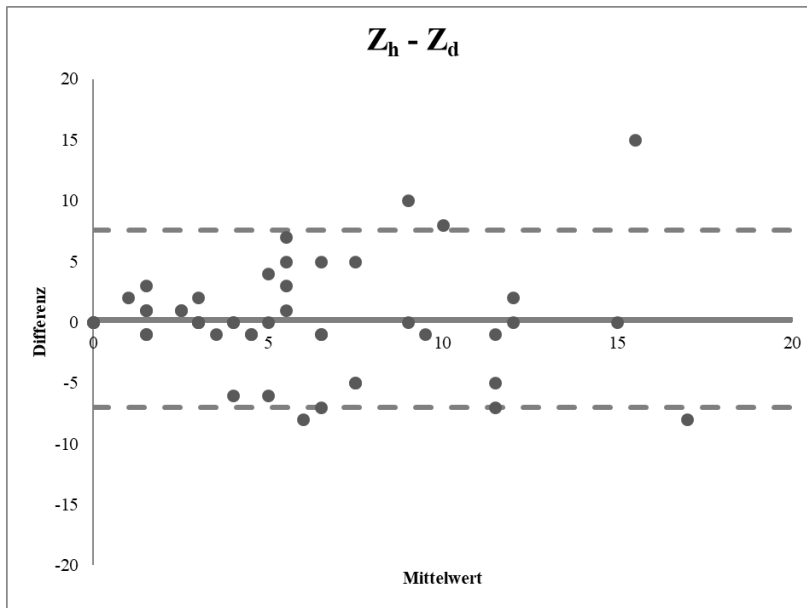


Abbildung 18: Veränderung des PAR-Scores (prozentual).

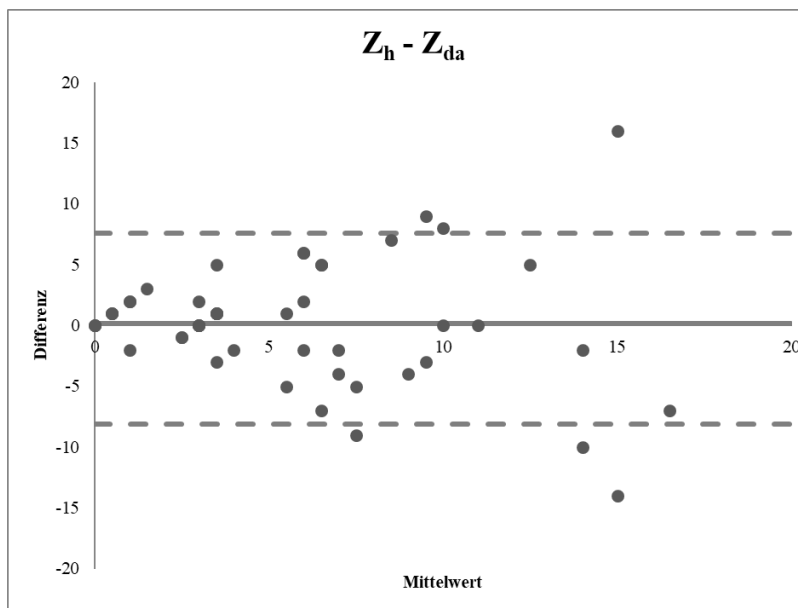
Die grafische Aufbereitung der Daten in Bland-Altman-Diagrammen und die zugehörigen Ergebnisse werden in Abbildung 19 für alle digitalen Zielokklusionen dargestellt. Der niedrigste Bias wurde mit 0,16 Punkten bei der halbautomatischen Okklusionseinstellung Z_{da} ermittelt, gefolgt von der digitalen Zielokklusion Z_d (0,2 Punkte) und der zweiten halbautomatischen Okklusionsberechnung Z_{di} (0,32 Punkte). Somit betrug der Bias in allen Fällen weniger als 1 und nahm außerdem kleinere Messwerte an, als der Bias bei wiederholter Einstellung der händischen Zielokklusion (-0,76). Die positiven Werte des Bias spiegeln wider, dass die digitalen Planungen geringfügig bessere, also niedrigere PAR-Scores erreichten.

Die größte Interpercentilspanne ergab sich für die Einstellung Z_{da} (-8,55 bis +7,55), wobei bei allen digitalen Planungen ein höheres P_{95} gemessen wurde als bei dem Vergleich der händischen Zieleinstellungen. Eine proportionale Abhängigkeit der Differenzen von der Größe der Mittelwerte bestand bei keiner Okklusionseinstellung. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Tests zeigten für alle Zielplanungen einen p-Wert $> 0,05$ und z-Wert $< 1,96$.



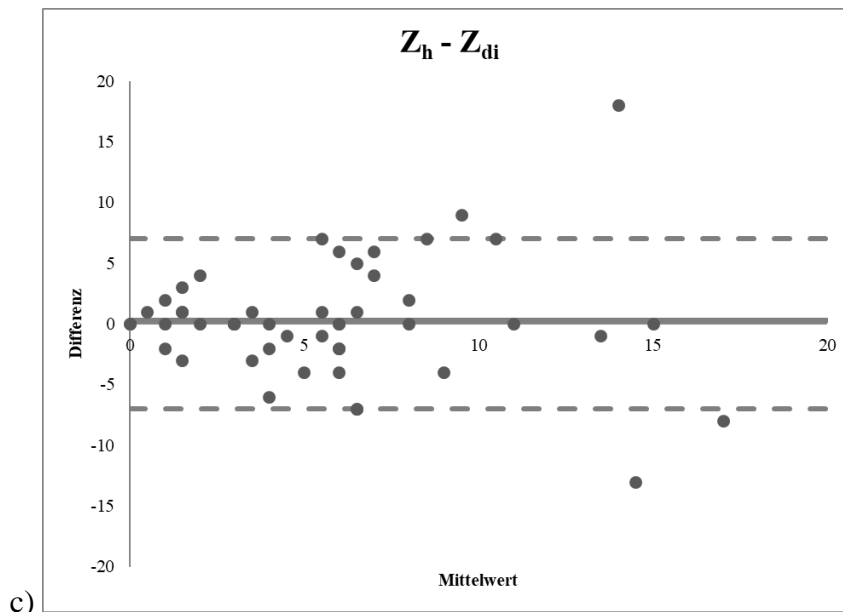
a)

Bias	0,2 (-1,047 – 1,447)
P ₅	-7
P ₉₅	+7,55
Regression	keine proportionale Abhängigkeit (p = 0,871)
Wilcoxon-Test	kein signifikanter Unterschied (z = -0,222, p = 0,825)



b)

Bias	0,16 (-1,276 – 1,596)
P ₅	-8,1
P ₉₅	+7,55
Regression	keine proportionale Abhängigkeit (p = 0,401)
Wilcoxon-Test	kein signifikanter Unterschied (z = -0,208, p = 0,835)



Bias	0,32 (-1,057 – 1,697)
P ₅	-7
P ₉₅	+7
Regression	keine proportionale Abhängigkeit (p = 0,922)
Wilcoxon-Test	kein signifikanter Unterschied (z = -0,268, p = 0,789)

Abbildung 19: Bland-Altman-Diagramme und Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Score-Werte der digitalen Zielokklusionen mit der händischen Zieleinstellung. a) Vergleich von Z_h und Z_d . b) Vergleich von Z_h und Z_{da} . c) Vergleich von Z_h und Z_{di} .

Zusammenfassend konnte die Frage nach der Vergleichbarkeit von digitalen und digital-halbautomatischen Zielokklusionen Z_d bzw. Z_{da} und Z_{di} mit der händischen Planung der postoperativen Zielposition Z_h unter Berücksichtigung der folgenden Aspekte beantwortet werden:

- 1) Der Bias der digitalen Zielokklusionen war mit 0,2 bis 0,32 um weniger als 1 Punkt von Null verschieden und außerdem niedriger als der Referenzwert der wiederholten händischen Zieleinstellung (Betrag: 0,76).
- 2) Die Interperzentilspanne (-8,1 bis +7,55 Punkte) bewegte sich in dem von Brown und Richmond (2005) geforderten Grenzbereich von ± 12 Punkten. Allerdings kennzeichnete sie eine größere Streubreite als durch den Referenzrahmen in Kapitel 4.2 vorgegeben wurde (-7 bis 5,55 Punkte).
- 3) Der Wilcoxon-Test (p = 0,789 – 0,835) zeigte keine signifikanten Unterschiede in der zentralen Verteilung.

4.3.1 Betrachtung von Fällen mit großen PAR-Score-Differenzen zwischen händischer und digitaler Zielplanung

Im Rahmen der Untersuchung wurde bei 19 Fällen eine absolute Differenz von ≥ 6 Punkten zwischen mindestens einer Methode der digitalen Planung und der händischen Einstellung der Zielokklusion ermittelt. Die Merkmale dieser 19 Fälle sind in Tabelle 13 zusammengefasst dargestellt. Die jeweiligen Zielokklusionen zeigten zum einen annähernd die gleiche Anzahl an „abweichenden“ Kasuistiken (Z_d : 10; Z_{da} : 11; Z_{di} : 12), zum anderen waren keine positiven oder negativen Trends ersichtlich. Es wurde weder ein Zusammenhang zur Höhe des präoperativen Ausgangs-PAR-Scores, noch eine veränderte prozentuale Zusammensetzung der Stichprobe bezüglich der diagnostizierten skelettalen Klasse oder durchgeführten Dysgnathieoperation festgestellt (siehe auch Tabelle 7, Kapitel 3.1.4). Lediglich der Anteil von Patientenfällen, bei denen im Vorfeld Zähne extrahiert worden waren bzw. fehlten, ist mit 58 % auffällig höher als bei der gesamten Studienpopulation.

Tabelle 13: Charakteristika der „Ausreißerfälle (AF)“.

Variable		Anteil der AF (in %)*
<i>Patientenfälle gesamt</i>	19 (50)	
<i>präoperativer PAR-Score</i>	28,9 ± 9,22 (27,34 ± 9,10)	
Bisslage (skelettal)	Klasse I	0 (4)
	Klasse II	74 (62)
	Klasse III	26 (34)
Vorbehandlung	Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Leipzig extern	37 (34) 63 (66)
	Extraktionen/ fehlende Zähne	58 (38)
Chirurgischer Eingriff	maxilläre Verlagerungsosteotomie	11 (20)
	mandibuläre Verlagerungsosteotomie	58 (54)
	bimaxilläre Verlagerungsosteotomie	31 (26)

* Grau hinterlegte Angaben beziehen sich auf die gesamte Studienpopulation (siehe auch Tabelle 7, Kapitel 3.1.4).

4.3.2 Vergleich des Overjets der Zieleinstellungen in Abhängigkeit von der skelettalen Klasse

Die Werte für den sagittalen Überbiss der einzelnen Okklusionen sind in Tabelle 14 und Abbildung 20 veranschaulicht. Die größten Schwankungen ergaben sich beim präoperativen Overjet mit einer Spannbreite von – 5,3 bis 12,1 mm. Die Mittelwerte der Zielokklusionen lagen zwischen 2,54 mm (Z_{da}) und 3,2 mm (Z_{di}), wobei Z_h mit 2,7 mm den höchsten Medianwert aufwies.

Tabelle 14: Overjet (in mm).

	N	\bar{x}	s	Min	Max	25%	50%	75%
präoperativer Overjet	50	5,40	4,54	-5,30	12,10	0,83	7,00	8,80
Overjet Z_h	50	2,82	0,61	1,80	4,80	2,40	2,70	3,18
Overjet Z_d	50	2,67	0,77	1,50	5,80	2,20	2,60	3,10
Overjet Z_{da}	50	2,54	0,79	0,80	4,80	2,03	2,45	2,88
Overjet Z_{di}	50	3,20	0,87	1,20	5,20	2,10	2,50	3,00

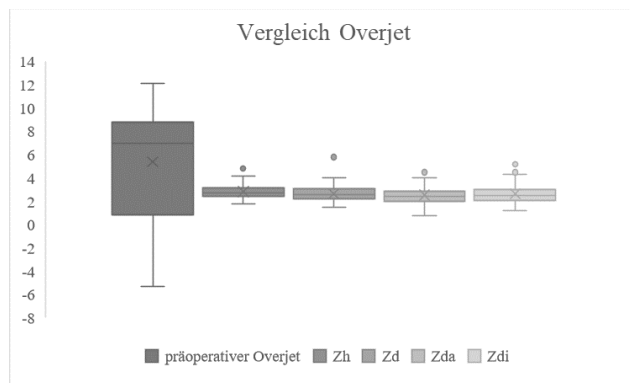


Abbildung 20: Vergleich der sagittalen Frontzahnstufen der Okklusionen.

Die Mittelwerte der Overjets der Zielplanungen für die nach skelettaler Klasse unterteilten Patientenfälle sind in Tabelle 15 dargestellt. Mit Ausnahme von Z_d ergaben sich bei den Zielplanungen größere sagittale Frontzahnstufen bei Patienten mit einer Unterkieferrücklage. Insbesondere die digital-halbautomatischen Zielokklusionen Z_{da} und Z_{di} wiesen mit 2,3 bzw. 2,4 mm niedrige Werte für einen postoperativen Overjet bei Klasse-III Patienten auf.

Tabelle 15: Durchschnittlicher Overjet der einzelnen Zielokklusionen in Abhängigkeit von der Diagnose.

	Klasse II (n = 31)	Klasse III (n = 17)
Overjet Z_h	3,0 mm	2,6 mm
Overjet Z_d	2,7 mm	2,7 mm
Overjet Z_{da}	2,7 mm	2,3 mm
Overjet Z_{di}	2,8 mm	2,4 mm

Zusammenfassend wurden, mit Ausnahme der Zielokklusion Z_d , unterschiedliche Mittelwerte für den Overjet in Abhängigkeit von der skelettalen Klasse ermittelt. Diese führten jedoch, entgegen den Überlegungen einer Rezidivprophylaxe durch Überkorrektur, zu größeren Overjet-Messwerten bei Klasse-II-, als bei Klasse-III-Patienten.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Materialien und Methoden

Patienten, die sich für eine kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgische Therapie entscheiden, wünschen sich, neben der Verbesserung von Ästhetik und Funktion, eine Optimierung ihrer Verzahnung (Patcas et al. 2017; Yu et al. 2013). Somit ist das Erreichen einer guten und stabilen Okklusion eines der Hauptziele der Dysgnathiechirurgie (Nadjmi et al. 2010; Xia et al. 2010). Aufgrund von methodischen und materialabhängigen Limitationen und im Hinblick auf technologische Fortschritte werden konventionelle Planungsmethoden vermehrt durch dreidimensionale, digitale Planungsprogramme unterstützt und zunehmend ersetzt. Allerdings wurden bisher nur wenige Lösungsansätze für den entscheidenden Arbeitsschritt – das digitale Einstellen einer postoperativen Zielokklusion – publiziert.

Vor diesem Hintergrund war das Ziel der vorliegenden Arbeit, ein neues Tool der Diagnostik- und Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} für die digitale Okklusionsfindung zu validieren. Hierzu wurde ein Studiendesign entwickelt, dessen Fokus auf dem Vergleich von digitaler Planung und konventionell-händisch eingestellter Zielokklusion lag. Dabei wurde der PAR-Index als Indikator für die Beurteilung der Qualität der einzelnen Zieleinstellungen gewählt.

Es erfolgte ein Vorgehen in zwei Schritten: In Hinleitung auf das Hauptanliegen wurden zunächst die Reliabilität des PAR-Indexes an digitalisierten Gipsmodellen, sowie die Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion evaluiert. Im Anschluss wurde die zentrale Fragestellung, ob die digitale Einstellung der Zielokklusion vergleichbare Ergebnisse zur der konventionellen Okklusionsplanung liefert, untersucht.

Die Umsetzbarkeit des geplanten Studiendesigns wurde im Vorfeld der Hauptuntersuchung mit Hilfe eine Machbarkeitsstudie überprüft und bestätigt. Deren Ergebnisse stellten auch die Grundlage für die Fallzahlplanung dar, wobei eine Studienpopulation von 50 Dysgnathiepatienten berechnet wurde. Ein Vergleich mit bisher publizierten Studien zum Thema „Digitale Okklusionsplanung“ zeigte, dass die verwendete Teilnehmerzahl deutlich höher war, als die von Chang, Xia et al. und Nadjmi et al. publizierten Untersuchungen mit einer Fallzahl von 12 bzw. 11 Probanden (Chang et al. 2012; Nadjmi et al. 2010). Ho et al., die in der jüngsten Studie zu diesem Thema eine Fallzahl von 30 Patienten untersuchten, merkten an, dass die niedrige Teilnehmerzahl eine Limitation sei und weiterer Forschungsbedarf bestehe (Ho et al. 2019). An diese Forderung knüpfte die vorliegende

Studie an. Lediglich Liu et al. präsentierten eine mit 60 Kasuistiken noch höhere Fallzahl (Liu et al. 2016).⁶

Die Auswahl der Studienteilnehmer erfolgte retrospektiv und zufällig unter Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien. Ein Anhaltspunkt für Bias bei der Fallauswahl ergab sich unter Berücksichtigung der Tatsache, dass nur Modelle von Patienten verwendet wurden, die sich für die Durchführung dieses elektiven operativen Eingriffs entschieden haben. Dies schloss Kasuistiken aus, bei denen die Behandlung schon im Vorfeld abgebrochen wurde bzw. die eine Dysgnathieoperation ablehnten. Die Ursachen dafür können vielfältig sein. Neben individuellen Lebensumständen lässt sich eine Annahme für diesen Bias in der Literatur finden: Almutairi et al. (2017) stellten als möglichen Grund heraus, dass in diesen Fällen eine weniger schwere Malokklusion bestanden haben könnte, welche die Patienten im Hinblick auf den invasiven chirurgischen Einblick in Kauf nahmen (Almutairi et al. 2017). Ein weiterer Grund für Befangenheit bei der Zusammenstellung der Studienpopulation war durch den Ausschluss beschädigter und fehlender Modellbefunde gegeben.

Bezüglich des Studiendesigns für den Vergleich von digitaler und händischer Okklusionsplanung lag dieser Arbeit eine Herangehensweise zu Grunde, welche sich vom Forschungsstand unterscheidet. Das Hauptanliegen bestehender Publikationen zur digitalen Okklusionsplanung war, eine möglichst exakte Annäherung an die konventionell-händisch eingestellte Zielokklusion umzusetzen. Die Validierung erfolgte demzufolge durch Messung von linearen Distanzen und angularen Differenzen (Chang et al. 2010; Liu et al. 2016). Allerdings besteht die Limitation der genannten Studien darin, dass keine Aussage über die klinische Qualität der Zielplanungen möglich ist. Das bedeutet, eine digitale Okklusionseinstellung könnte metrisch signifikant von der konventionell händischen Planung abweichen, obwohl das digitale Ergebnis eine optimalere Zuordnung der Modelle darstellt.

Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Untersuchung für den Vergleich beider Planungsmethoden ein okklusaler Index, der Peer-Assessment-Rating-Index, als klinischer Indikator für die Güte der Okklusionseinstellung ausgewählt. Seine Eignung zur Beurteilung der Effizienz und des Therapieerfolges bei der kombinierten kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlung schwerer Malokklusionen wurde in bisherigen Studien vielfach bestätigt (Ponduri et al. 2011; Cartwright et al. 2016; O'Brien et al. 2009; Jeremiah et al. 2012). Nachteilig ist lediglich, dass weder die Verbesserung der Funktion, noch der Ästhetik der Patienten abgebildet werden (Jeremiah et al. 2012).

⁶ An dieser Stelle steht zunächst der Aspekt der Fallzahlplanung im Fokus. Eine nähere Auseinandersetzung mit den Inhalten der genannten Studien folgt in Kapitel 5.2.3.

Damit ermöglichte das vorliegende Studiendesign eine Beurteilung der Okklusionseinstellungen unter klinischen Gesichtspunkten. Die Auswirkungen auf die umgebenden Strukturen konnten jedoch nicht abgebildet werden und sollten im Rahmen weiterer Studien zu diesem Thema beurteilt werden.

Die bestehende Literatur weist eine weitere Einschränkung auf: es wurden vorrangig Modellsituationen mit gut ausgeformten Zahnbögen verwendet. Dieser Umstand ist auch im Hinblick auf die zunehmende Verbreitung von Surgery-first- und Surgery-early-Behandlungsstrategien, bei denen optimale Befunde im Sinne kongruenter Ober- und Unterkiefer noch unwahrscheinlicher sind, ausschlaggebend. Demzufolge entsprachen die gewählten Patientenfälle eher dem klinischen Alltag als die Studienpopulationen des Forschungsstandes.

Die Kasuistiken dieser Studienpopulation wurden anhand der diagnostizierten skelettalen Klasse charakterisiert. Von den 50 untersuchten Patientenfällen wiesen 4 % eine skelettale Klasse I, 62 % eine Klasse II und 34 % eine Klasse-III-Relation auf. Diese Verteilung unterscheidet sich von anderen Studien, die einen Fokus sowohl auf der Evaluierung von Therapieergebnissen nach kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischer Behandlung als auch auf der Verwendung des PAR-Indexes haben. Bei diesen, vornehmlich in Großbritannien durchgeführten Studien dominierten Dysgnathiepatienten mit Klasse-III-Anomalien (Almutairi et al. 2017; Arad et al. 2011; Jeremiah et al. 2012). Lediglich bei Cartwright et al. (2016) bestand die Studienpopulation mit 53,4 % aus mehr Klasse-II als Klasse III (46,6%) Patienten (Cartwright et al. 2016). Diese Unterschiede in der Zusammensetzung der ausgewählten Patientenfälle deuten auf regional verschiedene Verteilungen der entsprechenden Anomalien hin. Trotzdem kann der vorliegenden Studienpopulation eine ausreichende Varianz bezogen auf die diagnostizierten skelettalen Klassen bescheinigt werden.

Die Limitationen im Design dieser Studie lagen hingegen darin, dass die in Kapitel 1.4.1 beschriebenen dreidimensionalen Röntgenbefunde für die Validierung der digitalen Okklusionsplanung im Rahmen der retrospektiven Untersuchung nicht implementiert werden konnten. Folglich war der Vorteil der Repräsentation dentaler, skelettaler und weichgeweblicher Strukturen in einem Befund nicht gegeben und die Auswirkungen der Zielokklusionen auf die umgebende Anatomie konnten nicht abgebildet werden. Dies umfasst u.a. die Berücksichtigung der Gesichtsmitte und die Symmetrie von Okklusionsebenen. Weiterhin wurden keine Größen von für die Zielplanung notwendigen Verlagerungsstrecken

ermittelt. Eine Orientierung erfolgte lediglich durch die Vorgabe des tatsächlich angewandten Operationsverfahrens. Schließlich wurde bei allen Patientenfällen versucht, stets die bestmögliche Zielokklusion im Sinne einer maximalen Interkuspidation mit stabilen Okklusionsbeziehungen und einer harmonischen Frontzahnrelation einzustellen. Diese Prämisse kann im klinischen Alltag nicht immer umgesetzt werden. So wird in einigen Fällen z.B. zur Schaffung eines gesicherten Frontzahnüberbisses ein seitlich offener Biss im posterioren Bereich als Kompromiss akzeptiert, welcher später im Zuge der kieferorthopädischen Nachbehandlung behoben wird.

Aus den genannten Aspekten lässt sich ein weiterer Forschungsbedarf ableiten: Die digitale Okklusionsplanung sollte als integrativer Teil des vollständigen virtuellen Workflows zur Planung von Dysgnathieoperationen mit anschließender CAD/CAM-Fertigung von Operationssplinten untersucht werden. Ein besonderer Fokus könnte dabei auf der Überprüfung der Genauigkeit und Umsetzbarkeit von mit der Software Onyx Ceph^{3TM} geplanten Messstrecken liegen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen

Eine Grundvoraussetzung für die Einordnung der Resultate dieser Untersuchung ist, dass die Messung des PAR-Indexes in der verwendeten Diagnostik- und Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} reproduzierbare Ergebnisse ermöglicht.

Die dazu formulierte Hypothese, dass die Messung des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen reproduzierbare Ergebnisse liefere, konnte mit einem ICC von 0,990 (0,983 – 0,995) bestätigt werden. Damit konnten sowohl die von Richmond et al. aufgestellte Forderung nach einem unteren 95% Konfidenzintervall für den ICC von 0,93 erfüllt, als auch die Untersuchungsergebnisse weiterer Studien bekräftigt werden (Richmond et al. 1992a). So ermittelten Mayers et al. (2005) in ihrer Studie an 48 Modellen einen ICC von 0,96, der nur gering niedriger war als der ICC bei der Untersuchung von Gipsmodellen (0,98) (Mayers et al. 2005). Stevens et al. (2006) und Almutairi et al. (2017) verwendeten Lin's concordance correlation coefficient (CCC) als Alternative für die Evaluierung der Reproduzierbarkeit, mit dem sie vergleichbar gute Ergebnisse bei der Messwiederholung des PAR-Indexes erzielten (0,882 bzw. 0,985 – 0,994) (Stevens et al. 2006; Almutairi et al. 2017).

Die Herausforderung bei der Bestimmung des PAR-Indexes an einem digitalen Modell besteht darin, dass der dreidimensionale Befund auf einem zweidimensionalen Bildschirm wiedergegeben wird. Dabei wird vor allem die Beurteilung der Okklusion und von Kreuzverzahnungen bzw. bukkalen Nonokklusionen erschwert und erfordert ein hohes Level an Konzentration. Stevens et al. empfahlen deshalb die Verwendung diverser horizontaler und vertikaler Schnittebenen als Hilfsmittel für die korrekte Interpretation potenzieller Abweichungen (Stevens et al. 2006). Diese kamen auch in der vorliegenden Arbeit zum Einsatz. Die Schnittebenen dienten zudem als Unterstützung für die Markierung der Messpunkte des Overjets auf dem Ober- und Unterkiefermodell in einer Ebene.

Für die digitale Modellanalyse ist bedeutend, dass Messpunkte – z.B. zur Bestimmung von Kontaktpunktabweichungen – reproduzierbar platziert werden können. In diesem Zusammenhang war es nützlich, dass benachbarte Zähne ausgeblendet werden konnten. Ein weiterer anwenderfreundlicher Vorteil der Software Onyx Ceph^{3TM} war, dass die entsprechenden Referenzpunkte automatisch gesetzt wurden und anschließend nur noch kontrolliert werden mussten. Hilfreich war außerdem die automatische Berechnung des gewichteten PAR-Indexes und die Darstellung der Analyseergebnisse in einer tabellarischen Übersicht.

Auf Basis der Untersuchungsergebnisse und unter Beachtung der aufgeführten Aspekte konnte geschlussfolgert werden, dass der PAR-Index ein geeigneter Indikator für den Vergleich von digitaler und händischer Zielokklusion ist.

Darüber hinaus zeigte die Erfahrung aus der Umsetzung des Studiendesigns, dass sich unter Berücksichtigung der notwendigen vorbereitenden Maßnahmen im Sinne des Ausrichtens an Referenzebenen und Segmentierens der Befunde bei der digitalen Modellanalyse keine Zeitersparnis im Vergleich zur konventionellen Vermessung von Gipsmodellen ergab.

5.2.2 Intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion Z_h

Im Vorfeld des Vergleichs von händischer und digitaler Zielplanung wurde die Reproduzierbarkeit der händischen Okklusionseinstellung durch dieselbe und eine weitere Behandlerin überprüft, um aus den Diskrepanzen der konventionellen Methodik einen Referenzbereich für die Abweichungen digitaler Planungen herzuleiten. Die Notwendigkeit für die Überprüfung ergab sich dabei aus der Überlegung, dass sich, trotz

kieferorthopädischer Ausformung der Zahnbögen auf der einen Seite und taktiler Rückkopplung bei der händischen Okklusionsplanung auf der anderen Seite, nicht in jedem Fall eine einzige eindeutige Zuordnung von Ober- und Unterkiefer ergibt, die allen Anforderungen an eine stabile postoperative Zielokklusion gerecht werden kann. In derartigen Situationen liegt es im Ermessensspielraum des Behandlers, die Okklusionseinstellung so ideal wie möglich vorzunehmen, um postoperativen Rezidiven entgegenzuwirken und gleichzeitig die Anzahl von Behandlungsaufgaben für die kieferorthopädische Nachbehandlungsphase zu reduzieren.

Vor diesem Hintergrund wurde die Hypothese aufgestellt, dass bei einer erneuten Einstellung der händischen Zieleinstellung Z_h sowohl intra-, als auch interpersonell reproduzierbare PAR-Score-Werte erzielt werden können.

Durch die händische Planung der Zielokklusion ergab sich eine Verbesserung des PAR-Indexes von mittelwertig 27,34 zum Zeitpunkt der präoperativen Ausgangssituation auf durchschnittlich 5,86 Punkte im ersten, bzw. 6,62 Punkte im zweiten Durchlauf. Damit wichen die Mittelwerte beider Versuchsreihen um 0,76 Punkte voneinander ab. Diese Differenz spiegelte sich auch im Bias der Bland-Altman-Analyse wider. Unter Berücksichtigung der 5%- und 95%-Perzentile konnte gezeigt werden, dass sich die Differenzen der Messwiederholung bei 92% der untersuchten Fälle in einem Streubereich von -7 bis + 5,55 Punkten ansiedelten.

Bevor eine ausführliche Analyse der dargestellten Ergebnisse erfolgt, sollen die ermittelten PAR-Werte eingeordnet und in Relation zu anderen Studien analysiert werden. Der PAR-Wert nach abgeschlossener kieferorthopädischer Vorbehandlung betrug 27,34 Punkte und glich damit dem von Almutairi et al. (2017) im Rahmen einer retrospektiven Kohortenstudie publizierten Wert (29,38 Punkte), wobei der höchste gemessene Wert mit 57 Punkten über dem eigenen Maximalwert von 43 lag (Almutairi et al. 2017). Die PAR-Werte der händischen Zielokklusionen betragen 5,86 (Z_h) und 6,62 (Z_{h_2}) Punkte und waren damit auch ohne Einbeziehung der kieferorthopädischen Nachbehandlung niedriger als bei vergleichbaren Studien, die den PAR-Index als Instrument für die Bewertung des Erfolges der kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlung verwendeten (Ponduri et al. 2011; Jeremiah et al. 2012; Arad et al. 2011). Wiederum erhielten Cartwright et al. (2016) in dieser Untersuchung ähnlichen mittleren PAR-Score von 5,86 Punkten nach abgeschlossener Behandlung. Die angegebene Gesamtverbesserung im Vergleich zum Ausgangs-PAR-Index betrug 83,7 % und war damit größer als die 72,35% (Z_{h_2}) und 77,06% (Z_h) dieser Arbeit (Cartwright et al. 2016). Da diese die Situation nach abgeschlossener kieferorthopädischer

Behandlung und nicht die Anfangsdiagnostik als Ausgangspunkt annahm, sind die Ergebnisse schlüssig.

Ein potenzieller Grund für den im Mittel höheren PAR-Wert im zweiten Durchlauf der händischen Zielokklusionsplanung ist die Verschlechterung des PAR-Scores um 29 % in einem Fall. Bei diesem Probanden lag eine Klasse-III-Anomalie mit einem niedrigen präoperativen Ausgangsscore von 7 Punkten vor. Der PAR-Score der Zielokklusion Z_{h_2} verschlechterte sich um 2 Punkte auf insgesamt 9 Punkte. Diese Zunahme konnte auf einen leicht vergrößerten Overjet (4,1 mm) zurückgeführt werden. Dieser ist die am stärksten gewichtete Komponente innerhalb des PAR-Indexes und hat damit den größten Einfluss auf den Gesamt-PAR-Score. Daraus ergab sich eine Limitation des PAR-Indexes im Zusammenhang mit der Evaluierung der Dysgnathieoperationsplanung: In Fällen, in denen eine Überkorrektur der Fehlstellung zur Absicherung gegen ein postoperatives Rezidiv stattfindet, kann dies zu einem höher gewichteten Score führen (Jeremiah et al. 2012). Dieser Umstand sollte bei der Einordnung der Limits of Agreement bzw. der Perzentile P_5 und P_{95} Beachtung finden. Unter diesem Aspekt scheinen die in der Untersuchung ermittelten, zunächst groß wirkenden Werte von -7 und + 5,5 Punkten zulässig zu sein.

Die oben aufgeführten Ergebnisse konnten bei der Überprüfung der interpersonellen Reproduzierbarkeit bestätigt werden. Dabei konnte der PAR-Score im Durchschnitt von initial 26,26 auf 3,95 bzw. 4,0 Punkte gesenkt werden. Demzufolge betrug der Bias lediglich 0,05 Punkte.

Bei der Analyse möglicher Gründe für die Divergenz der Resultate beider Teiluntersuchungen musste zunächst berücksichtigt werden, dass nur 19 Patienten der Studienpopulation in die Evaluation der interpersonellen Reproduzierbarkeit einbezogen wurden. Eine weitere Ursache konnte durch eine Charakterisierung der Diagnosen der zufälligen Fallauswahl festgestellt werden. Dabei zeigte sich, dass ein im Vergleich zum gesamten Patientenkollektiv erhöhter Anteil von Klasse-III-Patienten vertreten war (53% statt 30%; siehe auch Tabelle 1). Dieser Umstand wirkte sich zum einen durch einen geringeren Ausgangs-PAR-Index aus. Zusätzlich konnte bei der vorliegenden Studienpopulation eine durchschnittlich höhere prozentuale Verbesserung des PAR-Indexes der Zielokklusionen bei Klasse-III-Kasuistiken nachgewiesen werden (Klasse II: 74,84 %, Klasse-III: 81,35%).

Die aus dem Forschungsstand hergeleiteten Anforderungen für den Nachweis der intra- und interpersonellen Reproduzierbarkeit (Bias \leq 1 Punkt, Limits of Agreement zwischen -12 und +12 Punkten) konnten somit erfüllt werden. Unter Einbeziehung der aufgeführten Ursachen

für die unterschiedlichen Mittelwerte der PAR-Scores der Zielokklusionen scheinen die Ergebnisse schlüssig zu sein. Unter dieser Maßgabe konnten die ermittelten Merkmale als Referenz für die Einordnung der Ergebnisse der Kernfragestellung nach der Vergleichbarkeit von digitaler und händischer Okklusionsplanung verwendet werden.

5.2.3 Vergleich von händischer und digitalen Zielokklusionseinstellungen

Der Fokus dieser Arbeit lag auf der Validierung eines digitalen Programmtools zur Okklusionseinstellung im Rahmen der Dysgnathieoperationsplanung durch einen Vergleich mit der konventionell-händischen Zielokklusionsplanung. Die verwendete Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} integriert zwei verschiedene Möglichkeiten der digitalen Okklusionsplanung: Die Einstellung durch virtuelles Verschieben der zu verlagernden Segmente (Z_d), sowie ein Tool zur halbautomatischen Berechnung der digitalen Zielokklusion. Letztere kann anhand der präoperativen Ausgangssituation t_1 (Z_{di}) oder alternativ nach initialer Annäherung der Kiefer zueinander (Z_{da}) ermittelt werden. Das Attribut „halbautomatisch“ ergibt sich aus der Tatsache, dass die gewünschte Zieleinstellung aus einer Vielzahl von Vorschlägen vom Behandler ausgesucht werden muss. In der vorliegenden Untersuchung wurden alle genannten digitalen Zielokklusionen für das gesamte Studienkollektiv geplant und mittels PAR-Index klinisch bewertet. Es wurde die Hypothese geprüft, dass sich bei dem Vergleich von händischer und digitalen Zielokklusionen keine unterschiedlichen PAR-Werte ergeben.

Bei allen digitalen Planungen konnte ein mit 5,54 bis 5,66 Punkten gering niedrigerer PAR-Mittelwert erzielt werden als bei der händischen Einstellung Z_h (5,86). Für die Zielokklusionen Z_h , Z_{da} , Z_{di} ergab sich bei allen Teilnehmern eine Verbesserung des PAR-Scores im Vergleich zur präoperativen Ausgangssituation. Eine einzige Verschlechterung war lediglich im Rahmen der Zielplanung Z_d zu verzeichnen (-43%). Dabei handelte es sich um denselben Patientenfall, bei dem es auch bei der Wiederholung der händischen Einstellung Z_{h_2} zu einem höheren Score kam. Die Annahmen für potenzielle Ursachen entsprechen den in Kapitel 5.2.2 dargestellten Überlegungen.

Die Aufbereitung der Daten mittels Bland-Altman-Diagrammen verdeutlichte die große Übereinstimmung zwischen händischen und digitalen Planungsergebnissen, weil der Bias Werte zwischen 0,16 (Z_{da}) und 0,32 (Z_{di}) annahm. Damit erfüllte er die Forderung, kleiner als 1 zu sein. Die genannten Resultate waren zudem niedriger als der Bias der Reproduzierbarkeit der konventionell händischen Zieleinstellung (-0,76). Dies deutet darauf hin, dass die fallbezogenen Differenzen durch die Verwendung eines digitalen Planungstools im Mittel

zum einen in dem vorgegebenen Referenzbereich lagen und zum zweiten scheinbar geringere intrapersonelle Abweichungen aufwiesen. Weiterhin fiel der Test auf Abhängigkeit der Differenzen von der Größe des Mittelwertes für alle Methoden negativ aus, das heißt, selbst bei großen PAR-Werten kam es nicht zu höheren Abweichungen zwischen den zu vergleichenden Okklusionen.

Die von Brown & Richmond geforderte Obergrenze für die Streuung der Differenzen von ± 12 Punkten konnte von allen digitalen Planungen eingehalten werden (Brown und Richmond 2005).

Der wesentliche Unterschied zum herkömmlichen Vorgehen und damit die größte Herausforderung der digitalen Okklusionsplanung liegt in der fehlenden Haptik bei der Zuordnung von Ober- und Unterkiefermodell. Während die konventionelle Positionierung der Modelle in maximaler Interkuspitation mit entsprechendem Fachwissen und über eine visuelle und taktile Rückkopplung innerhalb von Sekunden vollzogen wird, gilt dies nicht automatisch für die digitale Welt (Chang et al. 2010). Ein zentraler Faktor bei der Übertragung in die digitale Umgebung ist die Darstellung von Kollisionsgrenzen, sodass Durchdringungen von Zahnoberflächen der oberen und unteren Zahnbögen und damit Frühkontakte vermieden werden. Bisherige Systeme erkannten die Problematik und schlugen Kollisions-Warn-Systeme vor. Nadjmi et al. (2010) beschrieben einen „rigid motion simulation engine“, der zu Durchdringungen führende Bewegungen stoppt und diese zusätzlich durch Rotfärbung der Modelle markiert (Nadjmi et al. 2010).

In der Software OnyxCeph^{3TM} diente das farbcodierte Okklusogramm als Hilfsmittel zur Evaluierung der Kontaktsituation, wobei Durchdringungen von Ober- und Unterkieferzähnen zusätzlich auf hundertstel Millimeter genau angegeben wurden. Durch Berücksichtigung der angezeigten Werte für das Ausmaß der Durchdringung und gleichzeitige Einhaltung von Grenzwerten sollten Frühkontakte verhindert werden. Bei der Bestimmung dieser Grenzwerte diente folgende Aussage von Chang et al. als Orientierung. Sie wiesen darauf hin, dass aufgrund der Triangulation eine leichte Expansion der Oberflächen der digitalen Modelle zu verzeichnen ist und schlussfolgerten, dass eine leichte Überlappung in den Kontaktpunktbereichen erforderlich sei. Sie definierten eine Durchdringung von 0,1 mm als akzeptabel (Chang et al. 2010). Da in der vorliegenden Studie beim Einscannen der präoperativen Ausgangssituation Durchdringungen in einer Größenordnung von bis zu 0,3 mm in den Kontaktpunktbereichen beobachtet wurden, orientierte sich die Toleranzgrenze für Durchdringungen an diesem Wert.

Ein neuer Lösungsansatz, der die Problematik der fehlenden haptischen Wahrnehmung beheben könnte, wurde von Wu et al. (2017) publiziert. Sie beschrieben erstmals ein physikalisch basiertes Simulations-System, bei dem eine stabile Okklusion auf Grundlage haptischer Technologien mit integrierter Rückkopplung realistischer Kontaktkräfte errechnet werden soll. Eine erste Validierungsstudie an 15 Modellen zeigte bereits vielversprechende Ergebnisse, welche die Autoren in weiterführenden Untersuchungen mit größeren Fallzahlen zu bestätigen versuchen (Wu et al. 2017).

Das Programm Onyx Ceph^{3TM} ermöglicht auch die Integration von DVT-Datensätzen und deren Kombination mit dem digitalen Modellbefund. Dies hat den entscheidenden Vorteil, dass Ungenauigkeiten bei der Datenerhebung im Gegensatz zum konventionellen Vorgehen schon während des Planungsprozesses auffallen (Farrell et al. 2014). Die chirurgische Planung kann auf okklusaler und skelettaler Ebene erfolgen, wodurch sich Vorteile speziell bei komplexen asymmetrischen Kasuistiken ergeben. Dies gilt besonders in den Fällen, in denen diese Asymmetrien skelettal stärker ausgeprägt sind als durch die Verzahnung widerspiegelt wird. Dabei hat die digitale Zielokklusion Z_d gegenüber dem halbautomatischen Berechnungstool den Vorteil, dass die Dysgnathieoperation analog zum tatsächlichen Prozedere, einschließlich dem Setzen von Osteotomieebenen, simuliert werden kann.

Ein entscheidender Mehrwert digitaler Operationssimulationen ergibt sich durch die Möglichkeit, beliebig viele verschiedene chirurgische Optionen durch einfache Manipulation der einzelnen Segmente zu visualisieren, ohne tatsächlich wiederholte Modell-Operationen durchführen zu müssen (Strohl und Vitkus 2017). Dies führt zu einem verminderten Material- und Zeitaufwand (Gateno et al. 2007; Choi et al. 2009; Resnick et al. 2016).

Unter dieser Maßgabe und auch im Hinblick auf die Etablierung eines vollständigen digitalen Workflows ist die Anfertigung von Gipsmodellen und deren Digitalisierung ein Arbeitsschritt, der zukünftig durch die Abdrucknahme mittels Intraoralscannern überflüssig werden kann. Dazu stellten Ho et al. (2019) ein erstes standardisiertes Protokoll zur virtuellen Definition der Zielokklusion unter Implementierung von Intraoralscannern vor. Darin bestätigten sie die Zeitersparnis der digitalen Planung gegenüber der konventionellen Modelloperation (konventionell: 140 min, digital: 40 min) (Ho et al. 2019). Soweit nachvollziehbar, fanden die Zeiten zur Aufbereitung dreidimensionaler Röntgenbilder und deren Kombination mit den entsprechenden digitalen Modellen allerdings keine Berücksichtigung. Nach eigenen Erfahrungen am Universitätsklinikum beanspruchten diese Maßnahmen mit 60-90 Minuten

jedoch die meiste Zeit. Die von Ho et al. angegebene Zeit für die digitale Okklusionsplanung erscheint realistisch, hängt aber von dem Erfahrungsgrad des jeweiligen Behandlers ab. Die Planungssoftware OnyxCeph^{3TM} ist sehr intuitiv aufgebaut und bei der Umsetzung der für die Erstellung der Arbeit notwendigen Schritte zeigte sich ein schneller Lernfortschritt. Die Einordnung des Zeit- und Kostenfaktors bei der Anwendung der digitalen Planungstechnik lag nicht im Fokus dieser Untersuchung, könnte aber den Inhalt weiteren Forschungsbedarfs – auch in Relation zur Erfahrung des Behandlers – darstellen.

Eine Limitation der halbautomatischen Zielokklusionsplanung ist, dass die unter kieferorthopädischen Gesichtspunkten berechnete Zielokklusion unter Umständen chirurgisch nicht umgesetzt werden kann bzw. im Hinblick auf die postoperative Stabilität kompromittiert wird. Jedoch könnte sie folgendermaßen in den digitalen Planungsprozess integriert werden: Da die halbautomatischen Zielokklusionen Z_{da} und Z_{di} jeweils einen sehr guten Ausgangszustand widerspiegelten, könnten sie als Hilfsmittel zur initialen Ausrichtung eingesetzt und anschließend mit den Instrumenten der Okklusionseinstellung Z_d zur Feinadjustierung kombiniert werden.

Die dargestellten Ergebnisse deuten darauf hin, dass alle vorgestellten Möglichkeiten der digitalen Okklusionsplanung in Bezug auf die klinische Evaluierung mittels PAR-Index sowohl mit der konventionellen Methodik als auch untereinander vergleichbare und teilweise bessere Resultate liefern. Aufgrund der Ähnlichkeit der Werte beider halbautomatischer Okklusionsberechnungen Z_{da} und Z_{di} kann geschlussfolgert werden, dass dieses Tool eine zuverlässige Zieleinstellung unabhängig von der initialen Ausgangsposition zwischen Ober- und Unterkiefermodellen umsetzt.

5.2.3.1 Betrachtung von Fällen mit großen PAR-Score-Differenzen zwischen händischer und digitaler Zielplanung

Entsprechend der Erläuterungen zu bisherigen Veröffentlichungen, die sich mit der Problematik der digitalen Okklusionsplanung auseinandersetzten (siehe Kapitel 5.1), besteht eine Limitation in der Fokussierung auf Abweichungen von Referenzpunkten zwischen konventioneller und digitaler Planung. Zwar wurden die vor diesem Hintergrund beschriebenen mittleren Gesamtfehler von den jeweiligen Autoren als akzeptabel eingestuft (Nadjmi et al. 2010: 0,6 mm; Liu et al. 2016: 1,06 mm; Ho et al. 2019: 0,45 mm), jedoch hat die Nichtberücksichtigung der klinischer Parameter in den genannten Publikationen ebenfalls

den Nachteil, dass Analysen der Gründe für mögliche Differenzen zwischen konventioneller und digitaler Zielokklusion fehlten.

In der vorliegenden Untersuchung wurden Patientenfälle, bei denen sich zumindest bei einer der digitalen Zielokklusionen eine Abweichung von ± 6 Punkten im Vergleich zur händischen Planung ergab, als Ausreißerfälle genauer betrachtet. Dabei handelte es sich um 19 Teilnehmer der gesamten Studienpopulation, wobei für die einzelnen Zielokklusionen nur 10 (Z_d) bis 12 (Z_{di}) Ausreißerfälle dokumentiert wurden. Es zeigte sich jeweils eine symmetrische Verteilung von positiven und negativen Differenzen. Die präoperative Diagnose (skelettale Klasse) und das OP-Verfahren, sowie der Standort der Vorbehandlung schienen keinen Einfluss auf die Einstellung der Zielokklusion zu haben. Auffällig war hingegen, dass bei diesen Fällen ein über dem Durchschnitt der Gesamtstudienpopulation liegender Anteil von Patienten mit zurückliegenden Extraktionen (mit und ohne kieferorthopädischen Lückenschluss) vertreten war. Dies könnte darauf hinweisen, dass die kieferorthopädische Ausformung und Koordination der Zahnbögen zueinander im Rahmen der Vorbehandlung erschwert war und in der Folge die Zuordnung von Ober- und Unterkiefermodell weniger eindeutig umsetzbar war.

5.2.3.2 Vergleich des Overjets der Zieleinstellungen in Abhängigkeit von der skelettalen Klasse

Der Overjet ist nicht nur aufgrund des hohen Wichtungsfaktors innerhalb des PAR-Indexes von großer Bedeutung, sondern nimmt auch eine entscheidende Rolle bei der Planung einer postoperativ stabilen Zielokklusion ein. Als weiteres Ergebnis dieser Studie kann hervorgehoben werden, dass die Overjets aller digitalen Zielokklusionen im Durchschnitt weniger als 0,5 mm von dem Mittelwert der händischen Zieleinstellung abwichen, welcher 2,82 mm betrug. Inwiefern sich ein idealer Overjet im Sinne der PAR-Kriterien zwischen 0 und 3 mm einstellen lässt, hängt zum einen von der in der kieferorthopädischen Vorbehandlung umgesetzten Dekompensation der Frontzahninklination ab. Andererseits könnte das Wissen über die präoperativ diagnostizierte skelettale Klasse dazu führen, dass eine Überkorrektur, z.B. durch Vergrößerung der sagittalen Frontzahnstufe bei initialen Mesialbisslagen, eingebaut wurde. Vor diesem Hintergrund wurden die durchschnittlichen Overjets der jeweiligen Zielokklusionen in Abhängigkeit von der Angle-Klasse untersucht. Mit Ausnahme von Z_d , bei der die Mittelwerte identisch waren, nahmen, entgegen den Überlegungen der Rezidivprophylaxe, die Overjets von Klasse-II-Patienten Mittelwerte an,

die um 0,4 mm größer als die von Klasse-III-Patienten waren. Der Grund dafür könnte sein, dass sich im Panel „Kiefer ausrichten“ der Zielokklusion Z_d einzelne Parameter (u.a. Overjet, Overbite, Mittellinienverschiebung; siehe Kapitel 3.1.1.3) voreinstellen ließen. Dies scheint von Vorteil für die Steuerung und Kontrolle der Zielplanung zu sein. Im Gegensatz dazu erfolgte die Berechnung der halbautomatischen Zielokklusionen scheinbar unabhängig von der skelettalen Ausgangssituation und konnte nur durch die Auswahl der subjektiv besten vorgeschlagenen Zuordnung beeinflusst werden. Zum Zeitpunkt der Durchführung der Untersuchung wurden metrische Werte einzelner Parameter nicht angezeigt. Inzwischen hat Image Instruments GmbH das Tool in der Form weiterentwickelt, dass Grenzwerte für Overjet, Overbite und Mittellinienverschiebung eingestellt werden können. Dementsprechend werden nur Berechnungsergebnisse angezeigt, die diese Voraussetzungen erfüllen. Dies ist ein wertvoller Zugewinn und eine entscheidende Verbesserung des halbautomatischen Planungstools.

6 Zusammenfassung

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. med. dent.

Vergleichende Untersuchung eines digitalen Planungstools zur Bestimmung der Zielokklusion im Rahmen der kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlung von Dysgnathiepatienten.

ingereicht von

Luise Brauer, geboren am 01.08.1990 in Leipzig

angefertigt an

der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Leipzig

betreut von Prof. Dr. Karl-Heinz Dannhauer

September 2019

Die Limitationen, sowie der Material- und Zeitaufwand der konventionellen Modell-Operation und nicht zuletzt die Etablierung dreidimensionaler Bildgebungsverfahren begünstigten die Entwicklung neuer Softwaresysteme, die eine digitale Umsetzung der OP-Planung ermöglichen. Nach derzeitigem Forschungsstand können bereits viele Arbeitsschritte des Planungsprozesses durch die neuen Technologien ergänzt und teilweise auch ersetzt werden. Lediglich die digitale Einstellung der Zielokklusion stellt nach wie vor eine große Herausforderung dar, für deren Umsetzung nur wenige Lösungsansätze existieren (Chang et al. 2010; Nadjmi et al. 2010; Liu et al. 2016; Ho et al. 2019). Vor diesem Hintergrund war das Ziel der vorliegenden Arbeit, ein in die Diagnostik- und Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} (Fa. Image Instruments GmbH, Chemnitz, Sachsen, Germany) integriertes neues Tool für die digitale Okklusionsplanung über einen Vergleich mit der herkömmlichen händischen Zielokklusionseinstellung zu validieren.

Für die virtuelle Okklusionsplanung stehen in der Software Onyx Ceph^{3TM} zwei verschiedene Optionen zur Verfügung. Zum einen können zu verlagernde Segmente virtuell an die

gewünschte Position verschoben werden, zum zweiten ist ein Algorithmus zur halbautomatischen Berechnung der digitalen Zielokklusion integriert. Beide Möglichkeiten der digitalen Einstellung der postoperativen Verzahnung wurden durch einen retrospektiven Vergleich an 50 zufällig ausgewählten Dysgnathiepatientenfällen mit der konventionellen Okklusionsplanung validiert. Dabei sollte eine klinische Perspektive zugrunde gelegt werden. Als Indikator für die Qualität der jeweiligen Zielokklusionen wurde dazu der Peer-Assessment-Rating-Index ausgewählt. Die Studienpopulation berücksichtigte Patienten der skelettalen Klassen I bis III und maxilläre, mandibuläre sowie bimaxilläre Verlagerungsosteotomien.

Eine Grundvoraussetzung für die Einordnung der Resultate dieser Untersuchung war, dass die Messung des PAR-Indexes an digitalisierten Modellen in der verwendeten Diagnostik- und Planungssoftware Onyx Ceph^{3TM} reproduzierbare Ergebnisse ermöglicht. Auf Basis der Untersuchungsergebnisse (ICC = 0,990) konnte geschlussfolgert werden, dass der PAR-Index ein geeigneter Indikator für den Vergleich von digitaler und händischer Zielokklusion ist.

Im Vorfeld des Vergleichs von händischer und digitaler Zielplanung wurde weiterhin die Reproduzierbarkeit der händischen Okklusionseinstellung durch dieselbe und eine weitere Behandlerin überprüft, um aus den Diskrepanzen der konventionellen Methodik einen Referenzbereich für die Abweichungen digitaler Planungen herzuleiten. Es zeigte sich eine gute Übereinstimmung der mittleren PAR-Werte, die sich mit 0,76 um weniger als einen Punkt voneinander unterschieden. Unter Berücksichtigung der 5%- und 95%-Perzentile konnte gezeigt werden, dass sich die fallbezogenen Differenzen zwischen den Messwiederholung in einem Streuungsbereich von -7 bis + 5,55 Punkten ansiedelten.

Die Überprüfung der interpersonellen Reproduzierbarkeit der händischen Zieleinstellung an 19 Patientenfällen ergab einen mit 0,05 Punkten sehr niedrigen Bias bei gleichzeitig geringer Streuung von Messdifferenzen (-2,4 bis 4,2 Punkte). Die aus dem Forschungsstand hergeleiteten Anforderungen für den Nachweis der intra- und interpersonellen Reproduzierbarkeit (Bias \leq 1 Punkt, Limits of Agreement zwischen -12 und +12 Punkten) konnten somit erfüllt werden.

Der Fokus dieser Arbeit lag auf der Validierung eines digitalen Programmtools zur Okklusionseinstellung im Rahmen der Dysgnathieoperationsplanung durch einen Vergleich mit der konventionell-händischen Zielokklusionsplanung. Bei allen digitalen Planungen konnte ein mit 5,54 bis 5,66 Punkten gering niedrigerer PAR-Mittelwert erzielt werden als bei der händischen Einstellung Z_h (5,86). Der Bias der digitalen Zielokklusionen war demnach

mit 0,2 bis 0,32 um weniger als 1 Punkt von Null verschieden und außerdem niedriger als der Referenzwert der wiederholten händischen Zieleinstellung. Die Interperzentilspanne (-8,1 bis +7,55 Punkte) bewegte sich in dem von Brown und Richmond (2005) geforderten Grenzbereich von ± 12 Punkten. Allerdings war sie durch eine größere Streubreite als bei wiederholter händischer Einstellung (-7 bis 5,55 Punkte) gekennzeichnet. Es bestand keine Abhängigkeit der Differenzen der Ziel-PAR-Werte zwischen händischer und virtueller Okklusionseinstellung von der Größe des Mittelwertes beider, d.h. auch bei großen Messergebnissen lag eine gute Übereinstimmung zwischen der herkömmlichen und der digitalen Methode vor. Bei Patientenfällen, bei denen sich größere Differenzen zwischen den Einstellungsmethoden ergaben, war als einziges Kriterium ein gehäuftes Vorkommen von fehlenden bzw. extrahierten Zähnen auffällig. Die dargestellten Ergebnisse zeigen, dass die vorgestellten Verfahren der digitalen und digital-halbautomatischen Okklusionsplanung in Bezug auf die klinische Evaluierung mittels des PAR-Indexes mit der konventionellen Methodik vergleichbare und teilweise bessere Resultate lieferten.

Weiterführend sollte die Verknüpfung der digitalen Okklusionsplanung mit anschließendem 3D-Druck von Operationssplinten in einer prospektiven Studie validiert werden. Eine Evaluierung könnte unter Verwendung klinischer Indices, ggf. unter Anpassung der Toleranzbereiche des Overjets erfolgen.

7 Literaturverzeichnis

- Aboul-Hosn Centenero, Samir; Hernández-Alfaro, Federico (2012): 3D planning in orthognathic surgery: CAD/CAM surgical splints and prediction of the soft and hard tissues results - our experience in 16 cases. In: *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 40 (2), S. 162–168. DOI: 10.1016/j.jcms.2011.03.014.
- Almutairi, Fawaz L.; Hodges, Samantha J.; Hunt, Nigel P. (2017): Occlusal outcomes in combined orthodontic and orthognathic treatment. In: *Journal of orthodontics* 44 (1), S. 28–33. DOI: 10.1080/14653125.2016.1240428.
- Angle, E. H. (1899): Classification of malocclusion. In: *Dental Cosmos* (41), S. 248–264.
- Arad, Ian; Jandu, Jasveer; Bassett, Paul; Fleming, Padhraig S. (2011): Influence of single-jaw surgery vs bimaxillary surgery on the outcome and duration of combined orthodontic-surgical treatment. In: *The Angle Orthodontist* 81 (6), S. 983–987. DOI: 10.2319/030211-150.1.
- Axhausen, Georg (1934): Zur Behandlung veralteter disloziert geheilter Oberkieferbrüche. In: *Dtsch Zahn Mund Kieferheilk* 1, S. 334–339.
- Aziz, Shahid R. (2004): Simon P. Hullihen and the origin of orthognathic surgery. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 62 (10), S. 1303–1307.
- Babcock, W. Wayne (1909): The Surgical Treatment of certain Deformities of the Jaw Associated With Malocclusion of the Teeth. In: *JAMA* LIII (11), S. 833. DOI: 10.1001/jama.1909.92550110001001b.
- Bamber, M. A.; Firouzal, R.; Harris, M.; Linney, A. (1996): A comparative study of two arbitrary face-bow transfer systems for orthognathic surgery planning. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 25 (5), S. 339–343.
- Bell, R. Bryan (2018): A History of Orthognathic Surgery in North America. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 76 (12), S. 2466–2481. DOI: 10.1016/j.joms.2018.09.006.
- Bell, W. H. (1969): Revascularization and bone healing after anterior maxillary osteotomy: a study using adult rhesus monkeys. In: *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)* 27 (4), S. 249–255.

- Bell, W. H.; Levy, B. M. (1971): Revascularization and bone healing after posterior maxillary osteotomy. In: *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)* 29 (5), S. 313–320.
- Bengtsson, Martin; Wall, Gert; Miranda-Burgos, Patricia; Rasmusson, Lars (2018): Treatment outcome in orthognathic surgery – A prospective comparison of accuracy in computer assisted two and three-dimensional prediction techniques. In: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 46 (11), S. 1867–1874. DOI: 10.1016/j.jcms.2017.01.035.
- Bland, J. M.; Altman, D. G. (1986): Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: *Lancet (London, England)* 1 (8476), S. 307–310.
- Bland, J. M.; Altman, D. G. (1999): Measuring agreement in method comparison studies. In: *Statistical methods in medical research* 8 (2), S. 135–160. DOI: 10.1177/096228029900800204.
- Broadbent, B. Holly (1931): A new x-ray technique and its application to orthodontia. In: *The Angle Orthodontist* 1 (2), S. 45–66.
- Brown, Rebecca; Richmond, Stephen (2005): An update on the analysis of agreement for orthodontic indices. In: *European journal of orthodontics* 27 (3), S. 286–291. DOI: 10.1093/ejo/cjh078.
- Cartwright, Georgina; Wright, Natasha S.; Vasuvadev, Joyti; Akram, Sarah; Huppa, Christoph; Matthews, Nigel S. et al. (2016): Outcome of combined orthodontic-surgical treatment in a United Kingdom university dental institute. In: *Journal of orthodontics* 43 (2), S. 94–101. DOI: 10.1080/14653125.2016.1176309.
- Cevidane, Lucia H. S.; Styner, Martin A.; Proffit, William R. (2006): Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 129 (5), S. 611–618. DOI: 10.1016/j.ajodo.2005.12.008.
- Chang, Yu-Bing; Xia, James J.; Gateno, Jaime; Xiong, Zixiang; Teichgraeber, John F.; Lasky, Robert E.; Zhou, Xiaobo (2012): In vitro evaluation of new approach to digital dental model articulation. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 70 (4), S. 952–962. DOI: 10.1016/j.joms.2011.02.109.

- Chang, Yu-Bing; Xia, James J.; Gateno, Jaime; Xiong, Zixiang; Zhou, Xiaobo; Wong, Stephen T. C. (2010): An automatic and robust algorithm of reestablishment of digital dental occlusion. In: *IEEE transactions on medical imaging* 29 (9), S. 1652–1663. DOI: 10.1109/TMI.2010.2049526.
- Choi, J-Y; Song, K-G; Baek, S-H (2009): Virtual model surgery and wafer fabrication for orthognathic surgery. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 38 (12), S. 1306–1310. DOI: 10.1016/j.ijom.2009.06.009.
- Cohn-Stock, G. (1921): Die chirurgische Immediatregulierung der Kiefer, speziell die chirurgische Behandlung der Prognathie. In: *Vjschr Zahnheilk Berlin* 37, S. 320–354.
- Czarnota, Judith; Hey, Jeremias; Fuhrmann, Robert (2016): Measurements using orthodontic analysis software on digital models obtained by 3D scans of plaster casts : Intrarater reliability and validity. In: *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie* 77 (1), S. 22–30. DOI: 10.1007/s00056-015-0004-2.
- Dal Pont, Georgio (1959): L'osteotomia retromolare per la correzione della prognathia. In: *Minerva chir* 18, S. 1138.
- Dal Pont, Georgio (1961): Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. In: *J. oral Surg.* 19, S. 42–47.
- DeGuzman, L.; Bahiraei, D.; Vig, K. W.L.; Vig, P. S.; Weyant, R. J.; O'brien, K. (1995): The validation of the Peer Assessment Rating index for malocclusion severity and treatment difficulty. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 107 (2), S. 172–176.
- Eckhardt, C. E. (2004): How predictable is orthognathic surgery? In: *European journal of orthodontics* 26 (3), S. 303–309. DOI: 10.1093/ejo/26.3.303.
- Ehmer, U.; Rohling, J.; Dorr, K.; Becker, R. (1989): Calibrated double split cast simulations for orthognathic surgery. In: *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery* 4 (4), S. 223–227.
- Ehmer, U.; Röhling, J.; Klang, K. D.; Becker, R. (1987): Ein kalibriertes Doppelsockelverfahren zur Modellsimulation in der chirurgischen Kieferorthopädie. In: *Deutsche Zeitschrift für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 11 (1), S. 59–66.

- Ehmer, Ulrike; Joos, Ulrich; Flieger, Stefanie; Wiechmann, Dirk (2012): The University Munster model surgery system for orthognathic surgery. Part I--the idea behind. In: *Head & face medicine* 8, S. 14. DOI: 10.1186/1746-160X-8-14.
- Ehmer, Ulrike; Joos, Ulrich; Ziebura, Thomas; Flieger, Stefanie; Wiechmann, Dirk (2013): The University Munster Model Surgery System for Orthognathic Surgery. Part II -- KD-MMS. In: *Head & face medicine* 9, S. 2. DOI: 10.1186/1746-160X-9-2.
- Eiselsberg, Anton von (1906): Uber plastic bei ectropium des unterskiefers (progenie). In: *Wien Klin Wochenschr* (19), S. 1505.
- Ellis, Edward (1999): Bimaxillary surgery using an intermediate splint to position the maxilla. In: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 57 (1), S. 53–56. DOI: 10.1016/S0278-2391(99)90633-X.
- Epker, B. N. (1977): Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. In: *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)* 35, S. 157–159.
- Farhad B. Naini and Daljit S. Gill (2017): Orthognathic Surgery. Principles, Planning and Practice: John Wiley & Sons Ltd.
- Farrell, Brian B.; Franco, Peter B.; Tucker, Myron R. (2014): Virtual surgical planning in orthognathic surgery. In: *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 26 (4), S. 459–473. DOI: 10.1016/j.coms.2014.08.011.
- Fleming, P. S.; Marinho, V.; Johal, A. (2011): Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. In: *Orthodontics & craniofacial research* 14 (1), S. 1–16. DOI: 10.1111/j.1601-6343.2010.01503.x.
- Gateno, Jaime; Xia, James; Teichgraeber, John F.; Rosen, Andrew (2003a): A new technique for the creation of a computerized composite skull model. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 61 (2), S. 222–227. DOI: 10.1053/joms.2003.50033.
- Gateno, Jaime; Xia, James; Teichgraeber, John F.; Rosen, Andrew; Hultgren, Bruce; Vadnais, Tim (2003b): The precision of computer-generated surgical splints. In: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 61 (7), S. 814–817. DOI: 10.1016/S0278-2391(03)00240-4.
- Gateno, Jaime; Xia, James J.; Teichgraeber, John F.; Christensen, Andrew M.; Lemoine, Jeremy J.; Liebschner, Michael A. K. et al. (2007): Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities. In:

Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 65 (4), S. 728–734. DOI:

10.1016/j.joms.2006.04.001.

Giavarina, Davide (2015): Understanding Bland Altman analysis. In: *Biochemia medica* 25 (2), S. 141–151. DOI: 10.11613/BM.2015.015.

Groth, Christian; Kravitz, Neal D.; Jones, Perry E.; Graham, John W.; Redmond, W. Ronald (2014): Three-dimensional printing technology. In: *Journal of clinical orthodontics : JCO* 48 (8), S. 475–485.

Halazonetis, D. J. (2001): Acquisition of 3-dimensional shapes from images. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119 (5), S. 556–560. DOI: 10.1067/mod.2001.115459.

Halazonetis, Demetrios J. (2005): From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 127 (5), S. 627–637. DOI: 10.1016/j.ajodo.2005.01.004.

Hammoudeh, Jeffrey A.; Howell, Lori K.; Boutros, Shadi; Scott, Michelle A.; Urata, Mark M. (2015): Current Status of Surgical Planning for Orthognathic Surgery: Traditional Methods versus 3D Surgical Planning. In: *Plastic and reconstructive surgery. Global open* 3 (2), e307. DOI: 10.1097/GOX.0000000000000184.

Harzer, Winfried (2011): Kieferorthopädie. 1. Aufl. s.l.: Georg Thieme Verlag KG (Checklisten der Zahnmedizin). Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1055/b-002-41844>.

Hatamleh, Muhanad; Turner, Catherine; Bhamrah, Gurprit; Mack, Gavin; Osher, Jonas (2016): Improved Virtual Planning for Bimaxillary Orthognathic Surgery. In: *The Journal of craniofacial surgery* 27 (6), e568-73. DOI: 10.1097/SCS.00000000000002877.

Hausamen, Jarg-Erich (2001): The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. In: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 29 (1), S. 2–21. DOI: 10.1054/jcms.2000.0174.

Hernandez-Alfaro, F.; Guijarro-Martinez, R. (2013): New protocol for three-dimensional surgical planning and CAD/CAM splint generation in orthognathic surgery: an in vitro and in vivo study. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 42 (12), S. 1547–1556. DOI: 10.1016/j.ijom.2013.03.025.

- Hernández-Alfaro, F.; Guijarro-Martínez, R. (2014): On a definition of the appropriate timing for surgical intervention in orthognathic surgery. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 43 (7), S. 846–855. DOI: 10.1016/j.ijom.2014.02.007.
- Ho, Cheng-Ting; Lin, Hsiu-Hsia; Lo, Lun-Jou (2019): Intraoral Scanning and Setting Up the Digital Final Occlusion in Three-Dimensional Planning of Orthognathic Surgery: Its Comparison with the Dental Model Approach. In: *Plastic and reconstructive surgery* 143 (5), 1027e-1036e. DOI: 10.1097/PRS.00000000000005556.
- Hoang, Don; Perrault, David; Stevanovic, Milan; Ghiassi, Alidad (2016): Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started. In: *Annals of Translational Medicine* 4 (23). DOI: 10.21037/atm.2016.12.18.
- Hoffman, Gary R.; Moloney, Frank B. (1995): The stability of facial osteotomies. 1. The evolution of maxillary, mandibular and chin osteotomies. In: *Australian Dental Journal* 40 (3), S. 182–185. DOI: 10.1111/j.1834-7819.1995.tb05634.x.
- Hollenbeck, K.; Allin, T.; van der Poel, M. (2012): Streifenlicht oder Laser - Dentale 3D-Laborscanner – Wie sie funktionieren und was funktioniert am besten. Online verfügbar unter <https://www.dcd-dohrn.de/wp-content/uploads/2013/01/3Shape-Streifenlicht-oder-Laser-Dentale-3D-Laborscanner.pdf>, zuletzt geprüft am 31.03.2019.
- Hullihen, Simon P. (1849): Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. In: *The American Journal of Dental Science* 9 (2), S. 157.
- Hunsuck, E. H. (1968): A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of mandibular prognathism. In: *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)* 26, S. 249–252.
- Jacobson, A. (1975): The "Wits" appraisal of jaw disharmony. In: *American Journal of Orthodontics* 67 (2), S. 125–138.
- Jeremiah, Huw G.; Cousley, Richard R.; Newton, Tim; Abela, Stefan (2012): Treatment time and occlusal outcome of orthognathic therapy in the East of England region. In: *Journal of orthodontics* 39 (3), S. 206–211. DOI: 10.1179/1465312512Z.000000000027.
- Kim, Guk Bae; Lee, Sangwook; Kim, Haekang; Yang, Dong Hyun; Kim, Young-Hak; Kyung, Yoon Soo et al. (2016): Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology. In: *Korean Journal of Radiology* 17 (2), S. 182–197. DOI: 10.3348/kjr.2016.17.2.182.

- Köle, H. (1959): Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. In: *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 12 (5), 515-29 concl.
- Koretsi, Vasiliki; Tingelhoff, Linda; Proff, Peter; Kirschneck, Christian (2018): Intra-observer reliability and agreement of manual and digital orthodontic model analysis. In: *The European Journal of Orthodontics* 40 (1), S. 52–57. DOI: 10.1093/ejo/cjx040.
- Krey, Karl-Friedrich; Orlob, Frank; Gorynia, Susanne; Kühnert, Rolf (2015): Digitale Kieferorthopädie. In: *Zahnmedizin up2date* 9 (06), S. 537–560. DOI: 10.1055/s-0033-1358207.
- Larson, Brent E. (2014): Orthodontic preparation for orthognathic surgery. In: *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 26 (4), S. 441–458. DOI: 10.1016/j.coms.2014.08.002.
- Lauren, Mark; McIntyre, Fred (2008): A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 133 (4 Suppl), S130-5. DOI: 10.1016/j.ajodo.2007.11.018.
- Le Yang; Xiao, Yu-Dong; Liang, Yu-Jie; Wang, Xi; Li, Jing-Yuan; Liao, Gui-Qing (2017): Does the Surgery-First Approach Produce Better Outcomes in Orthognathic Surgery? A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 75 (11), S. 2422–2429. DOI: 10.1016/j.joms.2017.06.002.
- Liu, X. J.; Li, Q. Q.; Zhang, Z.; Li, T. T.; Xie, Z.; Zhang, Y. (2016): Virtual occlusal definition for orthognathic surgery. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 45 (3), S. 406–411. DOI: 10.1016/j.ijom.2015.07.022.
- Ludlow, John B.; Ivanovic, Marija (2008): Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. In: *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 106 (1), S. 106–114. DOI: 10.1016/j.tripleo.2008.03.018.
- Mayers, Matthew; Firestone, Allen R.; Rashid, Robert; Vig, Katherine W. L. (2005): Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official*

publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 128 (4), S. 431–434. DOI: 10.1016/j.ajodo.2004.04.035.

McCormick, Suzanne U.; Drew, Stephanie J. (2011): Virtual model surgery for efficient planning and surgical performance. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 69 (3), S. 638–644. DOI: 10.1016/j.joms.2010.10.047.

McGurk, M.; Amis, A. A.; Potamianos, P.; Goodger, N. M. (1997): Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. In: *Annals of the Royal College of Surgeons of England* 79 (3), S. 169–174.

Metzger, Marc Christian; Hohlweg-Majert, Bettina; Schwarz, Uli; Teschner, Matthias; Hammer, Beat; Schmelzeisen, Rainer (2008): Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. In: *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 105 (2), e1-7. DOI: 10.1016/j.tripleo.2007.07.040.

Mozzo, P.; Procacci, C.; Tacconi, A.; Tinazzi Martini, P.; Bergamo Andreis, I. A. (1998): A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. In: *European Radiology* 8 (9), S. 1558–1564. DOI: 10.1007/s003300050586.

Nadjmi, N.; Mollemans, W.; Daelemans, A.; van Hemelen, G.; Schutyser, F.; Berge, S. (2010): Virtual occlusion in planning orthognathic surgical procedures. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 39 (5), S. 457–462. DOI: 10.1016/j.ijom.2010.02.002.

Nagasaka, Hiroshi; Sugawara, Junji; Kawamura, Hiroshi; Nanda, Ravindra (2009): "Surgery first" skeletal Class III correction using the Skeletal Anchorage System. In: *Journal of clinical orthodontics : JCO* 43 (2), S. 97–105.

Nkenke, E.; Zachow, S.; Benz, M.; Maier, T.; Veit, K.; Kramer, M. et al. (2004): Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. In: *Dentomaxillofacial Radiology* 33 (4), S. 226–232. DOI: 10.1259/dmfr/27071199.

Nurminen, Leena; Pietilä, Terttu; Vinkka-Puhakka, Heli (1999): Motivation for and satisfaction with orthodontic-surgical treatment: a retrospective study of 28 patients. In: *The European Journal of Orthodontics* 21 (1), S. 79–87.

- O'Brien, Kevin; Wright, Jean; Conboy, Frances; Appelbe, Priscilla; Bearn, David; Caldwell, Susan et al. (2009): Prospective, multi-center study of the effectiveness of orthodontic/orthognathic surgery care in the United Kingdom. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 135 (6), S. 709–714. DOI: 10.1016/j.ajodo.2007.10.043.
- Obwegeser, H. (1970): The one time forward movement of the maxilla and backward movement of the mandible for the correction of extreme prognathism. In: *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie* 80 (5), S. 547.
- Obwegeser, H. L. (1969): Surgical correction of small or retrodisplaced maxillae. The "dish-face" deformity. In: *Plastic and reconstructive surgery* 43 (4), S. 351–365.
- Olszewski, R.; Reychler, H. (2004): Les limites de la chirurgie des modèles en chirurgie orthognathique : implications théoriques et pratiques. In: *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale* 105 (3), S. 165–169. DOI: 10.1016/S0035-1768(04)72297-4.
- Pasler, Friedrich Anton; Visser, Heiko; Hormann, Joachim (2003): Taschenatlas der zahnärztlichen Radiologie. Stuttgart: Thieme.
- Patcas, Raphael; Cunningham, Susan J.; Shute, Justin; Lloyd, Timothy; Obwegeser, Joachim A.; Arjomand, Lida; Sharma, Sujata (2017): Motivation for orthognathic treatment and anticipated satisfaction levels-a two-centre cross-national audit. In: *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 45 (6), S. 1004–1009. DOI: 10.1016/j.jcms.2017.03.012.
- Peck, Harvey; Peck, Sheldon (1970): A concept of facial esthetics. In: *The Angle Orthodontist* 40 (4), S. 284–317.
- Plooij, Joanneke M.; Maal, Thomas J. J.; Haers, Piet; Borstlap, Wilfred A.; Kuijpers-Jagtman, Anne Marie; Bergé, Stefaan J. (2011): Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 40 (4), S. 341–352. DOI: 10.1016/j.ijom.2010.10.013.
- Ponduri, S.; Pringle, A.; Illing, H.; Brennan, P. A. (2011): Peer Assessment Rating (PAR) index outcomes for orthodontic and orthognathic surgery patients. In: *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 49 (3), S. 217–220. DOI: 10.1016/j.bjoms.2010.03.009.

- Pongrácz, Ferenc; Bardosi, Zoltan (2006): Dentition planning with image-based occlusion analysis. In: *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery* 1. DOI: 10.1007/s11548-006-0052-6.
- Proffit, William R.; White, Raymond P. (2015): Combined surgical-orthodontic treatment: how did it evolve and what are the best practices now? In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 147 (5 Suppl), S205-15. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.02.009.
- Radeke, Johanna; Wense, Cynthia von der; Lapatki, Bernd G. (2014): Comparison of orthodontic measurements on dental plaster casts and 3D scans. In: *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie* 75 (4), S. 264–274. DOI: 10.1007/s00056-014-0217-9.
- Rangel, Frits A.; Maal, Thomas J. J.; Bergé, Stefaan J.; van Vlijmen, Olivier J. C.; Plooiij, Joanneke M.; Schutyser, Filip; Kuijpers-Jagtman, Anne Marie (2008): Integration of digital dental casts in 3-dimensional facial photographs. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 134 (6), S. 820–826. DOI: 10.1016/j.ajodo.2007.11.026.
- Resnick, Cory M.; Inverso, Gino; Wrzosek, Mariusz; Padwa, Bonnie L.; Kaban, Leonard B.; Peacock, Zachary S. (2016): Is There a Difference in Cost Between Standard and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery? In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 74 (9), S. 1827–1833. DOI: 10.1016/j.joms.2016.03.035.
- Richmond, S.; Shaw, W. C.; O'Brien, K. D.; Buchanan, I. B.; Jones, R.; Stephens, C. D. et al. (1992a): The development of the PAR Index (Peer Assessment Rating): reliability and validity. In: *European journal of orthodontics* 14 (2), S. 125–139.
- Richmond, S.; Shaw, W. C.; Roberts, C. T.; Andrews, M. (1992b): The PAR Index (Peer Assessment Rating): methods to determine outcome of orthodontic treatment in terms of improvement and standards. In: *European journal of orthodontics* 14 (3), S. 180–187.
- Ritto, F. G.; Schmitt, A. R. M.; Pimentel, T.; Canellas, J. V.; Medeiros, P. J. (2018): Comparison of the accuracy of maxillary position between conventional model surgery and

virtual surgical planning. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 47 (2), S. 160–166. DOI: 10.1016/j.ijom.2017.08.012.

Rossini, Gabriele; Parrini, Simone; Castroflorio, Tommaso; Deregibus, Andrea; Debernardi, Cesare L. (2016): Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 149 (2), S. 161–170. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.06.029.

Sabri, Roy (2006): Orthodontic objectives in orthognathic surgery: state of the art today. In: *World journal of orthodontics* 7 (2), S. 177–191.

Santler, Gert; Kärcher, Hans; Ruda, Christof (1998): Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. In: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 26 (1), S. 11–16. DOI: 10.1016/S1010-5182(98)80029-2.

Schendel, Stephen A. (2016): Foundations: a reflection on the life of William H. Bell. In: *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 122 (4), S. 375. DOI: 10.1016/j.oooo.2016.07.012.

Schneider, Daniel; Kämmerer, Peer W.; Hennig, Matthias; Schön, Gerhard; Thiem, Daniel G. E.; Bschorer, Reinhard (2018): Customized virtual surgical planning in bimaxillary orthognathic surgery: a prospective randomized trial. In: *Clinical oral investigations*. DOI: 10.1007/s00784-018-2732-3.

Schuchardt, Karl (1954): Die Chirurgie als helferin der kieferorthopaedie. In: *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 15 (1), S. 1–25.

Schulze, Ralf (2013): s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie. Hg. v. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Online verfügbar unter https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/DVT_lang_Gueltigkeit_ist_abgelaufen.pdf.

Schutysse, Filip; Swennen, Gwen; Suetens, Paul (2005): Robust visualization of the dental occlusion by a double scan procedure. In: *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* 8 (Pt 1), S. 368–374.

- Shaheen, E.; Sun, Y.; Jacobs, R.; Politis, C. (2017): Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 46 (1), S. 67–71. DOI: 10.1016/j.ijom.2016.10.002.
- Sharifi, A.; Jones, R.; Ayoub, A.; Moos, K.; Walker, F.; Khambay, B.; McHugh, S. (2008): How accurate is model planning for orthognathic surgery? In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 37 (12), S. 1089–1093. DOI: 10.1016/j.ijom.2008.06.011.
- Shqaidef, Abedalrahman; Ayoub, Ashraf F.; Khambay, Balvinder S. (2014): How accurate are rapid prototyped (RP) final orthognathic surgical wafers? A pilot study. In: *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 52 (7), S. 609–614. DOI: 10.1016/j.bjoms.2014.04.010.
- Shrout, Patrick E.; Fleiss, Joseph L. (1979): Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. In: *Psychological Bulletin* 86 (2), S. 420–428. DOI: 10.1037/0033-2909.86.2.420.
- Steinhäuser, E. W. (1996): Historical development of orthognathic surgery. In: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 24 (4), S. 195–204.
- Stevens, Daron R.; Flores-Mir, Carlos; Nebbe, Brian; Raboud, Donald W.; Heo, Giseon; Major, Paul W. (2006): Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 129 (6), S. 794–803. DOI: 10.1016/j.ajodo.2004.08.023.
- Strohl, Alexis M.; Vitkus, Lauren (2017): Surgical orthodontics. In: *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery* 25 (4), S. 332–336. DOI: 10.1097/MOO.0000000000000371.
- Sun, Yi; Luebbbers, Heinz-Theo; Agbaje, Jimoh Olubanwo; Schepers, Serge; Vrielinck, Luc; Lambrichts, Ivo; Politis, Constantinus (2013): Accuracy of upper jaw positioning with intermediate splint fabrication after virtual planning in bimaxillary orthognathic surgery. In: *The Journal of craniofacial surgery* 24 (6), S. 1871–1876. DOI: 10.1097/SCS.0b013e31829a80d9.
- Susarla, S. M.; Tveit, M.; Dodson, T. B.; Kaban, L. B.; Hopper, R. A.; Egbert, M. A. (2018): What are the defining characteristics of the most cited publications in orthognathic surgery? In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 47 (11), S. 1411–1419. DOI: 10.1016/j.ijom.2018.04.016.

Swennen, G. R. J.; Barth, E-L; Eulzer, C.; Schutyser, F. (2007): The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 36 (2), S. 146–152. DOI: 10.1016/j.ijom.2006.09.019.

Swennen, G. R. J.; Mommaerts, M. Y.; Abeloos, J.; Clercq, C. de; Lamoral, P.; Neyt, N. et al. (2009a): A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 38 (1), S. 48–57. DOI: 10.1016/j.ijom.2008.11.006.

Swennen, Gwen R. J.; Mollemans, Wouter; Clercq, Calix de; Abeloos, Johan; Lamoral, Philippe; Lippens, Frank et al. (2009b): A cone-beam computed tomography triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. In: *The Journal of craniofacial surgery* 20 (2), S. 297–307. DOI: 10.1097/SCS.0b013e3181996803.

Swennen, Gwen R. J.; Mollemans, Wouter; Schutyser, Filip (2009c): Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 67 (10), S. 2080–2092. DOI: 10.1016/j.joms.2009.06.007.

Swennen, Gwen R. J.; Schutyser, Filip (2006): Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 130 (3), S. 410–416. DOI: 10.1016/j.ajodo.2005.11.035.

Swennen, Gwen R. J.; Schutyser, Filip; Barth, Enno-Ludwig; Groeve, Pieter de; Mey, Albert de (2006): A new method of 3-D cephalometry Part I: the anatomic Cartesian 3-D reference system. In: *The Journal of craniofacial surgery* 17 (2), S. 314–325.

Templeton, K. M.; Powell, R.; Moore, M. B.; Williams, A. C.; Sandy, J. R. (2006): Are the Peer Assessment Rating Index and the Index of Treatment Complexity, Outcome, and Need suitable measures for orthognathic outcomes? In: *European journal of orthodontics* 28 (5), S. 462–466. DOI: 10.1093/ejo/cji120.

Trauner, R.; Obwegeser, H. (1957): The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular

prognathism and reshaping of the chin. In: *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 10 (7), 677-89; contd.

Troy, Beth A.; Shanker, Shiva; Fields, Henry W.; Vig, Katherine; Johnston, William (2009): Comparison of incisor inclination in patients with Class III malocclusion treated with orthognathic surgery or orthodontic camouflage. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 135 (2), 146.e1-9; discussion 146-7. DOI: 10.1016/j.ajodo.2008.07.012.

Tucker, Myron R. (1995): Orthognathic surgery versus orthodontic camouflage in the treatment of mandibular deficiency. In: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 53 (5), S. 572–578. DOI: 10.1016/0278-2391(95)90071-3.

Uechi, Jun; Okayama, Miki; Shibata, Takanori; Muguruma, Takeshi; Hayashi, Kazuo; Endo, Kazuhiko; Mizoguchi, Itaru (2006): A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. In: *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 130 (6), S. 786–798. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.03.025.

Wassmund, Martin (1935): Lehrbuch der praktischen Chirurgie des Mundes und der Kiefer: H. Meusser (1).

Wesemann, Christian; Muallah, Jonas; Mah, James; Bumann, Axel (2017): Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. In: *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 48 (1), S. 41–50. DOI: 10.3290/j.qi.a37130.

Williams, A. C.; Shah, H.; Sandy, J. R.; Travess, H. C. (2005): Patients' motivations for treatment and their experiences of orthodontic preparation for orthognathic surgery. In: *Journal of orthodontics* 32 (3), S. 191–202. DOI: 10.1179/146531205225021096.

Wirthlin, John O.; Shetye, Pradip R. (2013): Orthodontist's Role in Orthognathic Surgery. In: *Seminars in plastic surgery* 27 (3), S. 137–144. DOI: 10.1055/s-0033-1357110.

Wu, Wen; Chen, Hui; Cen, Yuhai; Hong, Yang; Khambay, Balvinder; Heng, Pheng Ann (2017): Haptic simulation framework for determining virtual dental occlusion. In:

International journal of computer assisted radiology and surgery 12 (4), S. 595–606. DOI: 10.1007/s11548-016-1475-3.

Xia, James; Ip, Horace H.S.; Samman, Nabil; Wang, Dongfeng; Kot, Christy S.B.; Yeung, Richie W.K.; Tideman, Henk (2000): Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 29 (1), S. 11–17. DOI: 10.1016/S0901-5027(00)80116-2.

Xia, James J.; Chang, Yu-Bing; Gateno, Jaime; Xiong, Zixiang; Zho, Xiaobo (2010): Automated digital dental articulation. In: *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* 13 (Pt 3), S. 278–286.

Xia, James J.; Shevchenko, Liza; Gateno, Jaime; Teichgraeber, John F.; Taylor, Terry D.; Lasky, Robert E. et al. (2011): Outcome study of computer-aided surgical simulation in the treatment of patients with craniomaxillofacial deformities. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 69 (7), S. 2014–2024. DOI: 10.1016/j.joms.2011.02.018.

Yu, Dedong; Wang, Fang; Wang, Xudong; Fang, Bing; Shen, Steve Guofang (2013): Presurgical motivations, self-esteem, and oral health of orthognathic surgery patients. In: *The Journal of craniofacial surgery* 24 (3), S. 743–747. DOI: 10.1097/SCS.0b013e318285d5a4.

Zizelmann, Christoph; Hammer, Beat; Gellrich, Nils-Claudius; Schwestka-Polly, Rainer; Rana, Majeed; Bucher, Peter (2012): An evaluation of face-bow transfer for the planning of orthognathic surgery. In: *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 70 (8), S. 1944–1950. DOI: 10.1016/j.joms.2011.08.025.

8 Anlagen

8.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Übersicht über die Verteilung der Diagnosen und operativen Eingriffe.	26
Abbildung 2:	Haptisch eingestellte und fixierte Zielokklusion Z_h (eigene Fotografie).	29
Abbildung 3:	Chirurgische Segmentierung (Osteotomie) des synthetischen Objektes Mandibula (Screenshot aus der Software Onyx Ceph ^{3TM}).	29
Abbildung 4:	Panel "Kiefer ausrichten". a) Anordnung der Referenzpunkte im OK und UK. b) Schaltfläche des Panels. (Screenshot aus der Software Onyx Ceph ^{3TM}).	30
Abbildung 5:	Okklusogramm (Screenshot aus der Software Onyx Ceph ^{3TM}).	30
Abbildung 6:	Steuerungselemente für die Bewegung der chirurgischen Segmente (Screenshot aus der Software OnyxCeph ^{3TM}).	31
Abbildung 7:	Bestimmung der Verlagerungsstrecken an ausgewählten Punkten (Screenshot aus der Software OnyxCeph ^{3TM}).	31
Abbildung 8:	Softwarefenster für die halbautomatische Okklusionsfindung (Screenshot aus der Software Onyx Ceph ^{3TM}).	32
Abbildung 9:	Messung der Kontaktpunktabweichungen in den anterioren Segmenten (Screenshot aus der Software Onyx Ceph ^{3TM}).	33
Abbildung 10:	Visuelle Beurteilung der bukkalen Okklusionsverhältnisse in der sagittalen, transversalen und vertikalen Ebene (Screenshot aus der Software OnyxCeph ^{3TM}).	35
Abbildung 11:	Digitale Evaluierung des Overjets (Screenshot aus der Software OnyxCeph ^{3TM}).	36
Abbildung 12:	Messung des vertikalen Überbisses (Screenshot aus der Software OnyxCeph ^{3TM}).	37
Abbildung 13:	Links: Vergleich des prä-PAR-Index und der Reproduzierbarkeit von Z_h . Rechts: Gegenüberstellung der prozentualen PAR-Veränderung von Z_h und Z_{h_2} .	43
Abbildung 14:	Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung der intrapersonellen Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusion und Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Scores bei der wiederholten Einstellung der händischen Zielokklusion durch denselben Untersucher.	44
Abbildung 15:	Links: Vergleich des PAR-Index Z_h und $Z_{h_{B2}}$. Rechts: Prozentuale Veränderung des PAR-Index beider Zielokklusionen.	45
Abbildung 16:	Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung der interpersonellen Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusion und Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Scores bei der wiederholten Einstellung der händischen Zielokklusion durch zwei verschiedene Untersucher.	46
Abbildung 17:	Vergleich des präoperativen PAR-Indexes mit den Indices der Zielokklusionen Z_h bis Z_{di} .	47

Abbildung 18: Veränderung des PAR-Scores (prozentual).	48
Abbildung 19: Bland-Altman-Diagramme und Ergebnisse des Vergleichs der PAR-Score-Werte der digitalen Zielokklusionen mit der händischen Zieleinstellung. a) Vergleich von Z_h und Z_d . b) Vergleich von Z_h und Z_{da} . c) Vergleich von Z_h und Z_{di} .	50
Abbildung 20: Vergleich der sagittalen Frontzahnstufen der Okklusionen.	52

8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die Charakteristika der Studienpopulation.	25
Tabelle 2: Übersicht über die Vergleichsbefunde.	27
Tabelle 3: Punktwerte für Kontaktpunktabweichung.	33
Tabelle 4: Beurteilungskriterien für die bukkale Okklusion in der sagittalen, transversalen und vertikalen Ebene.	34
Tabelle 5: Beurteilung der sagittalen Frontzahnstufe.	35
Tabelle 6: Messung der vertikalen Frontzahnstufe.	36
Tabelle 7: Erhebung der Mittellinienabweichung.	37
Tabelle 8: Analyse der Ergebnisse der Messwiederholung des PAR-Indexes an den Modellsituationen der präoperativen Ausgangssituation.	42
Tabelle 9: Reproduzierbarkeit der händischen Zielokklusionseinstellung ausgedrückt durch den PAR-Index.	43
Tabelle 10: Interindividuelle Reproduzierbarkeit der händischen Einstellung der Zielokklusion.	45
Tabelle 11: Vergleichsparameter zwischen präoperativer Ausgangssituation und den Zielokklusionen Z_h bis Z_{di} .	47
Tabelle 12: Prozentuale Veränderung der PAR-Scores im Vergleich zur präoperativen Ausgangssituation t_1 .	47
Tabelle 13: Charakteristika der "Ausreißerfälle (AF)".	51
Tabelle 14: Overjet (in mm).	52
Tabelle 15: Durchschnittlicher Overjet der einzelnen Zielokklusion in Abhängigkeit von der Diagnose.	53

9 Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar eine Vergütung oder geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Die aktuellen gesetzlichen Vorgaben in Bezug auf die Zulassung der klinischen Studien, die Bestimmungen des Tierschutzgesetzes, die Bestimmungen des Gentechnikgesetzes und die allgemeinen Datenschutzbestimmungen wurden eingehalten. Ich versichere, dass ich die Regelungen der Satzung der Universität Leipzig zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis kenne und eingehalten habe.

.....

Datum

.....

Unterschrift

