

Aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Kolja Freier

Nicht-Interventionelle Evaluation der digitalen Operationsplanung in der Dysgnathiechirurgie

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der
Zahnmedizin
der Universitätsmedizin
des Saarlandes

2025

Vorgelegt von
Hoda Sayahpour
geb. am 09.04.1988 in Ghaemshahr

Homburg, 2025

Tag der Promotion: 10.02.2026

Dekan: Prof. Dr. med. dent. M. Hannig

Berichterstatter: PD. Dr. med. Dr. med. dent. Dominik Horn

Prof. Dr. med. Emmanouil Liodakis

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungen	3
1 Einleitung.....	5
1.1 Dysgnathie	5
1.1.1 Definition der Dysgnathie	5
1.1.2 Einteilung von Dysgnathien	5
1.1.3 Ursachen einer Dysgnathie	6
1.1.4 Diagnostik	7
1.1.5 Operative Techniken der orthognathen Chirurgie	11
1.2 Dysgnathieplanung.....	15
1.2.1 Konventionelle chirurgische Dysgnathieplanung.....	15
1.2.2 Virtuelle Dysgnathieplanung.....	17
1.2.2.1 Wichtige Landmarken in der Dysgnathieplanung.....	19
1.3 Zielsetzung.....	19
2 Material und Methoden	21
2.1 Patientenkollektiv	21
2.1.1 Einschlusskriterien	21
2.1.2 Ausschlusskriterien	21
2.2 Workflow	22
2.2.1 Datenerfassung.....	23
2.2.2 Virtuelle Dysgnathieplanung.....	24
2.2.3 Nachbearbeitung der 3D-Datensätze	26
2.2.4 Auswertung	26
2.2.5 Ausrichtung und oberflächlichenbasierter Vergleich präoperativer und postoperativer DVT-Datensätze	28
2.2.6 Inter- und Intraraterzuverlässigkeit	31
2.3 Ethikvotum und Anmeldung der klinischen Studie	31
3 Ergebnisse.....	33
3.1 Demographische Ergebnisse.....	33
3.2 Metrische Genauigkeitsanalyse (RMSE, MSD, HD)	33
3.2.1 Root Mean Square Error (RMSE).....	33
3.2.2 Mean Surface Distance (MSD).....	34
3.2.3 Hausdorff Distance (HD)	34
3.3 Inter- und Intraraterzuverlässigkeit	35

3.4	Oberflächenbasierter Vergleich der simulierten Orthognathie und der postoperativen 3D-Datensätze	36
3.4.1	Vergleich der OP-Gruppen hinsichtlich RMSE, MSD und HD	37
3.5	Farbcodierte Darstellung und Interpretation lokaler Oberflächenabstände	39
4	Diskussion	41
4.1	Diskussion der Methoden	41
4.2	Diskussion der Ergebnisse	44
4.2.1	Inter- und Intraraterzuverlässigkeit	44
4.2.2	Fehlerquellen durch den Datensatz	45
4.2.3	Einflussfaktoren auf die Messergebnisse.....	46
4.3	Limitationen	49
4.3.1	Manuelle Nachbearbeitung der .stl-Dateien	49
4.3.2	Exportformat der Oberflächenmodelle	50
4.3.3	ICP-Algorithmus	52
4.3.4	Eingeschränktes Patientenkollektiv	53
4.4	Stärken der Studie.....	55
4.5	Klinische Relevanz und Implikationen	56
4.6	Ausblick und zukünftige Forschung	56
5	Zusammenfassung.....	58
6	Abstract.....	59
7	Danksagung.....	60
8	Abbildungsverzeichnis	61
9	Tabellenverzeichnis	62
10	Quellennachweise	63

Abkürzungen

.jpeg	joint photographic experts group
.obj	object file
.ply	polygon file format
.stl	standard tessellation language
µm	Mikrometer
3D	dreidimensional
A.	Arteria
AFDN	Akrofaziale Dysostose Nager
BSSO	beidseitige sagittale Spaltungsosteotomie
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CBCT	Conebeam Computertomographie
CT	Computertomographie
DIN	Deutsches Institut für Normierung
DVT	Digitale Volumen Tomographie
FGFR2	Fibroblast Growth Factor Receptor 2
FRS	Fernröntgenseitenbild
HD	Hausdorff Distance
ICC	Intraklassenkorrelationskoeffizient
ICP	Iterative Closest Point
KI	Konfidenzintervall
min	Minuten
ml	Milliliter
MSD	Mean Surface Distance
N.	Nervus
OPG	Orthopantomogramm
P	probability
PSI	patientenspezifische Implantate
R.	Ramus
RMSE	Root Mean Square Error
sec	Sekunde(n)
SNA	sella-nasion-A-point-angle; Nasion-Sella-Linie-A-Punkt
SNB	sella-nasion-B-point-angle; Nasion-Sella-Linie-B-Punkt

Anmerkung

Aus Übersichtsgründen und zur besseren Lesbarkeit wird auf die Trennung zwischen weiblichem und männlichem Geschlecht im Fließtext verzichtet. Bei Verwendung der maskulinen Form eines Substantives, welches Personen betrifft, ist ebenfalls die feminine Form adressiert.

1 Einleitung

1.1 Dysgnathie

1.1.1 Definition der Dysgnathie

Unter Dysgnathien (griech.: δύν dys „miss-, fehl-“; Γνάθος gnáthos „Kiefer“) versteht man eine Zusammenfassung von Fehlentwicklungen der Zähne, der Kiefer und/oder des Kausystems. Die Anomalien können die Zahnstellung, die Verzahnung (Okklusion), die Kieferform, die Lage der Kiefer zueinander oder den Einbau der Kiefer in den Schädel betreffen und als Folge davon ästhetische wie funktionelle Beeinträchtigungen verursachen (Neff et al. 1997).

1.1.2 Einteilung von Dysgnathien

Die Einteilung von Dysgnathien erfolgt nach verschiedenen Kriterien. Man unterscheidet zwischen skelettalen und dentoalveolären Dysgnathien.

Skelettale Dysgnathien sind dadurch gekennzeichnet, dass sich die Lagebeziehung der Kieferbasen zur Schädelbasis verändert. Dies kann zu einer Veränderung der Okklusion und der Artikulation führen (Schwenzer et al. 2010).

Dentoalveoläre Dysgnathien sind durch eine Abweichung der Lage der Zähne oder des Alveolarfortsatzes gekennzeichnet. Sie können zu einer Veränderung der Okklusion führen, ohne dass die Lagebeziehung der Kieferbasen zur Schädelbasis betroffen ist (Lohn et al. 2022).

Eine weitere Unterscheidung der Dysgnathien kann in der Sagittal-, Vertikal- und Transversalebene erfolgen (Kahl et al. 1988). Sagittale Dysgnathien betreffen die Lage der Kiefer in der Sagittalebene und können in Distalbiss (Rücklage des Unterkiefers), Mesialbiss (Rücklage des Oberkiefers) oder Neutralbiss (Normokklusion) eingeteilt werden (Berneburg et al. 2010). Vertikale Dysgnathien betreffen die Lage der Kiefer in der Vertikalen. Sie können in Prognathie (Vorstehen des Unterkiefers oder Oberkiefers) oder Retrognathie (Zurückverlagerung des Unterkiefers oder Oberkiefers) eingeteilt werden (Björk 1950). Transversale Dysgnathien betreffen die Lage der Kiefer in Bezug aufeinander in der Transversalebene und können in Laterotrusion (Bewegung einer Unterkieferhälfte nach lateral) oder Mediotrusion (Bewegung einer Unterkieferhälfte nach medial) eingeteilt werden (Kahl-Nieke 2001).

Um Dysgnathien nachvollziehbar zu diagnostizieren, werden diese gemäß der Angle-Klassifikation in Angle-Klasse I bis III eingeteilt (vgl. Tab. 1).

Angle-Klassen	Angle-Klasse I	Angle-Klasse II/1	Angle-Klasse II/2	Angle-Klasse III
Beschreibung	Neutralbisslage	Distalbisslage mit Steilstand der oberen Incisivi	Distalbisslage mit Palatinalstand der oberen In- cisivi	Mesialbisslage
Position 6er	Der mesio-buk- kale Höcker des Oberkiefer-6er greift in die me- dio-bukkale Querfissur des Unterkiefer-6er	Der mesio-buk- kale Höcker des Oberkiefer-6er greift mesial der medio-bukkalen Querfissur des Unterkiefer-6er	Der mesio-buk- kale Höcker des Oberkiefer-6er greift mesial der medio-bukkalen Querfissur des Unterkiefer-6er	Der mesio-buk- kale Höcker des Oberkiefer-6er greift distal der medio-bukkalen Querfissur des Unterkiefer-6er
Position 3er	Die Inzisialkante des Oberkiefer-3er trifft in den Approximalkon- takt zwischen Unterkiefer-3er und -4er	Die Inzisialkante des Oberkiefer- 3er greift mesial des Kontaktpunk- tes des Unterkie- fer-3er und -4er	Die Inzisialkante des Oberkiefer- 3er greift mesial des Approximal- kontaktes des Unterkiefer-3er und -4er	Die Inzisialkante des Oberkiefer- 3er greift distal des Kontaktpunk- tes des Unterkie- fer-3er und -4er

Tabelle 1: Angle-Klassifikation (modifiziert nach (Dibbets 1996)).

1.1.3 Ursachen einer Dysgnathie

Dysgnathien können angeboren oder erworben sein. Die folgende Übersicht vermittelt einen Überblick über angeborene und erworbene Formen der Dysgnathie.

(a) Angeborene Formen einer Dysgnathie

Eine Verzögerung oder Unregelmäßigkeit in der embryonalen Entwicklung des Schädels kann zu kraniofazialen Fehlbildungen oder Syndromen führen, wie beispielsweise der Pierre-Robin-Sequenz oder dem Goldenhar-Syndrom. Dabei kann es zu einer Unter- oder Überentwicklung von Ober-, Mittel- oder Untergesicht kommen (Schwenzer et al. 2010). Beispiele für angeborene Dysgnathien sind:

Pierre-Robin-Sequenz: Die Pierre-Robin-Sequenz ist durch eine Mikrogenie (zu kleiner Unterkiefer), eine Glossoptose und eine Gaumenspalte gekennzeichnet (Kahl-Nieke 2001, Schwenzer et al. 2010).

Goldenhar-Syndrom: Dieses Syndrom ist durch eine unilaterale Asymmetrie des Gesichts, eine Hypoplasie des Unterkiefers und des Gaumens sowie Fehlbildungen der Ohren gekennzeichnet (Kahl-Nieke 2001, Schwenzer et al. 2010).

Klassisches Pfeiffer-Syndrom Typ 1: Die Synostose manifestiert sich in den meisten Fällen an der Koronarnaht, wobei eine Reihe von weiteren Anomalien beobachtet werden kann, darunter Brachyzephalie, Mittelgesichtshypoplasie, Hypertelorismus, Exophthalmus und mandibuläre Prognathie (Cohen Jr 1993).

Nager-Syndrom: Das Nager-Syndrom, auch als Akrofaziale Dysostose Nager (AFDN) bezeichnet, stellt ein kongenitales Fehlbildungs-Syndrom dar, welches mit einer mandibulo-fazialen Dysostose einhergeht (malare Hypoplasie, Mikrogenie, Fehlbildungen des Außenohrs). Zusätzlich sind unterschiedliche präaxiale Gliedmaßen-Defekte zu beobachten (Opitz et al. 1998).

Crouzon-Syndrom: Beim Vorliegen eines Crouzon-Syndroms kommt es zu einer Verknöcherung und Deformation der Schädeldecke sowie der Gesichtszüge. Das Crouzon-Syndrom ist eine autosomal-dominante Erkrankung, deren Ätiologie auf Mutationen im FGFR2-Gen (Fibroblast Growth Factor Receptor 2) zurückzuführen ist. Demgemäß ist das Syndrom genetisch bedingt und angeboren. FGFR2 spielt eine entscheidende Rolle bei der Regulierung des Wachstums und der Entwicklung von Knochen und Gewebe. Die Mehrheit der Fälle (ca. 70 %) entsteht durch spontane Mutationen, wobei keine familiäre Vorgeschichte vorliegt. Dieses Syndrom verursacht eine mittige Gesichtshypoplasie. Die Gesichtsform wirkt flach und unterentwickelt. Eine Abflachung der Nasenwurzel sowie eine Verkürzung des Oberkiefers sind ebenfalls häufig zu beobachten und können zu einer nach hinten verlagerten Stellung des Unterkiefers führen (Kübler et al. 2021).

(b) Erworbene Formen einer Dysgnathie

Dysgnathien, die sich während der Skelettentwicklung manifestieren, sind in der Regel auf exogene pathologische Einflüsse wie Mundatmung, Zungenschlucken oder falsche Angewohnheiten wie Daumenlutschen zurückzuführen. Durch die Mundatmung wird das Wachstum des Unterkiefers gehemmt, was zu einer Rücklage (Retrognathie) führen kann. Ein fehlerhaftes Schluckmuster kann zu einer Vorverlagerung des Unterkiefers (Progenie) führen (Obwegeser et al. 2013). Eine Kieferfehlstellung kann auch durch ein Trauma verursacht werden, z. B., wenn eine in Fehlstellung verheilte Col-lumfraktur des Gelenkfortsatzes des Unterkiefers (Processus articularis mandibulae) zu einer Asymmetrie des Unterkiefers führt (Schwenzer et al. 2010).

1.1.4 Diagnostik

Die Diagnostik und anschließende konservative (Vor-)Behandlung (Kieferorthopädie) von skelettalen Dysgnathien sollte im Rahmen des kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlungskonzepts idealerweise ein bis zwei Jahre vor der Durchführung

von Umstellungsosteotomien durchgeführt werden. Um die bestmöglichen Ergebnisse zu erzielen, wird eine interdisziplinäre Beteiligung von Kieferorthopädie, Logopädie, Phoniatrie, konservierender Zahnheilkunde, zahnärztlicher Prothetik und Funktionsdiagnostik, Oralchirurgie, HNO, ggf. Psychologie/Psychiatrie und MKG-Chirurgie empfohlen (Kirschneck et al. 2020).

Im Rahmen der Befunderhebung werden verschiedene diagnostische Unterlagen vor Behandlungsbeginn erhoben. Dazu zählen die Anamnese sowie eine klinische Untersuchung mit Erhebung des Gebissstatus, der Okklusionsverhältnisse bzw. der Relation von Ober- und Unterkiefer. In der Anamnese werden Fragen nach Hauptbeschwerden, familiären Häufungen von dentofazialen Anomalien, Funktionsstörungen, Vorbehandlungen, Motivation und der Erwartungshaltung abgeklärt.

Im Rahmen der Beurteilung des Zahnhalteapparates erfolgt die Anfertigung eines Orthopantomogrammes (OPG) (vgl. Abb. 1). Des Weiteren ist eine klinische und ggf. instrumentelle Funktionsanalyse mit Registrierung der Unterkieferbewegungen von Interesse. Zur Dokumentation des aktuellen Zustandes sowie zur initialen Festlegung des weiteren Vorgehens werden Abdrücke von Ober- und Unterkiefer genommen, aus denen ein Anfangsmodellpaar aus Gips hergestellt wird. Das OPG dient dabei ebenso der Erkennung intraossärer pathologischer Befunde (z. B. retinierte Zähne, Wurzelanomalien, Zysten etc.), während das seitliche Fernröntgenbild (FRS) zur sogenannten „kephalometrischen Auswertung“ und Visualisierung skelettaler Anomalien verwendet wird (Winterhalder et al. 2020).

Die Darstellung des Schädelskeletts und des Weichgewebes erfolgt mittels seitlicher Fernröntgenbilder in einer standardisierten Aufnahmetechnik (Abbildung 2).



Abbildung 1: Panoramaschichtaufnahme im Rahmen der Initialdiagnostik. Patientenfall aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes. Es ist ein vollbezahnter Kiefer mit retiniert und teilverlagerten Zähnen 18, 28, 38 und 48 zur erkennen. Die kieferorthopädische Vorbehandlung wurde bereits initiiert (Multibandapparat).

Im Rahmen der zweidimensionalen kephalometrischen Auswertung wird die Bestimmung von skelettalen und dentalen Referenzpunkten in der Mediansagittalebene des Schädels durchgeführt. Die Verbindung der Punkte führt zu Referenzlinien in sagittaler und vertikaler Richtung (z. B. Schädelbasislinie), die wiederum zu Winkel- und Streckenmessungen verwendet werden, um quantitative Abweichungen von Normwerten feststellbar zu machen (Möhlhenrich et al. 2021) (vgl. Abb. 3). Die 2D-Kephalometrie anhand des seitlichen Fernröntgenbildes wird neuerdings zunehmend von 3D-Auswertungsverfahren auf Basis von CT-Daten oder Kegelstrahl-Computertomografie (Cone-beam CT/CBCT) bzw. digitaler Volumentomografie/DVT abgelöst (Quast et al. 2021).

Die Kephalometrie wird zu drei Zeitpunkten durchgeführt: (a) zu Behandlungsbeginn, um die Planung der orthodontischen Vorbehandlung zu optimieren, (b) nach Abschluss der kieferorthopädischen Vorbehandlung, um die OP-Planung mit Profilvorhersage zu gewährleisten, und (c) postoperativ und/oder zum Abschluss der gesamten Behandlungssequenz, um eine Ergebnis- und Qualitätskontrolle zu ermöglichen.

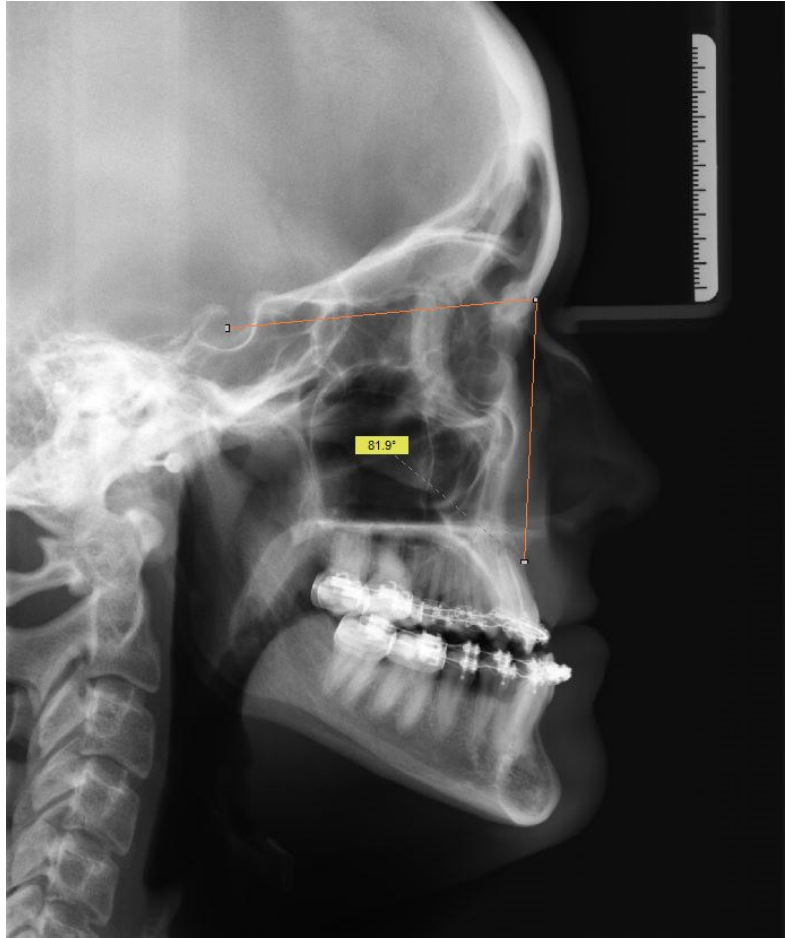


Abbildung 2: Fernröntgenseitenbild (FRS) mit Bestimmung des Sella-Nasion-A-Punktes (SNA). Patientenfall aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

Nach der Auswertung der diagnostischen Unterlagen (Röntgenbildgebung, Fotos, Modelle) wird ein individuelles Behandlungskonzept erarbeitet, welches die Maßgaben (Zeitbedarf, Methodik, Zielrichtung, Okklusionsposition, Koordination der Behandlungsschritte, Risikovermeidung, operative Zusatzmaßnahmen) für die orthodontisch-orthognathe Kombinationstherapie berücksichtigt (Kauffmann 2021)

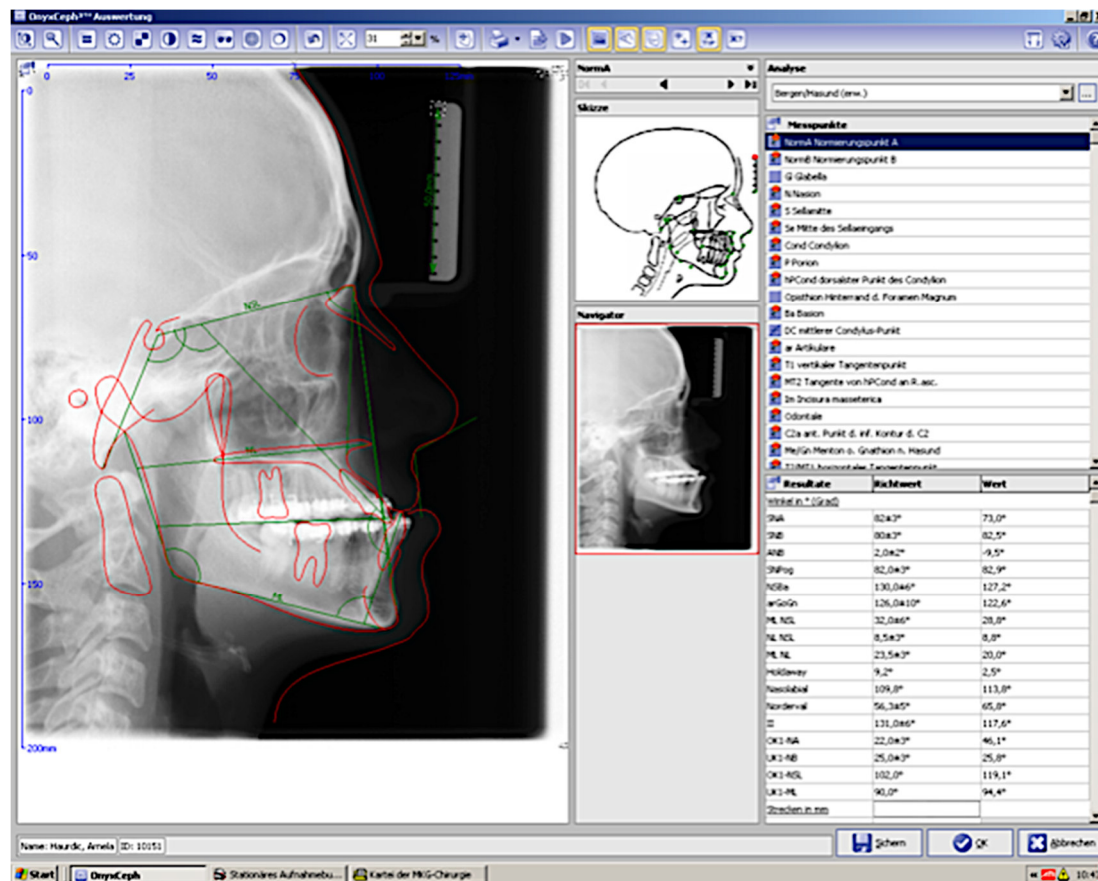


Abbildung 3: Kephalemtrische Auswertung des Fernröntgenseitenbild (FRS). Patientenfall aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

1.1.5 Operative Techniken der orthognathen Chirurgie

Das Ziel von orthognath-chirurgischen Korrekturen besteht in der Normalisierung der Kieferrelation als Grundlage für die Einstellung einer Normokklusion (Regelverzahnung). Dadurch soll ein neuromuskuläres Gleichgewicht im stomatognathen System erreicht werden, welches eine ästhetische Harmonisierung des Gesichtspröfils zur Folge hat (Schwenzer et al. 2010).

Typischerweise werden orthognathe Operationen über transorale operative Zugangswege durchgeführt, um eine äußerlich sichtbare Narbenbildung zu vermeiden. Monognathe Osteotomien werden vorgenommen, wenn der Gegenkiefer eine dreidimensional orthotope Position aufweist, d. h. „eugnath“ im Gesichtsschädel eingebaut ist (Roser et al. 2011). Bei bignathen Osteotomien wird in der Regel mit der Oberkieferosteotomie begonnen, gefolgt von der Unterkieferosteotomie.

Im Rahmen dieser Verfahren wird die gesamte zahntragende Unterkieferspange bzw. der gesamte zahntragende Oberkiefer mobilisiert (Kauffmann 2021). In der Folge können der Unter- und Oberkiefer dreidimensional repositioniert werden. Im Gegensatz zu den

„In-toto“-Verfahren werden Segmentosteotomien im Bereich der Alveolarfortsätze seltener durchgeführt. Die Komplettesteotomien lassen sich mit Segmentosteotomien kombinieren und dienen zur Aufweitung oder Verschmälerung in transversaler Richtung oder zur vertikalen Nivellierung der Kauebene. Bei transversalen Engständen im Ober- oder Unterkiefer, die trotz orthodontischer Behandlung persistieren, stellt die chirurgisch assistierte palatinale Expansion bzw. das „Mandibular Widening“ eine effektive Maßnahme dar, die als alleinige Maßnahme oder im Vorfeld eines orthognath-chirurgischen Eingriffs zum Einsatz kommt.

In Ergänzung zu orthognathen Operationen können im Einzelfall folgende Verfahren zur Anwendung kommen: Kinnkorrekturen/Genioplastik, Septorhinoplastik, Nasenmuschelreduktion, Jochbeinverbreiterung, Transplantate/alloplastische Augmentate zum Konturaufbau des Gesichts (Wange, Kinn, Kieferwinkel), Lippenaugmentation, Korrekturen der Submentalregion, dentale Implantate, Endoprothesen zum Kiefergelenkersatz (Roser et al. 2011, Quast et al. 2021). Im Folgenden wird eine Übersicht über die geläufigsten Osteotomien vermittelt.

Osteotomien im Unterkiefer

Beidseitige sagittale Spaltungsosteotomie (BSSO)

Die beidseitige sagittale Spaltungsosteotomie (BSSO) im aufsteigenden Unterkieferast (nach Obwegeser) stellt weltweit die gebräuchlichste chirurgische Technik zur Verlagerung der zahntragenden Unterkieferspange dar (Obwegeser et al. 2013) (Abbildung 4). Die stufenförmige sagittale Spaltung eines R. ascendens erfolgt durch die Anlage folgender Osteotomielinien:

Ein horizontaler monokortikaler Knochenschnitt wird durch die innere bzw. linguale Kortikalis oberhalb der Lingula zwischen dem vorderen und dem hinteren Rand des Ramus durchgeführt.

Ein horizontaler, schräger oder vertikaler Knochenschnitt erfolgt durch die äußere bzw. die bukkale Kortikalis und wird auf Höhe oder in der Verbindungslinie zwischen dem inneren und äußeren Kieferwinkel durchtrennt.

Der vertikale bzw. sagittal ausgerichtete Knochenschnitt erfolgt entlang der Vorderkante des aufsteigenden Astes bzw. der Linea obliqua, wodurch die Einschnitte in die linguale und bukkale Kortikalis zu einer Stufe verbunden werden (Roser et al. 2011).

Die Tiefe des sagittalen Einschnitts erstreckt sich bis in die Spongiosa, sodass mit geeigneten Werkzeugen (herkömmlich: Osteotome oder Meißel, alternativ: Osteoskalpell oder Säge mit Spezialsägeblatt, neuerdings: Piezochirurgieansätze) auf die Innenseite der bukkalen Knochenkompakta eingegangen werden kann (Luhr et al. 1991).

Im Anschluss erfolgt eine sukzessive Dehnung bzw. Trennung des Knochens entlang der Grenzfläche zwischen der äußeren Kompaktlamelle und der medial davon liegenden Spongiosa, um die sagittale Spaltung nach dorsal in Richtung auf den Ramushinterrand allmählich zu komplettieren. Die Querspreizung des Osteotomiespaltes erlaubt eine zunehmend bessere Einsicht und Feststellung, ob der Mandibularkanal eröffnet wurde und ob der N. alveolaris inferior freiliegt. Der intraossäre Verlauf des Mandibularkanals ist variabel. Der Kanal liegt keineswegs immer in dem von Spongiosa bedeckten, medialen Segment, sondern die bukkale Kompakta bildet nicht selten die äußere Kanalwand. Im Zuge der Spaltung wird der N. alveolaris inferior zwangsläufig freigelegt und muss nach medial verlagert werden, um Läsionen zu vermeiden. In der Folge wird das gelenktragende äußere Segment lateralwärts mobilisiert, um abschließend zu kontrollieren, ob die Knochenspaltung regulär verläuft oder ein „bad split“ vorliegt. Letzteres kann spezielle Erfordernisse im OP-Fortgang zur Konsequenz haben. Durch die beidseitige sagittale Spaltung entstehen insgesamt drei Unterkieforteilstücke (vgl. Abb. 4): zwei gelenktragende Ramussegmente mit je einer Außenlamelle vorne und die Unterkieferspange mit dem Zahnbogen und zwei Innenlamellen hinten (Trauner 1955, Obwegeser 1957, Schwenzer et al. 2010).



Abbildung 4: Sagittale Spaltung mit Darstellung des aufsteigenden Astes der Mandibula links über eine vestibuläre intraorale Schnittführung. Patientenfall aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

Osteotomien im Oberkiefer

Le-Fort-1-Osteotomie

Die Standardmethode zur Verlagerung des Oberkiefers stellt die Le-Fort-1-Osteotomie dar (vgl. Abb. 5). Bei Mobilisierung entlang der von Le-Fort beschriebenen Frakturlinie (Schwestka et al. 1991) ist eine Bewegung des Oberkiefers in allen drei Raumebenen möglich. Die oszillierende Knochensäge wird dabei basal durch die fazialen Kieferhöhlenwände und lateralen Nasenwände geführt. Im Anschluss erfolgt die Abtrennung des Nasenseptums unten vom knöchernen Nasenboden mit Säge oder Meißel sowie die Lösung des Oberkiefers vom Pterygoid mit einem Meißel. In der Folge wird der Oberkiefer entweder digital oder unter Zuhilfenahme von Instrumenten, wie beispielsweise paarigen Mobilisationszangen, vom Gesichtsschädel gelöst (Dabir et al. 2021).

Des Weiteren besteht die Möglichkeit, den Oberkiefer zu segmentieren, zusätzlich zur Le-Fort-1-Osteotomie. Im Rahmen einer Zweiteilung erfolgt eine paramediane Teilung des Kiefers zur Gaumennaht, was insbesondere bei einer transversalen Erweiterung des Oberkiefers indiziert ist. Eine Dreiteilung des Oberkiefers in Y-Form stellt eine weitere Möglichkeit dar. Dabei erfolgt die Trennung in der Regel zwischen Eckzahn und erstem Prämolaren oder seitlichem Schneidezahn und Eckzahn, wodurch eine erweiterte chirurgische Nivellierung der Zahnbögen ermöglicht wird.

Im Rahmen der nun anstehenden Verlagerung sind je nach Verlagerungsrichtung spezifische Faktoren zu berücksichtigen. Eine sagittale Verlagerung nach anterior kann in der Regel ohne Komplikationen durchgeführt werden, allerdings ist das Ausmaß dieser Operation durch die Dehnung des Gefäß-Nerven-Bündels (A. palatina major und N. palatinus major) begrenzt. Eine sagittale Verlagerung nach posterior ist hingegen selten erforderlich und geht mit einer Einkürzung des Processus pterygoideus einher. Im Falle einer Verlagerung nach kranial ist eine Reduktion des Knochenvolumens sowie eine Kürzung des Nasenseptums erforderlich, um Deviationen zu vermeiden. Im Gegensatz dazu wird bei größeren Verlagerungen nach kaudal eine autologe Knochentransplantation vor allem im Bereich der Kieferhöhlenwände empfohlen (Koch et al. 2008).



Abbildung 5: Down Fracture nach LeFort-1-Osteotomie. Patientenfall aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

1.2 Dysgnathieplanung

1.2.1 Konventionelle chirurgische Dysgnathieplanung

Nach Abschluss der kieferorthopädischen Vorbehandlung werden Gipsmodellpaare (Ober- und Unterkiefer) hergestellt und nach einer Gesichtsbogenübertragung in Relation zur Schädelbasis (d. h. einer Verbindungslinie zwischen äußerem Gehörgang und Infraorbitalrand) und nach einer Bissnahme zur Registrierung der Interkuspitation (Verzahnung bzw. Relation von Ober- und Unterkiefer) auf Gipssockeln in einen Artikulator (vgl. Abb. 6) montiert.

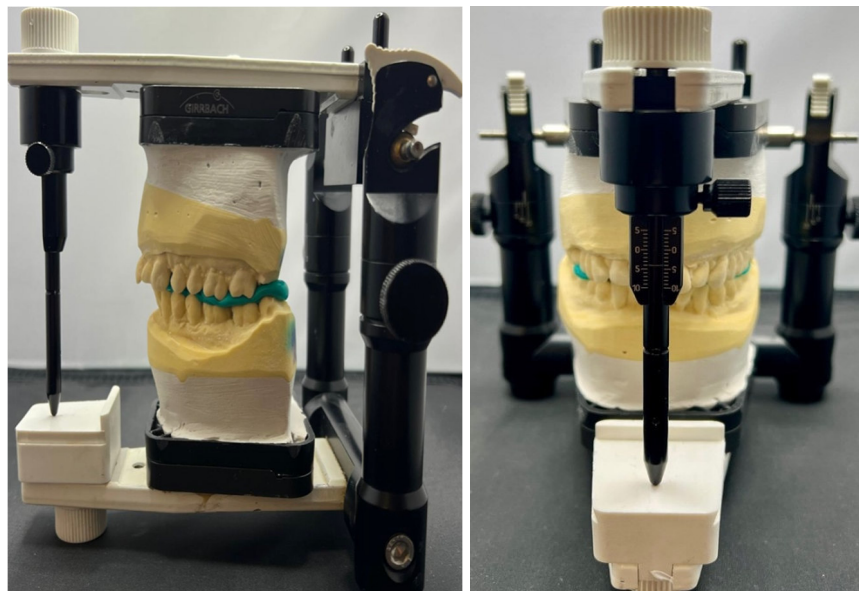


Abbildung 6: Gipsmodelle, einartikuliert zur konventionellen Planung der Modelloperation. Bild: Autorin.

Artikulatoren sind mechanische Geräte, mit denen sich die Bewegungen des Kiefergelenks nachahmen lassen. Auf dem Gipssockel werden Referenzlinien angezeichnet, sodass die Verschiebungen von Ober- und/oder Unterkiefer während der Modelloperation bestimmt werden können. Die dreidimensionale Neupositionierung kann monognath (= Umstellungsosteotomie, entweder nur im Oberkiefer oder nur im Unterkiefer) oder bignath (Umstellungsosteotomien im Oberkiefer und im Unterkiefer) vorgenommen werden (Kauffmann 2021).

Translationen sind entlang der x-, y- und z-Achse möglich. Des Weiteren sind Rotationsbewegungen um alle drei Achsen möglich (in Korrelation von Flugtechnik und orthognather Chirurgie haben sich folgende Begriffe etabliert: y-Achse bzw. Drehung des Zahnbogens um die Vertikalachse = Yaw; x-Achse bzw. Drehung der Okklusalebene um die Transversalachse = Pitch; z-Achse bzw. Transversalkippung um die Sagittalachse = Roll).

Im Rahmen der Modelloperation bzw. Simulation der Umstellungsosteotomien werden die in der präoperativen kephalometrischen Analyse ermittelten Bewegungen (Rotationen und Wegstrecken) des Ober- und Unterkiefers auf die montierten Gipsmodelle übertragen. Hierfür werden die Modelle von den Gipssockeln getrennt, die Gipssockel ggf. getrimmt und die Modelle in der Soll-Position wiederbefestigt. Zur Übertragung der Soll-Position des Ober- und/oder Unterkiefermodells auf die intraoperative Situation werden interokklusale Splints (vgl. Abb. 7) bzw. interokklusale Wafer benutzt.

Bei diesen sogenannten Okklusionsplatten handelt es sich um aus einem Kunststoffpolymerisat hergestellte Platten in Hufeisenform, auf deren Ober- und Unterseite das okklusale Relief der jeweils gegenüberliegenden Zahnreihen in Negativform (einem Einbiss vergleichbar) abgedrückt ist. Die vom Kunststoffsaum des Wafers gefassten Impressionen der Zahnhöcker und Gruben dienen der Verschlüsselung der gegenseitigen Position von Ober- und Unterkiefer.

In zunehmender Zahl werden Dysgnathien heutzutage bignath korrigiert. Dann wird zusätzlich zu einem Ausgangssplint und dem Zielsplint ein Intermediär- oder Zwischensplint benötigt. Mithilfe des Zwischensplints wird die Position des zuerst osteotomierten Kiefers zum noch nicht osteotomierten Gegenkiefer definiert (Liu et al. 2011, Quast et al. 2021).



Abbildung 7: Interokklusale Splints. Patientenfall aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

1.2.2 Virtuelle Dysgnathieplanung

In den vergangenen Jahren hat sich in der orthognathen Chirurgie ein „Paradigmenwechsel“ vollzogen. Die grafische 2D-Planung am lateralen Fernröntgenbild, deren geometrisch problematische Übertragung auf dreidimensionale Objekte während der Modelloperation erfolgt, wird zunehmend durch einen virtuellen Workflow mit konsequenter 3D-Visualisierung in allen Phasen von Diagnostik, Prädiktion, Simulation und Realisation abgelöst (Kübler et al. 2023).

Ein 3D-Röntgen-Datensatz (DICOM-Format) des Gesichtsschädels kann in Computerprogramme geladen werden, woraus dann eine Oberflächendarstellung der knöchernen Strukturen errechnet wird. In diesem virtuellen Modell des Gesichtsschädels besteht die Möglichkeit, Osteotomielinien wie in der Operation zu simulieren und den Kiefer dreidimensional neu zu positionieren (Freudlsperger et al. 2023). Die Programme sind in der Lage, die durchgeführte Verlagerung entsprechend zu quantifizieren. Gleichzeitig erlaubt das Programm dem Behandler, die geplante neue Position kephalometrisch zu evaluieren. Des Weiteren stehen Funktionen zur Verfügung, die auf Basis eines Gesichtsscans die zu erwartenden Veränderungen der Weichgewebe durch die Kieververlagerung simulieren. Dies ermöglicht es den Patienten, eine ungefähre Vorstellung vom postoperativen Ergebnis zu gewinnen, was insbesondere bei einem so umfangreichen elektiven Eingriff von hoher Relevanz sein kann (Centenero et al. 2012, Elshebiny et al. 2019, Demirsoy et al. 2022).

Allerdings befinden sich diese Vorhersagen im dreidimensionalen Raum noch im Entwicklungsstadium und sollten daher mit Vorsicht interpretiert werden. Um die geplante Kieferposition intraoperativ zu übertragen, besteht die Möglichkeit, im Programm analog zur konventionellen Planungsmethode einen Splint zu planen, indem Scans der Zahnreihen in den Schädel eingeordnet werden. Die Splints können dann im 3D-Drucker hergestellt werden.

Allerdings ermöglicht die Oberflächendarstellung des Schädels auch die Erstellung sogenannter patientenspezifischer Implantate (PSI). Diese Titanplatten sind vorgefertigt und werden in Kombination mit Bohrschablonen verwendet, um die Position, in der der Kiefer wieder befestigt werden soll, in ihrer Form vorzugeben. Der Vorteil dieser Vorgehensweise besteht darin, dass im Gegensatz zum Splint die vertikale Verlagerung vorgegeben wird, wodurch das Erreichen der Planung in dieser Dimension deutlich vereinfacht wird (Heufelder et al. 2017). Zudem ist die Planung nicht mehr von der intraoperativen Position des Unterkiefers abhängig (Zinser et al. 2013). Des Weiteren ermöglicht die Verwendung von PSIs eine präzisere Positionierung und Befestigung von Translokationen der Kiefer über größere Distanzen (Kraeima et al. 2020). Allerdings sind die Kosten für PSIs bei Umstellungsosteotomien höher und die Anfertigungszeit länger, da sie von einem zugelassenen Fräszentrum produziert werden müssen, im Gegensatz zum 3D-gedruckten Splint (Heufelder et al. 2017). Zudem ist zu berücksichtigen, dass eine Abweichung von der Planung nur schwer möglich ist, sollte der behandelnde Chirurg während der Operation aufgrund von unvorhersehbaren Problemen zu einem Abweichen von der Planung entscheiden (Karaxha et al. 2021).

Stellenwert der digitalen Volumentomografie in der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Planung

Die digitale Volumentomografie (DVT) ist fest in der Zahnmedizin und kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Planung etabliert. Durch ihre Fähigkeit, hochauflösende, dreidimensionale Bilder des Kiefer- und Zahnbereichs zu liefern, unterstützt die DVT in der Zahn- sowie Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie bei der Diagnose, Planung und Behandlung verschiedener dentaler und kieferorthopädischer Anomalien. Die DVT-Technologie ermöglicht eine präzise Darstellung der anatomischen Strukturen in 3D, was für die kieferchirurgische Planung und Diagnose essenziell ist. Gegenüber konventionellen radiologischen Verfahren bietet die DVT entscheidende Vorteile, wie minimierte Überlagerungen von Strukturen und unter Umständen eine geringere Strahlenbelastung im Vergleich zur konventionellen Computertomografie (CT) (Kapila et al. 2011). Diese Fähigkeiten machen die DVT unerlässlich für eine umfassende Beurteilung der präoperativen ossären Situation eines Patienten.

Obwohl die DVT in vielen Bereichen der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Diagnostik als unverzichtbar gilt, gibt es Situationen, in denen auf diese Bildgebung verzichtet werden kann. Bei kieferorthopädischen Fällen mit geringfügigeren Zahnfehlstellungen ohne komplizierte anatomische Anomalien kann oft auf die DVT-

Bildgebung verzichtet werden. In solchen Fällen reichen herkömmliche zweidimensionale Röntgenaufnahmen (Orthopantomogramm [OPG] und Fernröntgenseitenbild [FRS]) aus, um eine adäquate Behandlungsplanung zu ermöglichen.

1.2.2.1 Wichtige Landmarken in der Dysgnathieplanung

Nasion:

Als Nasion wird der am weitesten anterior gelegene Punkt der Sutura nasofrontalis bezeichnet. An dieser Stelle treffen das Os frontale und das rechte sowie linke Os nasale aufeinander. Die Horizontalebene, auf der der Punkt Nasion liegt, trennt das Ober- vom Mittelgesicht.

A-Punkt:

In Bezug auf den anterioren Oberkiefer-Alveolarfortsatz wird der A-Punkt als der tiefste Punkt der anterioren Kontur definiert. Dies erfolgt in der Mediansagittalebene.

B-Punkt:

Der B-Punkt stellt den tiefsten Punkt der anterioren Kontur des Unterkiefer-Alveolarfortsatzes in der Mediansagittalebene dar.

Orbitale:

Als Orbitale wird der tiefstgelegene Punkt am Unterrand der Orbita bezeichnet.

Pogonion:

Der Begriff „Pogonion“ wird in diesem Zusammenhang verwendet, um den am weitesten anterior gelegenen Punkt des knöchernen Kinns (Mentum) in der Medianebene zu bezeichnen. Dabei bildet der Punkt „Pogonion“ die kaudale Grenze des Untergesichts.

Gonion:

Als Gonion wird der am meisten nach unten, hinten sowie außenliegende Punkt der Mandibula bezeichnet. Dieser Begriff findet ebenfalls Anwendung für den lateinischen Terminus Angulus mandibulae.

1.3 Zielsetzung

Die digitale chirurgische Planungsroutine mittels 3D-DVT erlaubt heute die effiziente und unkomplizierte dreidimensionale Erfassung der anatomischen Geometrie des Gesichts. Diese kann als Grundlage für die Planung und Visualisierung von Operationen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich dienen (Tenhagen et al. 2016).

Die vorliegende wissenschaftliche Studie befasst sich mit der digitalen Planung in der Dysgnathiechirurgie.

Ziel dieser klinischen Studie ist das Schließen von Evidenzlücken in Bezug auf die Evaluation des Einflusses der digitalen, CAD/CAM assistierten Planung auf die operative Behandlung von Patienten mit Anomalien des Kiefer-Schädelbasis-Verhältnisses sowie der Vergleich der postoperativen Resultate mit präoperativer Dysgnathie-Operationsplanung hinsichtlich Präzision und Genauigkeit.

Dieses Ziel solle erreicht werden durch: (a) die allgemeine Analyse der Präzision und Genauigkeit der virtuellen Operationsplanung anhand der Parameter (RMSE) Root Mean Square Error, (MSD) Mean Surface Distance und (HD) Hausdorff Distance und (b) den Vergleich der Präzision und Genauigkeit der OP-Planung mit postoperativen Ergebnissen und inwiefern diese der ursprünglichen Planung entsprechen. Damit fördert diese Studie den Transfer von Forschungserkenntnissen in die Patientenversorgung und die Einführung von innovativen Therapiekonzepten in das Gesundheitssystem.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

2.1.1 Einschlusskriterien

Folgende Kriterien führten zum Einschluss in die Studie:

- Indikation zur kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapie
- schriftliches Einverständnis zur Teilnahme
- digitale OP-Planung
- vorliegende prä- und postoperative Bildgebung mittels DVT.

Vor der Rekrutierung der Patienten wurde eine Fallzahlberechnung mithilfe der Software G*Power (Version 3.1; Faul et al., 2007; Faul et al., 2009) durchgeführt. Bei einer geschätzten Effektstärke von 0,9, einer α -Fehler-Probabilität von 0,05 und einer angestrebten Teststärke (Power) von 0,95 ergab sich eine empfohlene Mindestfallzahl von 14. Um eventuellen Drop-outs und methodischen Unwägbarkeiten vorzubeugen, wurde die ursprünglich geplante Fallzahl vorsorglich auf mindestens 16 Teilnehmer:innen angehoben.

Im Rahmen dieser Dissertation wurde die endgültige Fallzahl jedoch auf 28 Patienten erweitert. Diese bewusste Erhöhung diente der Stärkung der statistischen Aussagekraft sowie der Möglichkeit, differenziertere Aussagen zu interindividuellen Abweichungen innerhalb der digitalen, oberflächenbasierten Analyse treffen zu können. Gleichzeitig wurde durch das prospektive Studiendesign gewährleistet, dass alle Datensätze unter standardisierten Bedingungen und nach einheitlichem Protokoll erhoben wurden ein entscheidender Aspekt für die Validität und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

2.1.2 Ausschlusskriterien

Patienten mit folgenden Kriterien wurden nicht in Studie aufgenommen:

- Lippen-Kiefer-Gaumenspalte
- konventionelle OP-Planung
- Surgery-First-Konzept ohne kieferorthopädische Vorbehandlung
- bereits erfolgte Umstellungsosteotomie
- fehlendes schriftliches Einverständnis
- fehlerhafte DVT-Datensätze.

2.2 Workflow

Im Zeitraum von Januar 2022 bis Mai 2024 wurden insgesamt 28 Dysgnathiefälle untersucht. Zum initialen Untersuchungszeitpunkt erfolgte die Erstellung einer präoperativen DVT sowie des Intraoralscans. Basierend auf diesen diagnostischen Maßnahmen erfolgte die digitale Operationsplanung mit Hilfe der Software Onyx Ceph³™ (Version 3.2.64 (70) ImageInstruments GmbH, Chemnitz). Diese bietet verschiedene Optionen für die virtuelle Operationsplanung. Zum einen können zu verlagernde Segmente virtuell an die gewünschte Position verschoben werden. Zum anderen 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.

Im Durchschnitt neun bis 12 Monate postoperativ erfolgte die erneute Durchführung einer DVT vor Metallentfernung. Innerhalb dieses Zeitraums sind keine nennenswerten Veränderungen zu erwarten (bei jährlich nur 4 % Boneremodelling der Kompakta), welche die digitale Überlagerung des Gesichtsschädels beeinträchtigen könnten (Lüllmann-Rauch 2009). Dies gilt in ähnlicher Weise auch für die Zahnreihen. Die physiologische Zahnwanderung beträgt bis zu 5 mm im Laufe des Lebens (Neumann 1975), sodass diese bei der hier vorgenommenen Betrachtung, aufgrund des relativ kurzen Zeitraums vernachlässigt wird. Zudem zeigen die Patientenfälle, dass die Zahnreihe nach prächirurgisch erfolgter kieferorthopädischer Dekompensation durch eine Multibandapparatur stabilisiert wird.

Im Rahmen der Datenverarbeitung wurden die prä- und postoperativen .stl-Datensätze sowie der Datensatz der abgeschlossenen digitalen Planung formatiert, segmentiert und schlussendlich überlagert. Die Datenanalyse im Sinne eines oberflächenbasierten Vergleichs erfolgte mit Hilfe der Software MeshLab (Version 2021.05d). Hierbei werden die Parameter RMSE (in mm), MSD (in mm) und HD (in Voxel) kalkuliert und verglichen (Cignoni et al. 2008, Cignoni et al. 2011). Die softwaregestützte Auswertung wurde unabhängig von zwei unterschiedlichen Untersuchern zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt. Die zweite Auswertung fand mindestens sieben bis maximal 14 Tage später statt. Abbildung 8 stellt den gesamten Workflow dar.

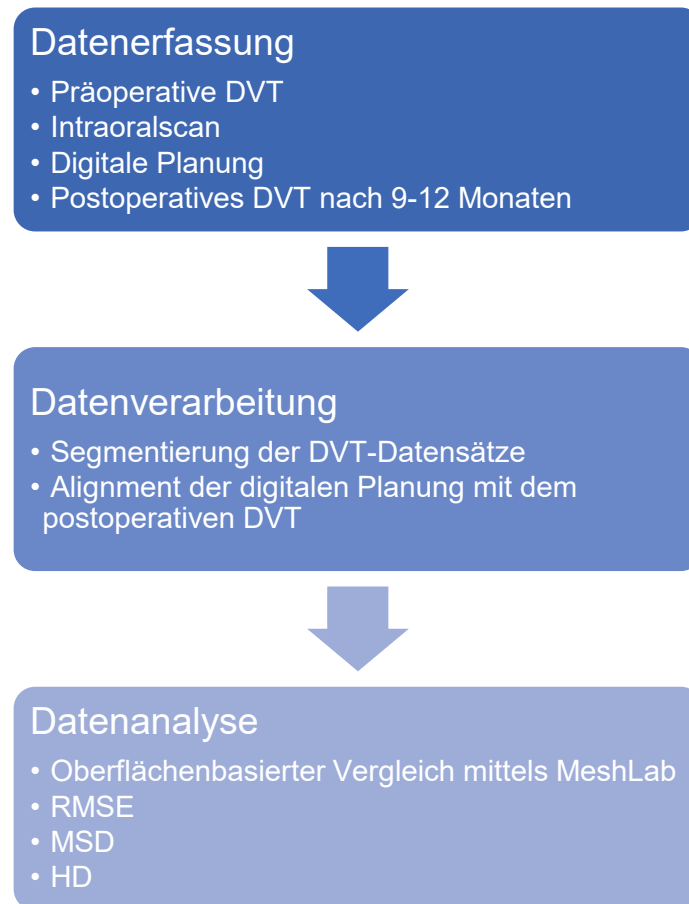


Abbildung 8: Workflow Datenerfassung, Datenverarbeitung und Datenanalyse.

2.2.1 Datenerfassung

Im Rahmen der Datenerfassung zur digitalen Planung und initialen Diagnostik erfolgte zunächst eine präoperative DVT. Hierzu wurde ein Morita 3D Veraview X800-Gerät verwendet. Die DVTs wurden dann in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes in Homburg durchgeführt. Die 3D-Aufnahmen wurden in Form von DICOM-Datensätzen zur weiteren Verarbeitung exportiert.

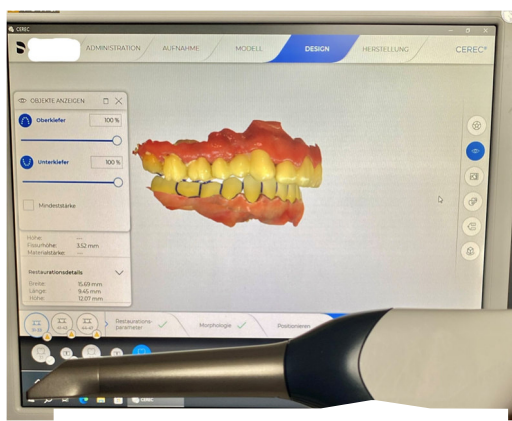
Weiterhin erfolgte ein Intraoralscan zur Beurteilung der Okklusion mit Hilfe des 3Shape TRIOS 5. Die Daten wurden im .stl-Format exportiert und in die digitale Planungssoftware Onyx Ceph³™ übertragen. Die fertige Planungsdatei im .stl-Format bildete die Referenz für den oberflächenbasierten Vergleich in der Datenanalyse. Postoperativ nach neun bis 12 Monaten erfolgte eine abschließende Diagnostik (Erfolgskontrolle und Planungsgrundlage der Metallentfernung) mittels DVT mit dem o. g. Gerät. Damit war die Datenerfassung im Rahmen dieser Studie abgeschlossen.



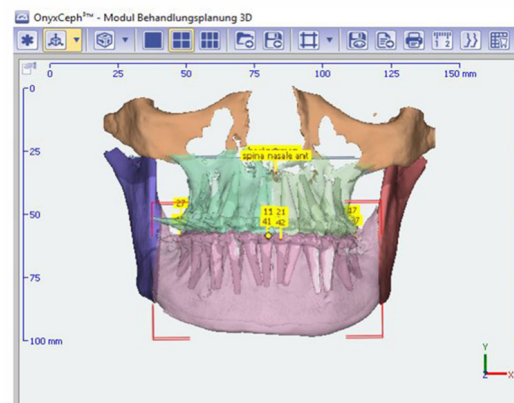
1) DVT Morita



2) 3Shape TRIOS 5



3) Intraoralscan



4) Digitale Planung

Abbildung 9: Datenerfassung. 1) DVT Morita zur Erstellung eines digitalen 3D-Referenzmodells des Gesichtsschädels. 2) 3Shape TRIOS 5 Intraoralscanner zur digitalen Gebissabformung. 3) Bild Darstellung auf dem Monitor mit Hilfe von 3Shape TRIOS 5. 4) Digitale Planung mit Integration der Zielokklusion in die Planungssoftware Onyx Ceph³™. Quelle: Autorin.

2.2.2 Virtuelle Dysgnathieplanung

Im Rahmen der virtuellen OP-Planung wurden die DVTs im DICOM-Format in die Planungssoftware Onyx Ceph³™ importiert (vgl. Abb. 9 und 10). Nach dem Import des DVT-Datensatzes erfolgte zunächst eine Segmentierung in Weichgewebe und knöchernen Schädel. Der knöcherne Anteil wurde anschließend in Neurocranium/Gesichtsschädel mit Maxilla und in die Mandibula separiert.

Im Anschluss wurden die einzelnen Segmente durch die Software in dreidimensionale digitale Objekte (.stl-Objekte) umgerechnet. Nach Abschluss der vorbereitenden Maßnahmen konnte in Onyx Ceph³™ die Position des osteotomierten Ober- und Unterkiefers in allen drei Raumebenen frei bewegt und so die geplanten Verlagerungen anhand der klinischen Werte vorgenommen werden (vgl. Abb. 10). Weiterhin wurden die Zahnreihen des Ober- und Unterkiefers jeweils separat durch einen o. g. 3D-Digital-Scanner gescannt und ebenfalls im .stl-Format gespeichert.

Er folgten weitere Scans in Okklusion im Zielbiss und mit dem Zielsplint in situ sowie in der Ausgangsposition mit dem Ausgangssplint in situ (Abbildung 11). Nach Rücksprache mit dem Operateur und Freigabe des Behandlungsplanes durch den Operateur wurde der CAD/CAM-Zwischensplint in einem 3D-Drucker gefertigt (CAM). Im Anschluss wurde das Modell postalisch an die Klinik übermittelt, wo es präoperativ einer sogenannten Splintanprobe unterzogen wurde. Im Falle einer regelrechten Passung erfolgte die chirurgische Freigabe zur Operation.

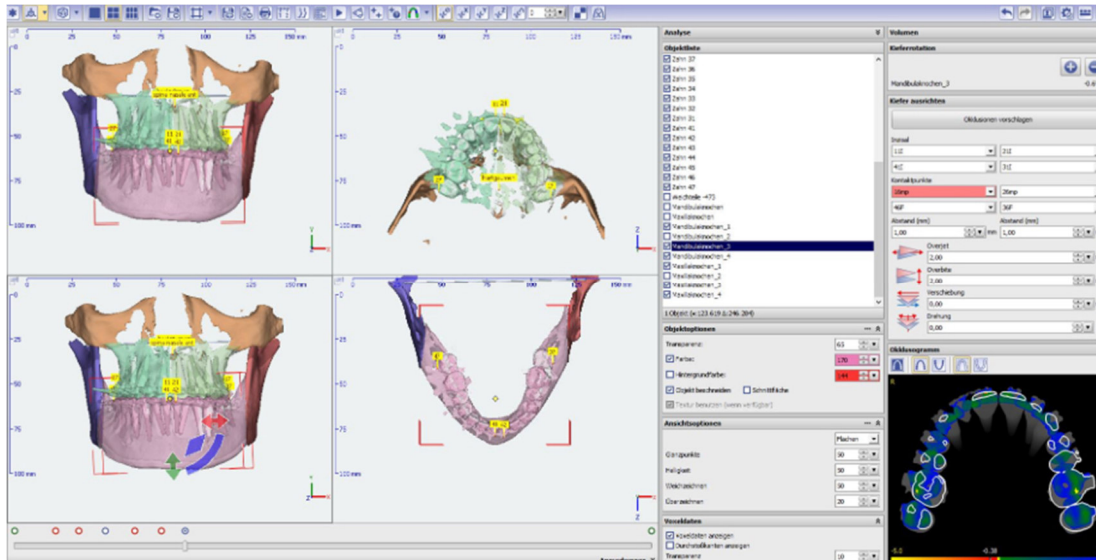


Abbildung 10: Virtuelle Operationsplanung mit Integration der Zielokklusion in die Planungssoftware Onyx Ceph³™. Screenshot aus der Onyx Ceph³ Software.

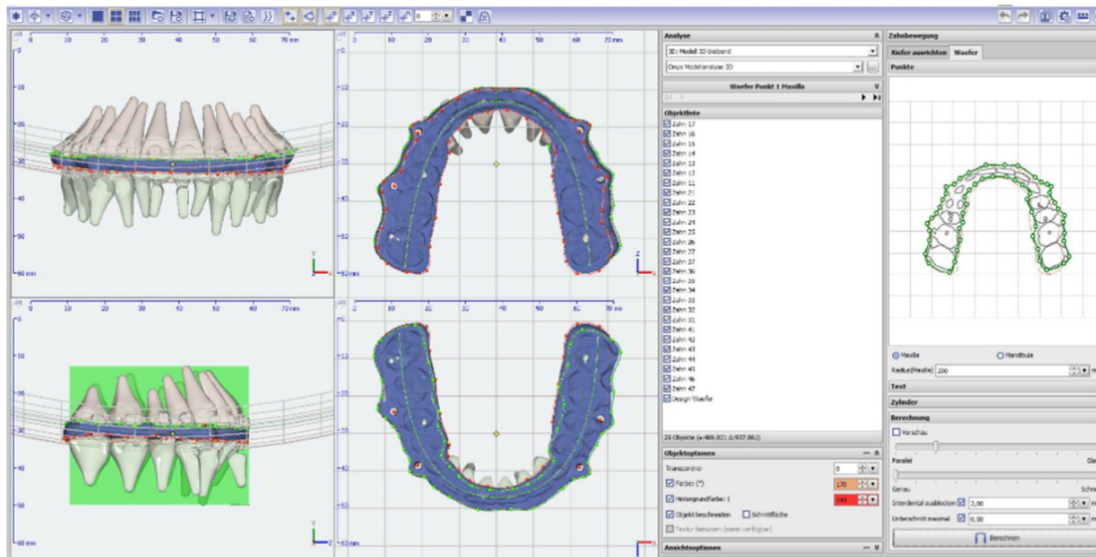


Abbildung 11: Erfassung der Zielokklusion mit Hilfe eines Intraoralscanners, die als Quelldatei (.stl-Datensatz) für die Herstellung individueller 3D-gedruckter OP-Splints in Onyx Ceph³™ dient. Screenshot aus der Onyx Ceph³ Software.

2.2.3 Nachbearbeitung der 3D-Datensätze

Alle im .stl-Dateiformat exportierten Datensätze wurden auf ein MacBook Air (Apple, macOS Monterey, M1) überspielt. Die Nachbearbeitung wurde mit Hilfe der Open Source Software MeshLab (Version 2021.05d) (Cignoni et al. 2011) durchgeführt. Im Rahmen der Nachbearbeitung erfolgte eine Formatierung der exportierten Datensätze sowie ein Ausschneiden des Gesichtsschädels („gecroppt“). Die Vorgehensweise bei diesem Bearbeitungsschritt wird in Abbildung 12 dargestellt.

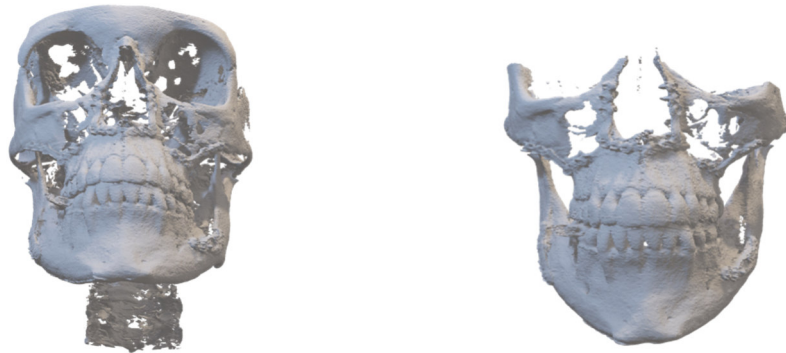


Abbildung 12: Nachbearbeitung der postop-DVTs, Formatierung und Ausschneiden des Gesichtsschädels mittels MeshLab für genauere semi-automatische Überlagerung bzw. „Matching“. Screenshot aus der MeshLab Software.

2.2.4 Auswertung

Die semi-automatische, manuelle Überlagerung erfolgte anhand definierter Landmarken, welche dem Farbatlas „Three-Dimensional Cephalometry“ (Swennen et al. 2005) entnommen wurden. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden folgende Landmarken , (eine Erläuterung der in Tabelle 2 verwendeten und Landmarken befindet sich bereits im Kapitel 1.2.2.1 der Einleitung) für die Analyse herangezogen:

Abkürzung	Definition
N	Nasion
A	A-Punkt
B	B-Punkt
Or	Orbitale
Pg	Pogonion
Go	Gonion

Tabelle 2: Definition der verwendeten Landmarken zum oberflächenbasierten Vergleich (Swennen et al. 2005).

Nach der digitalen Überlagerung der präoperativ geplanten und postoperativ segmentierten Kiefermodelle erfolgte eine oberflächenbasierte 3D-Vergleichsanalyse. Zur

quantitativen Bewertung der Übereinstimmung zwischen Planung und Umsetzung wurden die etablierten metrischen Parameter Root Mean Square Error (RMSE), Mean Surface Distance (MSD) und Hausdorff Distance (HD) herangezogen. Diese Analyse ermöglichte eine differenzierte Beurteilung der globalen Genauigkeit (RMSE), der mittleren Oberflächenkongruenz (MSD) sowie der maximalen lokalen Abweichungen (HD) zwischen dem digitalen Zielmodell und dem tatsächlich erreichten postoperativen Ergebnis

Root Mean Square Error

Der Root Mean Square Error (RMSE) ist als Wurzel des quadratischen Mittelwerts definiert (Gibelli et al. 2018). Alle Werte werden addiert, quadriert, der Durchschnitt berechnet und die Quadratwurzel gezogen (Jayaratne et al. 2012). Besonders konstruktiv ist diese mathematische Berechnung bei Werten, die sowohl positiv als auch negativ sein können, da alle Werte quadriert werden. Der RMSE wird in mm angegeben. Die Ermittlung des RMSE erfolgte unter Verwendung der Software MeshLab. Aus den ermittelten Werten wurde der Median berechnet.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n_s + n_{s'}} \left(\sum_{p=1}^{n_s} d(p, S')^2 + \sum_{p'=1}^{n_{s'}} d(p', S)^2 \right)}$$

Mean Surface Distance

Die Mean Surface Distance (MSD) bezeichnet den mittleren Oberflächenabstand und wird definiert als Durchschnitt der Summe aller Abstände von zwei Oberflächen zueinander (Voiculescu et al. 2015). Dieser Wert gibt an, wie stark die Oberflächen im Durchschnitt voneinander entfernt sind. Die Abstandswerte können sowohl positive als auch negative Werte annehmen (Jablonski et al. 2018). Die MSD wird in mm angegeben. Die MSD der zu vergleichenden Daten wurde ebenso mit Hilfe von MeshLab ermittelt und der Median berechnet.

$$MSD = \frac{1}{n_s + n_{s'}} \left(\sum_{p=1}^{n_s} d(p, S') + \sum_{p'=1}^{n_{s'}} d(p', S) \right)$$

Hausdorff Distance

Die Hausdorff Distance (HD) zwischen zwei Oberflächenmeshes beschreibt das Maximum der Abstände aller Punkte auf den beiden Meshes (Guthe et al. 2005). Die HD wird in Voxel angegeben. Zur mathematischen Beschreibung der HD wird zuerst der

Abstand $d(p, S'')$ zwischen einem Punkt p auf einer Fläche S und einer anderen Fläche S' definiert als:

$$d(p, S'') = \min d(p, p'')$$

wobei $d(p, p'')$ der euklidische Abstand zwischen zwei Punkten in E' ist (Aspert et al. 2002, Guthe et al. 2005). Der geometrische Abstand zwischen zwei Oberflächen S und S' , auch einseitige HD genannt, ist dann definiert als:

$$d(S, S'') = \max d(p, S'')$$

Hierbei ist zu beachten, dass der Abstand nicht im Allgemeinen symmetrisch ist, was bedeutet, dass $d(S, S'') \neq d(S'', S)$ ist.

Die symmetrische Hausdorff Distance ist definiert als:

$$d_s(S, S'') = \max(d(S, S''), d(S'', S))$$

Nach Ermittlung der HD mit Hilfe von MeshLab wurden analog zum RMSE und der MSD der Median mit folgender Formel berechnet:

$$d_s(S, S') = \max(d(S, S'), d(S', S))$$

2.2.5 Ausrichtung und oberflächlichenbasierter Vergleich präoperativer und postoperativer DVT-Datensätze

Zum oberflächenbasierten Vergleich der präoperativen DVTs (digitale Operationsplanung) mit postoperativen DVTs (vor Metallentfernung) wurde die Software MeshLab (Version 2021.05d) verwendet (Cignoni et al. 2008). Die erstellten .stl-Datensätze der postoperativen DVTs wurden jeweils mit dem digitalisierten Referenzmodell (Operationsplanung) überlagert. Die semi-automatische Vorgehensweise umfasste die Selektion der in Tabelle 2 definierten Landmarken sowohl am Referenzmodell als auch bei dem auszuwertenden Datensatz der postoperativen DVTs. Anschließend erfolgte die automatische Überlagerung der Oberflächenmeshes der .stl-Daten anhand dieser Punkte mithilfe eines Iterative Closest Point-Algorithmus (ICP). Der Ablauf ist in Abbildung 13 dargestellt. Bild A zeigt in Beige das Referenzmodell und in Lila den zu überlagernden .stl-Datensatz. Bild B zeigt die beiden Modelle nach semi-automatischer Überlagerung bzw. „Matching“. Nach der Überlagerung ist es möglich, mit Hilfe

der Software den Root Mean Square Error (RMSE, in mm), die Mean Surface Distance (MSD, in mm) sowie die Hausdorff Distance (HD, in Voxel) zu berechnen.

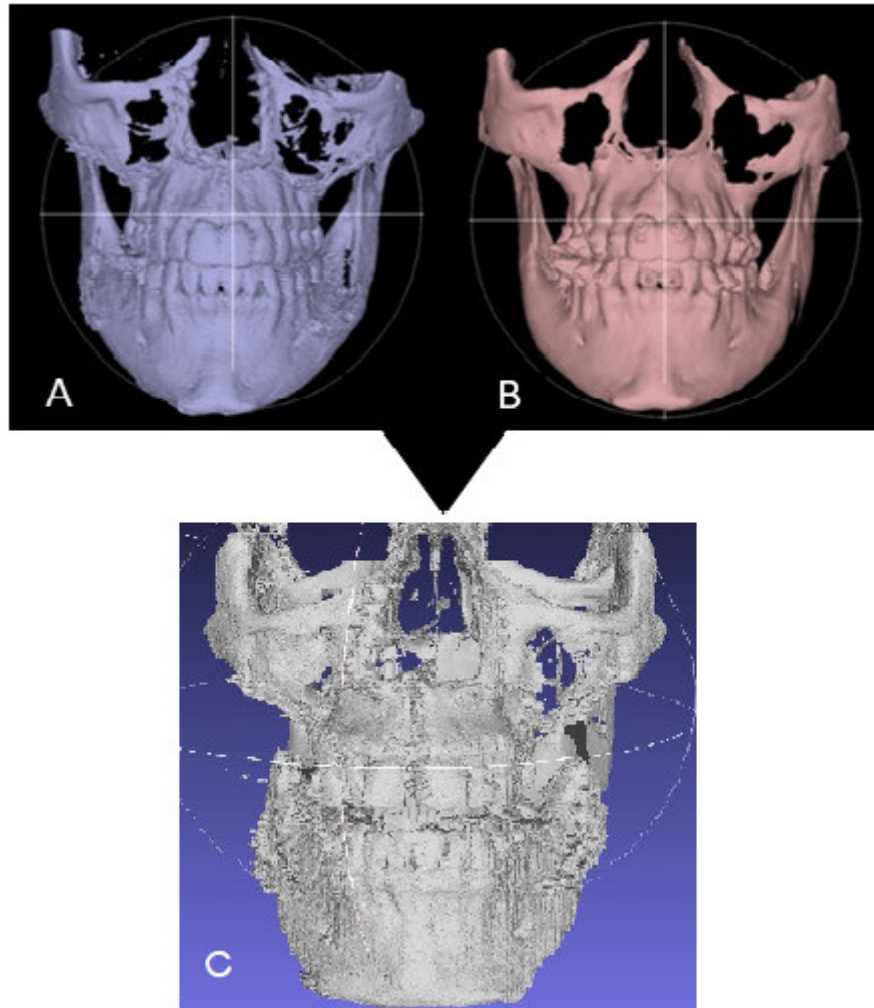


Abbildung 13: A) Lila: .stl-Datensatz der zu überlagernden Kiefer. B) Beige: Referenzmodell. Beide Modelle nach semi-automatischer Überlagerung. Screenshot aus der MeshLab-Software.

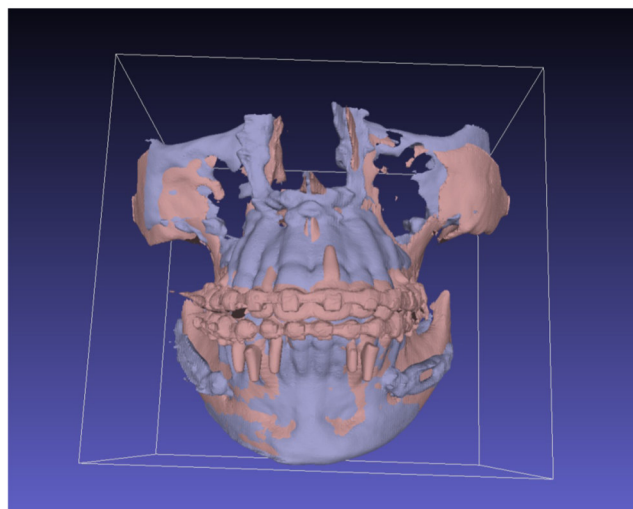


Abbildung 14: Ausrichtung und Überlagerung des Referenzmodells zur postop-DVT. Screenshot aus der MeshLab-Software.

Iterative Closest Point-Algorithmus und farbige Oberflächenabstandskarte

Zur semi-automatischen Überlagerung der Oberflächen wird in MeshLab der Iterative Closest Point-Algorithmus (ICP) verwendet (Cignoni et al. 2008, Cignoni et al. 2011). Dieser mathematische Algorithmus basiert auf der Idee, zwei Punktwolken möglichst in Deckung zu bringen (Besl et al. 1992). Der Algorithmus wird bei MeshLab durch die vom Benutzer gesetzten Landmarken gestartet (Cignoni et al. 2008). Die Ausrichtung der Punktwolken erfolgt bereits zu einem frühen Zeitpunkt durch eine grobe Anpassung der Orientierung.

Im Anschluss werden durch eine hohe Anzahl von Wiederholungen Rotationen und Translationen der Punktwolken durchgeführt, um die höchstmögliche Übereinstimmung zu erzielen. Der Ablauf dieses Algorithmus wird in Abbildung 15 anhand einer zweidimensionalen Linie vereinfacht veranschaulicht. Im rechten Bild sind zwei ähnliche Linien, die überlagert werden sollen, dargestellt. Es handelt sich dabei um die Farben Blau und Rot. Im ersten Schritt identifiziert der ICP-Algorithmus geeignete Punktpaare, um anschließend im zweiten Schritt den Rotationsfehler der roten Linie zu minimieren. Das mittlere Bild demonstriert einen weiteren Schritt, in dem der Translationsfehler minimiert wird, um schließlich durch multiple Wiederholung dieser Vorgänge die größte Annäherung bzw. Überlagerung der Linien zu erhalten.

Auf Basis dieser gewonnenen Überlagerung können nun die Parameter RMSE, MSD und HD berechnet werden. Gleichzeitig wird eine farbige Oberflächenabstandskarte generiert, wobei die gemessenen Abstände zum Referenzmodell farblich kenntlich gemacht werden. Die Farbe Grün kennzeichnet eine gute Übereinstimmung, während die Farbe Blau Regionen mit hohen Abweichungen darstellt. Dies erlaubt eine visuelle und intuitive Zuordnung der Übereinstimmungen und Abweichungen zum Referenzmodell. Insbesondere lassen sich somit einzelne Regionen mit hoher oder geringer Übereinstimmung einfach abgrenzen. Die farbige Oberflächenabstandskarte, wie sie in Abbildung 16 dargestellt ist, erlaubt eine intuitive Zuordnung der Übereinstimmungen und Abweichungen zum Referenzmodell.

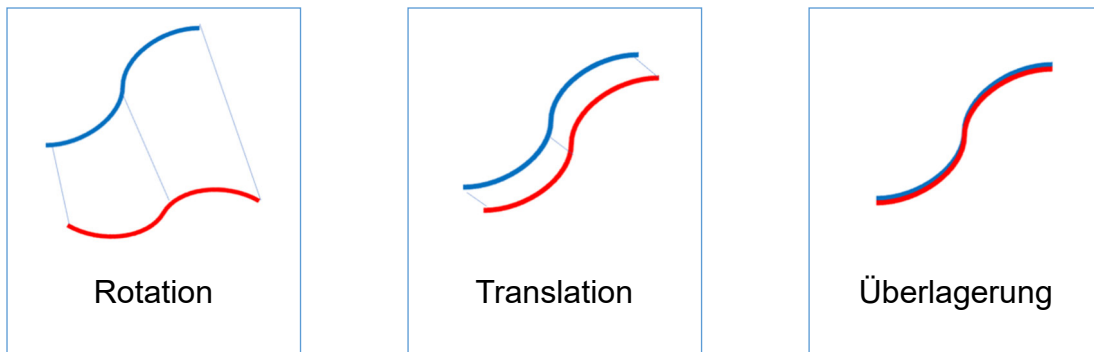


Abbildung 15: ICP-Algorithmus modifiziert nach Besl (1992). Blau: Referenzlinie. Rot: zu überlagernde Linie.

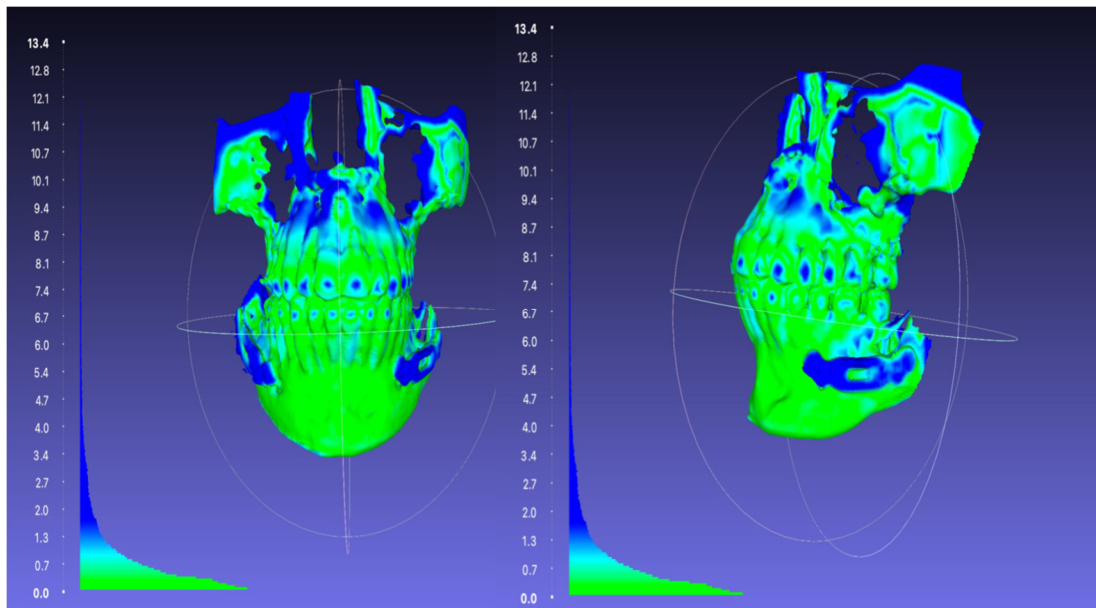


Abbildung 16: Farbige Oberflächenabstandskarte. Blau: Areale mit hohem Abstand zum Referenzmodell. Grün: Areale mit geringem Abstand zum Referenzmodell.

2.2.6 Inter- und Intraraterzuverlässigkeit

Die Überlagerung der 3D-Datensätze mit dem digitalisierten Referenzmodell wurde von zwei unterschiedlichen Untersuchern (CS und HS) zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten unabhängig voneinander durchgeführt, um die Inter- und Intraraterzuverlässigkeit der Methode zu bestimmen. Der Zeitpunkt der zweiten Untersuchung lag mindestens sieben bis maximal 14 Tage nach der Erstuntersuchung, um eine gewohnheitsmäßige Landmarkensetzung zu minimieren (Wolff et al. 2020).

2.3 Ethikvotum und Anmeldung der klinischen Studie

Die Studie entspricht der aktuellen Deklaration von Helsinki und wurde von der Ethikkommission der Universität des Saarlandes unter dem Aktenzeichen 188/22 überprüft und genehmigt.

Im Rahmen der Studie kam es zu keinen Nachteilen für die Studienteilnehmer und keiner Belastung, die über den üblichen Verlauf einer Dysgnathiebehandlung hinausging. Vor Beginn der Untersuchung wurden alle Probanden über das Prozedere sowie die anonymisierte Verwendung ihrer Daten aufgeklärt. Die Autorin sowie alle weiteren Beteiligten der Studie waren finanziell oder wirtschaftlich nicht von der Studie betroffen und es bestand kein Interessenkonflikt.

3 Ergebnisse

3.1 Demographische Ergebnisse

Das Probandenkollektiv bestand aus insgesamt 28 Teilnehmern. Von den Probanden waren 10 männlich und 18 weiblich. Der Altersdurchschnitt lag zum Zeitpunkt der Untersuchung bei 28 Jahren, die Spannweite umfasste 18 bis 46 Jahre.

Bei allen Probanden konnte eine vollständige Auswertung aller Datensätze erfolgen, sodass wir insgesamt 28 auszuwertende 3D-Datensätze im .stl-Format bearbeiten konnten. Ein Patient wurde ausgeschlossen, da es sich um eine Rezidivoperation handelte.

Übersicht der eingeschlossenen Probanden hinsichtlich der registrierten Parameter: Geschlecht, Alter, Indikation/Angle-Klasse und Art der Operation	
Parameter	n (%)
Geschlecht weiblich/männlich	18/10
Altersdurchschnitt (Spannweite)	28 (18–46)
Indikation/Angle-Klasse	
- II/1	1
- II/2	15
- III	12
Art der Operation	
- OK-Vorverlagerung	1
- UK-Vorverlagerung	4
- Bimax	20
- 2 Piece Maxilla	3

Tabelle 3: Übersicht des untersuchten Probandenkollektivs.

3.2 Metrische Genauigkeitsanalyse (RMSE, MSD, HD)

Zur objektiven Beurteilung der Übereinstimmung zwischen der digitalen Operationsplanung und dem postoperativ erreichten Ergebnis wurde eine metrische Genauigkeitsanalyse durchgeführt. Grundlage hierfür bildete eine oberflächenbasierte 3D-Vergleichsauswertung der Segmentmodelle aller 28 Patienten anhand der Parameter Root Mean Square Error (RMSE), Mean Surface Distance (MSD) und Hausdorff Distance (HD). Im Folgenden werden die drei Parameter einzeln dargestellt und erläutert.

3.2.1 Root Mean Square Error (RMSE)

Der Root Mean Square Error (RMSE) stellt ein globales Maß für die durchschnittliche quadratische Abweichung zwischen der geplanten und tatsächlich erreichten Position

der Kiefersegmente dar. Er berechnet sich aus der Wurzel des Mittelwerts der quadrierten Abstände zwischen korrespondierenden Punkten auf der Planungs- und der Ergebnismodelloberfläche. In der vorliegenden Untersuchung lag der durchschnittliche RMSE bei 2,386 mm ($\pm 0,611$ mm). Der niedrigste Wert betrug 1,272 mm, der höchste 3,456 mm. Ein niedriger RMSE-Wert deutet auf eine hohe Übereinstimmung zwischen Planung und Umsetzung hin, während höhere Werte auf größere globale Abweichungen hinweisen können (vgl. Tab. 3).

	RMSE
Median	2,386
Minimum	1,272
Maximum	3,456

Tabelle 4: Übersicht der RMSE-Werte (Median, Minimum, Maximum) zur Bewertung der Umsetzung der digitalen Operationsplanung, alle Angaben in Millimetern (mm).

3.2.2 Mean Surface Distance (MSD)

Die Mean Surface Distance (MSD) beschreibt die mittlere Entfernung zwischen den Oberflächenpunkten des geplanten und des erreichten Modells. Sie erlaubt eine differenzierte Betrachtung der flächendeckenden Genauigkeit. In dieser Untersuchung betrug der mittlere MSD-Wert 0,786 mm ($\pm 0,591$ mm), mit einer Spannweite von 0,312 mm bis 3,197 mm. Die MSD ist besonders sensitiv für systematische Verschiebungen über das gesamte Operationsgebiet hinweg und spiegelt die allgemeine Umsetzungstreue wider (vgl. Tabelle 4).

	MSD
Median	0,786
Minimum	0,312
Maximum	3,197

Tabelle 5: MSD in der digitalen Operationsplanung: Median, Minimum und Maximum der Oberflächenabstände in chirurgischen Simulationen.

3.2.3 Hausdorff Distance (HD)

Die Hausdorff Distance (HD) beschreibt die größte Entfernung zwischen einem Punkt auf der Oberfläche des Planungsergebnisses und dem nächstgelegenen Punkt auf der tatsächlichen postoperativen Oberfläche. Sie identifiziert somit die maximalen lokalen Abweichungen und ist besonders geeignet, punktuelle Ausreißer zu erfassen. In der vorliegenden Kohorte lag die durchschnittliche HD bei 1,365 mm ($\pm 0,592$ mm), mit einem Minimum von 0,756 mm und einem Maximum von 3,472 mm. Obwohl HD-

Werte größere Abweichungen anzeigen können, sind diese häufig lokal begrenzt und beeinflussen das Gesamtbild der Umsetzung nur marginal (vgl. Tab. 5).

	HD
Median	1,365
Minimum	0,756
Maximum	3,472

Tabelle 6: HD in der digitalen Operationsplanung: Median, Minimum und Maximum (in Voxel) zur Bewertung der maximalen lokalen Abweichungen zwischen geplanter und postoperativer Kieferposition.

3.3 Inter- und Intraraterzuverlässigkeit

In der vorliegenden Arbeit wird die Interraterzuverlässigkeit der beiden unabhängigen Untersucher (CS und HS) miteinander verglichen. Zu diesem Zweck wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) anhand der durchgeführten Messung ermittelt. Zur Beurteilung der Interraterzuverlässigkeit wurde ein gemischtes Zwei-Wege-Modell angewendet. Die Berechnung basierte auf den absoluten Werten der Einzelmessungen (vgl. Tab. 7). Die Analyse dient gleichzeitig auch der Beurteilung der Präzision, welche als Maß für die Übereinstimmung unabhängig voneinander ermittelter Messwerte herangezogen werden kann. Die Messungen ergaben, dass eine sehr gute Interraterzuverlässigkeit für alle drei Parameter vorliegt (ICC > 0,9).

Parameter	ICC κ	95% KI
RMSE	0,994	0,987–0,997
MSD	0,914	0,824–0,958
HD	0,984	0,967–0,992

Tabelle 7: Interraterzuverlässigkeit.

Die Analyse der Intraraterzuverlässigkeit erfolgte gleichermaßen mit dem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten κ . Die Messungen zeigten für Untersucher 1 und 2 durchweg ebenfalls eine gute bis sehr gute Intraraterzuverlässigkeit (vgl. Tab. 8).

Parameter	ICC κ (95% KI) <i>Untersucher 1</i>	ICC κ (95% KI) <i>Untersucher 2</i>
RMSE	0,987 (0,963–0,995)	0,999 (0,997–1,000)
MSD	0,941 (0,829–0,979)	0,900 (0,716–0,965)
HD	0,998 (0,995–0,999)	0,983 (0,952–0,994)

Tabelle 8: Intraraterzuverlässigkeit.

3.4 Oberflächenbasierter Vergleich der simulierten Orthognathie und der postoperativen 3D-Datensätze

Für den oberflächenbasierten Vergleich der simulierten Orthognathie und der postoperativen 3D-Datensätze wurde der Iterative Closest Point (ICP)-Algorithmus eingesetzt. Dieser stellt ein bewährtes Verfahren zur automatisierten, präzisen Ausrichtung und Registrierung von dreidimensionalen Punktwolken oder Flächenmodellen dar. Ziel des ICP-Verfahrens ist es, die geometrische Differenz zwischen zwei Oberflächen durch sukzessive Annäherung zu minimieren. In der vorliegenden Arbeit diente der ICP-Algorithmus der überlagerungsbasierten Analyse der Übereinstimmung zwischen dem präoperativ simulierten Kieferskelett (virtuelle Planung) und dem tatsächlich postoperativ erreichten Zustand (3D-Modell). Beide Datensätze lagen in Form triangulierter Oberflächenmodelle (.stl-Dateien) vor.

Der Algorithmus arbeitet iterativ und umfasst mehrere Schritte: Zunächst wird für jeden Punkt der zu registrierenden (beweglichen) Oberfläche der jeweils nächstgelegene Punkt auf der Referenzoberfläche ermittelt. Anhand dieser Punktpaare wird anschließend eine optimale Transformation berechnet, bestehend aus einer Rotationsmatrix und einem Translationsvektor, um die beiden Oberflächen bestmöglich zur Deckung zu bringen. Die berechnete Transformation wird auf das bewegliche Modell angewendet. Dieser Vorgang wiederholt sich iterativ, bis die minimale Abweichung erreicht oder ein Abbruchkriterium erfüllt ist. Die Registrierung erfolgte in diesem Projekt vollständig automatisiert und ohne den Einsatz von manuellen Landmarken. Durch die Anwendung des ICP-Algorithmus konnte eine präzise, global bestmögliche Überlagerung erzielt werden. Sie bildete die Grundlage für die nachfolgende quantitative Bewertung der Oberflächenübereinstimmung mit den Parametern RMSE, MSD und HD. Der ICP-Algorithmus eignet sich besonders für anatomische Strukturen, bei denen eine ausreichende Oberflächenähnlichkeit zwischen Planung und Ergebnis gegeben ist. In Fällen großer Diskrepanzen oder inkonsistenter Geometrien kann eine Vorregistrierung notwendig sein. In der vorliegenden Analyse war

dies nicht erforderlich, da die Eingabedaten qualitativ hochwertig und eng korrelierend vorlagen.

3.4.1 Vergleich der OP-Gruppen hinsichtlich RMSE, MSD und HD

Zur weiteren Bewertung der Genauigkeit der digitalen Operationsplanung wurden die berechneten Metriken (RMSE, MSD, HD) für jede der vier Operationsgruppen getrennt ausgewertet. Ziel war es, mögliche Unterschiede in der Umsetzungstreue zwischen den OP-Typen zu identifizieren und gegebenenfalls OP-spezifische Herausforderungen zu beleuchten.

Isolierte Oberkiefervorverlagerung (n = 1)

Bei der Patient:in mit isolierter Oberkiefervorverlagerung wurde die Genauigkeit der chirurgischen Umsetzung anhand der oberflächenbasierten Vergleichsmetriken bewertet. Die berechneten Werte zeigten insgesamt eine gute Übereinstimmung zwischen der digitalen Planung und dem postoperativ erreichten Ergebnis. Da in dieser Gruppe lediglich ein Patient untersucht wurde, konnte ausschließlich der jeweilige Ist-Wert berechnet werden. Der RMSE Ist-Wert betrug 1,547 mm. Für die MSD wurde ein Wert von 0,639 mm ermittelt. Die HD, die den größten Punkt-zu-Punkt-Abstand erfasst, lag bei 1,133 mm. Vgl. hierzu Tabelle 9.

Parameter	Ist-Wert
RMSE	1,547
MSD	0,639
HD	1,133

Tabelle 9: Detaillierte metrische Analyse (RMSE, MSD, HD) für einen Fall mit isolierter Oberkiefervorverlagerung. RMSE und MSD wurden metrisch in Millimetern (mm) erfasst, die HD in Voxel-einheiten.

Isolierte Unterkiefervorverlagerung (n = 4)

Bei vier Patienten mit isolierter Unterkiefervorverlagerung erfolgte die Berechnung des RMSE-Wertes, der einen Mittelwert von 1,629 mm aufwies, mit einem Minimum von 1,334 und einem Maximum von 3,973 mm. Die MSD betrug 0,839 mm. Der Minimalwert lag bei 0,725, der Maximalwert bei 3,325 mm. Die HD, gemessen in Voxel, betrug durchschnittlich 1,253 (min. 0,964/max. 2,153). Die Werte sind in Tabelle 10 dargestellt.

Parameter	Median	Minimum	Maximum
RMSE	1,629	1,334	3,973
MSD	0,839	0,725	3,325
HD	1,253	0,964	2,153

Tabelle 10: Oberflächenbasierte Vergleichswerte für isolierte Unterkieferverlagerungen. RMSE und MSD wurden metrisch in Millimetern (mm) erfasst, die HD in Voxel-einheiten.

Bignathe Operation (n = 20)

Die Gruppe der bignathen Operationen stellte mit 20 Fällen die größte Gruppe in dieser Untersuchung dar. Die simultane Umstellung von Ober- und Unterkiefer stellt hohe Anforderungen an die Operationsplanung und intraoperative Umsetzung.

Im oberflächenbasierten Vergleich der präoperativen Planung mit dem postoperativen Ergebnis zeigten sich in dieser Gruppe durchweg niedrige mittlere Abweichungen. Der RMSE lag im Median bei 2,273 mm (Minimum 1,738 mm, Maximum 3,468 mm). Die MSD-Werte lagen durchschnittlich bei 0,957 mm, mit einem Minimum von 0,712 und einem Maximum von 3,063 mm. Die HD zeigte sich mit einem Medianwert von 1,133 (Minimum 0,826, Maximum 2,118). Die Werte können Tabelle 11 entnommen werden.

Parameter	Median	Minimum	Maximum
RMSE	2,273	1,738	3,468
MSD	0,957	0,712	3,063
HD	1,133	0,826	2,118

Tabelle 11: Zusammenfassung der Oberflächenabweichungen für bignathe Operationen. (n=20), inklusive RMSE, MSD und HD. RMSE und MSD wurden in Millimetern (mm) erfasst, die HD in Voxel-einheiten.

Bignathe Eingriffe in Kombination mit einer segmentierten Le-Fort-1-Osteotomie (2 Piece Maxilla)

Bei den drei Patienten dieser Gruppe wurde eine Kombination aus bignather Umstellungsosteotomie und einer segmentierten Le-Fort-1-Osteotomie (2 Piece Maxilla) durchgeführt. Diese komplexen Operationen dienten insbesondere der Korrektur transversaler Diskrepanzen und stellten erhöhte Anforderungen an die digitale Planung und intraoperative Umsetzung. Bei dieser speziellen Patientengruppe wurde zusätzlich zur bignathen Umstellung eine segmentierte Oberkieferosteotomie (2 Piece Maxilla) durchgeführt. Der mittlere RMSE lag bei 2,491 mm (Minimum 1,817 mm, Maximum 3,844 mm). Die mittlere MSD betrug 0,821 mm bei einer Spannweite von

0,542 mm bis 3,197 mm. Trotz der erhöhten Komplexität blieb die mittlere Flächenabweichung im akzeptablen Bereich, mit nur vereinzelt größeren Abweichungen. Die Hausdorff Distance (HD) lag bei durchschnittlich 1,343 Voxel (Minimum 0,816, Maximum 3,472), was ebenfalls auf punktuelle Abweichungen in komplexen Regionen wie dem aufsteigenden Ast des Unterkiefers oder im Bereich der Osteosyntheseplatten hinweist. Insgesamt bestätigt sich auch in dieser Gruppe, dass die digitale Planung in den meisten Fällen zuverlässig in das klinische Ergebnis überführt werden konnte, gleichwohl mit einer erhöhten Streuung aufgrund der technisch anspruchsvolleren Durchführung (vgl. Tabelle 12).

Parameter	Median	Minimum	maximum
RMSE	2,491	1,817	3,844
MSD	0,821	0,542	3,197
HD	1,343	0,816	3,472

Tabelle 12: Analyse der Abweichungsmetriken bei Segmentanalyse der Oberflächenabweichungen bei Patienten mit bignathen Operationen in Kombination mit segmentierter Le-Fort-1-Osteotomie (2 Piece Maxilla). Die Tabelle dokumentiert mittlere und maximale Oberflächenabweichungen zur Bewertung der Umsetzungstreue dieser komplexeren Operationsform. RMSE und MSD wurden metrisch in Millimetern (mm) erfasst, die HD in Voxelinheiten.

3.5 Farbcodierte Darstellung und Interpretation lokaler Oberflächenabstände

Zur ergänzenden qualitativen Beurteilung der Übereinstimmung zwischen der virtuellen Operationsplanung und dem tatsächlich erreichten postoperativen Ergebnis wurde eine farbcodierte Oberflächenabstandskarte generiert. Diese wurde mittels der Software MeshLab erstellt und basiert auf einem Oberflächenvergleich zweier exakt registrierter 3D-Modelle im .stl-Format: dem präoperativ simulierten Zielmodell und dem aus der postoperativen Bildgebung rekonstruierten Modell. Die Registrierung der Datensätze erfolgte mithilfe des ICP-Algorithmus, um eine möglichst genaue Überlagerung der anatomischen Strukturen zu gewährleisten. Auf dieser Grundlage wurde eine flächenbasierte Distanzanalyse durchgeführt, bei der die lokalen Abweichungen in Millimetern berechnet und farblich codiert wurden.

In der Darstellung repräsentieren grüne Bereiche eine hohe Genauigkeit der Umsetzung mit Abweichungen unter 1 mm – diese gelten als klinisch vernachlässigbar. Blaue Areale hingegen markieren signifikante Abweichungen, die in mehreren Fällen besonders im Bereich des aufsteigenden Unterkieferasts (R. mandibulae) sowie in Zonen mit Osteosyntheseplatten beobachtet wurden. Diese Abweichungen sind für die chirurgische Realität plausibel, da sie auf postoperative Veränderungen wie

Weichteildehnung, remodellierende Knochenumbauprozesse oder durch die Osteosynthese verursachte Fixationsabweichungen zurückgeführt werden können. Die farbcodierte Karte bietet dabei einen wichtigen ergänzenden visuellen Informationskanal zu den quantitativen Metriken wie RMSE, MSD und HD. Besonders in Fällen mit erhöhten Abweichungen ermöglicht sie eine räumliche Lokalisierung, was in der Evaluation von Operationsstrategien, der Validierung der Planungssoftware und im klinischen Feedbackprozess von großer Bedeutung ist. Diese Form der Visualisierung ist ein zentrales Element der Ergebnisinterpretation in der digitalen Operationsplanung. Sie unterstützt nicht nur die Einschätzung der Gesamtpräzision, sondern zeigt auch, wo im Schädel- oder Kieferbereich eine höhere Varianz zwischen Planung und Ergebnis besteht. Dies ist insbesondere für die retrospektive Beurteilung chirurgischer Entscheidungen sowie für die Weiterentwicklung präoperativer Planungsprotokolle von entscheidender Relevanz (vgl. Abbildung 17).

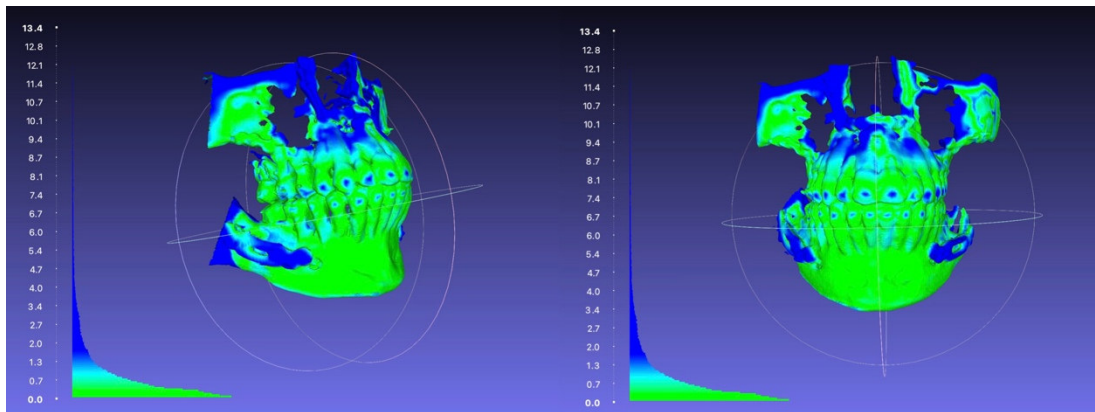


Abbildung 17: Farbcodierte Oberflächenvergleichskarte zur Visualisierung lokaler Abweichungen zwischen geplanter und errechneter Knochenposition. Grün kennzeichnet eine sehr gute Übereinstimmung (< 1 mm), Blau weist auf größere Differenzen hin, insbesondere im Bereich des aufsteigenden Unterkieferasts und der Osteosyntheseplatten.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methoden

Die vorliegende Arbeit vergleicht die digitale Operationsplanung auf Basis präoperativer DVT-Datensätze und der Evaluation der Genauigkeit der präoperativen Planung mit dem postoperativen Ergebnis anhand dreidimensionaler .stl-Daten.

Als Hauptparameter wurden Root Mean Square Error (RMSE), Mean Surface Distance (MSD) und Hausdorff Distance (HD) herangezogen. Die Auswertung der RMSE-, MSD- und HD-Werte erlaubt eine fundierte Einschätzung der räumlichen Abweichungen und bildet die Grundlage für den Vergleich mit etablierten Verfahren der digitalen Operationsplanung in der Literatur.

Die vorliegende Studie war prospektiv angelegt. Unter Anwendung der Fallzahlberechnung mit G-Power für prospektive Studien erfolgte die Ermittlung einer ausreichenden Fallzahl von acht Probanden, um signifikante Ergebnisse zu erzielen (Faul et al. 2009). Insgesamt wurden jedoch 28 Probanden im Alter von 18 bis 46 Jahren in die Studie eingeschlossen, um die statistische Aussagekraft zu stärken.

Das Probandenkollektiv repräsentiert folglich lediglich eine spezifische Alterskohorte, nämlich junge Erwachsene, bei denen der Prozess der Pubertät sowie das damit einhergehende Wachstum bereits abgeschlossen sind (Modabber et al. 2019). Bezüglich des Geschlechts war der Anteil weiblicher Studienteilnehmer in dieser Untersuchung höher als der der männlicher Teilnehmer.

Ein signifikanter Vorzug des prospektiven Studiendesigns ist die Fähigkeit, eine Analyse auch bei einer geringen Anzahl von Fällen durchzuführen. Im Gegensatz zu retrospektiven Studien zeichnet sich das prospektive Studiendesign dadurch aus, dass die Datenerhebung und -analyse gezielt erfolgen können. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Untersuchungsbedingungen in der prospektiven Untersuchung homogener eingehalten werden können als in retrospektiven Studien. In der Regel wird in retrospektiven Studien auf bereits vorhandene, häufig heterogene Datensätze zurückgegriffen, wohingegen in prospektiven Studien gezielt neue Datensätze generiert werden, um die Forschungsfragen zu beantworten.

Für einen umfassenden Vergleich der Datensätze wurde der verlustfreie Export und die anschließende Archivierung der Dateien im selben .stl-Dateiformat durchgeführt. Das .stl-Dateiformat war in der Betriebssoftware 3D-DVT-Bilder als Exportformat vorgesehen. Es wurde darauf geachtet, dass keine Nachbearbeitung innerhalb des jeweiligen Softwaresystems oder eine spätere Konvertierung durch ein externes Softwareprogramm erfolgte. Dadurch war es möglich, vergleichbare .stl-Datensätze zu

erstellen und unvorhergesehene Datenverluste und -veränderungen zu verhindern. Es ist jedoch zu beachten, dass der Export im .stl-Dateiformat keine Farbbilder für weitere Untersuchungen unterstützt.

Im Rahmen der Untersuchung wurde der gesamte Gesichtsschädel erfasst. Die virtuelle Erfassung des Referenzmodells erfolgte lediglich im Kieferbereich mit nur wenigen angrenzenden, nicht genau definierten Gesichtsseiten. Aus diesem Grund wurde der Datensatz der 3D-Bilder vor der Überlagerung manuell auf den zahntragenden Kieferbereich jedes Probanden individuell zugeschnitten. Eine Überlagerung des Referenzmodells mit dem vollständigen Datensatz der 3D-Bilder ist aufgrund des Softwarealgorithmus nicht realisierbar, da sonst zu viele Punkte bzw. Oberflächendreiecke keine Zuordnung finden. Darüber hinaus beschränkt sich die digitale Operationsplanung gezielt auf den Kieferbereich und bezieht nicht den gesamten Schädel ein. Diese bewusste Eingrenzung erklärt teilweise die im Vergleich festgestellten Diskrepanzen, da außerhalb des klinisch relevanten Planungsareals keine vollständige Oberflächenzuordnung möglich ist.

Nachteilig ist hierbei, dass die Nachbearbeitung manuell erfolgte. Dies führte insbesondere bei den farbigen Oberflächenabstandskarten zu signifikanten Abweichungen zum Referenzmodell, die insbesondere im Kieferwinkelbereich und in den Randbereichen aufgrund der unterschiedlichen Zuschnittsgrößen auftraten. In Bereichen mit eingebrachtem Osteosynthesematerial zeigten sich im oberflächenbasierten Vergleich auffällige Abweichungen im Vergleich zu anderen Regionen.

Diese Differenzen sind jedoch in erster Linie methodisch bedingt: Eine vollumfängliche postoperative Erfassung der Schädelstrukturen mittels DVT, insbesondere zur detaillierten Darstellung der osteosynthetischen Bereiche, wäre aus strahlenhygienischer Sicht nicht vertretbar und somit klinisch nicht gerechtfertigt. Dementsprechend beruhen die festgestellten Abweichungen in diesen Zonen nicht auf einer mangelhaften Registrierung, sondern auf der bewussten diagnostischen Zurückhaltung. Ein exemplarischer Fall ist in Abbildung 17 veranschaulicht.

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurde das erstellte Oberflächenmesh der 3D-DVTs jeweils mit dem digitalisierten Referenzmodell der beiden Kiefer durch Überlagerung verglichen. Zu diesem Zweck wurden insgesamt zehn standardisierte Landmarken zur semi-automatischen Überlagerung verwendet (Swennen et al. 2005). In anderen Studienvorhaben wurden die verwendeten Landmarken bereits erfolgreich eingesetzt (Modabber et al. 2019). Nord et al. konnten in einer Studie nachweisen, dass beim wiederholten Setzen von anthropometrischen Landmarken durch

zwei unabhängige Untersucher die vorgegebenen Punkte mit unterschiedlicher Genauigkeit bestimmt wurden (2015). Die dem Gesichtsschädel zugeordneten Punkte entsprechen in der Studie Punkten hoher, mittlerer und niedriger Präzision.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Landmarken gemäß der von Swennen et al. beschriebenen anatomisch definierten knöchernen Landmarken ausgewählt, um eine Analyse von 3D-DVT-Bildern zu ermöglichen, da diese gegenüber den von Farkas beschriebenen Landmarken im dreidimensionalen Raum durch eine präzisere Definition aus verschiedenen Perspektiven gekennzeichnet sind (Swennen et al. 2005).

Die gesetzten Landmarken dienten dabei nicht dem direkten Vergleich einzelner Punkte bzw. der direkten Messung von Abständen und Winkeln, sondern ermöglichten eine möglichst gute Annäherung und Überlagerung der beiden zu vergleichenden Oberflächenmeshes. Durch die globale Berechnung der Parameter RMSE, MSD und HD werden bei dieser Methode deutlich mehr Punkte zur Bewertung der Übereinstimmung herangezogen. Diese Methode der Überlagerung wurde bspw. zur Untersuchung von prä- und postoperativen Ergebnisse nach Unterkieferrekonstruktion mit einem freien Fibulatransplantat erfolgreich eingesetzt und etabliert (Orabona et al. 2018, Moe et al. 2021, Ritschl et al. 2021).

Nach Ausrichtung der Oberflächenmeshes erfolgte die weitere Überlagerung bzw. das Alignment durch den in der verwendeten Software MeshLab integrierten ICP-Algorithmus. Auch die Berechnung der danach ermittelten dreidimensionalen Parameter RMSE, MSD und HD zum Vergleich erfolgte automatisch mit Hilfe dieser Software. Zudem lieferte die Software eine farbige Oberflächenabstandskarte, mit der die Ergebnisse visuell zugeordnet werden können. Da für die gesamte Studie die gleichen Algorithmen benutzt und diese nicht vom Untersucher verändert wurden, scheint eine Vergleichbarkeit der Analysen zueinander möglich. Eine Studie von Jablonski et al. zeigte für diese Art der Überlagerung mit der gleichen Software einen geringen Fehler von 0,22 mm und ein hohes Maß an Wiederholbarkeit (Jablonski et al. 2018).

Da bei der Überlagerung der Algorithmus versucht, den mathematisch möglichst geringsten Abstand der Oberflächenmeshes zueinander zu erreichen, ist es möglich, dass anatomische Fehlzugeordnungen stattfinden. Diese Fehlerquelle kann mit Hilfe der globalen Parameter RMSE, MSD und HD nicht erkannt und nicht mathematisch dargestellt werden. Diese Problematik bei der Verwendung des ICP-Algorithmus zeigte auch die Studie von Marlière et al. (Marlière et al. 2018). Lediglich die farbcodierte Oberflächenabstandskarte lieferte visuelle Informationen über die anatomische Zuordnung und erlaubte eine zusätzliche Überprüfung der anatomischen Korrektheit der Überlagerung. Diese Methode eignet sich somit für den Vergleich von 3D-DVT-

Bildern, muss jedoch beim Vergleich von prä- und postoperativen Aufnahmen mit anatomischen Konfirmationsprozessen vorher unterstützt werden, da sonst Fehlerquellen hinsichtlich der anatomischen Zuordnung nicht erkannt werden. Überlegungen, die Überlagerung zu verbessern und zu vereinfachen, nutzen einen Prüfkörper bzw. eine bekannte Geometrie, beispielsweise einen Legostein, der im Untersuchungsgebiet aufgebracht wurde (Modabber et al. 2016). Da die Anbringung von festen Gegenständen auf anatomisch komplexen Arealen nicht durchführbar ist, nutzten wir diese Möglichkeit in unserer Studie nicht.

Der Vorgang der Überlagerung ist komplex, daher wurde dieser von zwei unterschiedlichen Untersuchern durchgeführt. In einer Studie von Wolff et al. konnte gezeigt werden, dass unterschiedliche Untersucher die Landmarken nicht jedes Mal auf dieselbe Weise setzen. Der mittlere Fehler hierbei ist jedoch tolerabel und liegt in seiner Studie zwischen 0,06 und 0,07 mm (Wolff et al. 2020). Um einen zusätzlichen Memory-Effekt zu minimieren, wurde von jedem Untersucher auch eine zweite Auswertung, zeitlich versetzt, durchgeführt. Danach zeigte sich, wie von Jablonski et al. beschrieben, eine durchweg hohe Intraraterzuverlässigkeit (Jablonski et al. 2018).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Inter- und Intraraterzuverlässigkeit

Gemäß der Klassifikation von Koo et al. (2016) wies die Interraterzuverlässigkeit dieser Studie nach der Klassifikation von Koo et al. mit Werten $> 0,9$ einen sehr guten Intraklassenkorrelationskoeffizienten auf. Auch die Intraraterzuverlässigkeit ergab gute ($ICC = 0,75\text{--}0,9$) bis sehr gute ($ICC > 0,9$) Werte. Die daraus resultierende Schlussfolgerung ist, dass die gewählte Methode der Überlagerung und Analyse zu reproduzierbaren Ergebnissen führt, die unabhängig von Untersucher und Untersuchungszeitpunkt sind. Gleichzeitig beschreiben diese Ergebnisse auch die hohe Präzision dieser Methode, als Maß der Übereinstimmung (Reproduzierbarkeit) bei unabhängig voneinander ermittelten Messwerten (Messwiederholungen). In der von Ritschl et al. durchgeführten Studie zur Analyse der dreidimensional geplanten Fibularekonstruktionen wurde dieselbe Software, derselbe Alignment-Algorithmus und dieselben Parameter verwendet. Auch der Aufbau der Studie mit zwei Untersuchern zu zwei zeitlich versetzten Zeitpunkten ist analog zu der vorliegenden Studie. Ritschl et al. konnten für diese Art und Methode der Auswertung von 3D-Datensätzen zudem eine sehr gute Intrarater- und Interraterzuverlässigkeit ($ICC > 0,9$) belegen (Ritschl et al. 2021).

Weitere Studien unterstreichen die hohe Verlässlichkeit dreidimensionaler Vermessungen im kraniofazialen Bereich. So konnten Wong et al. (2008) in ihrer Untersuchung zur 3D-Gesichtsvermessung mit dem 3dMDface-System eine ausgeprägte Intra- und Interraterreliabilität nachweisen ($ICC \geq 0,88$; mittlere Messabweichungen < 1 mm), was die methodische Stabilität solcher Verfahren belegt (Wong et al. 2008). Ergänzend zeigten Fink et al. (2014), dass strukturierte Lichtscanner – insbesondere bei der Anwendung standardisierter anatomischer Landmarken – eine exzellente Reproduzierbarkeit aufweisen ($ICC 0,92–0,97$). Diese Ergebnisse bestätigen, dass bei konsequenter Standardisierung eine zuverlässige quantitative Auswertung dreidimensionaler Datensätze möglich ist (Fink et al. 2014).

4.2.2 Fehlerquellen durch den Datensatz

Die Methodik basiert auf präoperativ erhobenen digitalen Volumentomografien, die als Grundlage für die digitale Operationsplanung dienen oder diese simulieren und anschließend durch virtuelle Messungen analysiert werden. Die Schädelmodelle werden aus DVT-Aufnahmen generiert, die im Rahmen der Umstellungsosteotomie vier bis acht Wochen vor dem Eingriff (präoperativ) und in sechs bis 12 Monaten nach Umstellungsosteotomie (postoperativ) mit demselben Gerät bei gleichen Aufnahmeeinstellungen durchgeführt werden. Das verwendete Gerät (Morita 3D Veraview X800) überzeugt mit hoher Genauigkeit und ist in dieser Hinsicht selbst einigen strahlenintensiveren Computertomografen überlegen (Chen et al. 2018). Trotz einer strengen Selektion im Vorfeld der Analyse der Datensätze ist mit minimalen Verzerrungen durch individuelle Bewegungen der Patienten während der Aufnahmezeit zu rechnen (Spin-Neto et al. 2018). Die erstellten 3D-Bilder weisen eine Voxelgröße von 0,3 mm auf, was eine adäquate Bildqualität für lineare und volumetrische Messungen gewährleistet (Barbosa et al. 2018). Darüber hinaus wurden eine Röhrenspannung von 120 kV sowie eine Stromstärke von 6 mA verwendet, was ideale Bedingungen für eine spätere präzise Überlagerung der Schädelmodelle der präoperativen und postoperativen Aufnahmen bietet (Eliliwi et al. 2020). Gemäß den Empfehlungen von Gaber et al. (2017) ist eine voxelbasierte Überlagerung der prä- und postoperativen Schädel zum Zweck des Vergleichs zwischen Planung und Operationsergebnis erforderlich, um Fehler, die durch manuelle Überlagerung entstehen könnten, zu vermeiden.

Die Überlagerung an Oberflächenstrukturen resultiert laut Ghoneima et al. (2017) in einer ähnlichen Genauigkeit und Reproduzierbarkeit, ist laut Han et al. (2021) jedoch weniger effizient. In der Literatur werden Werte zwischen 0,05 und 1,76 mm angegeben, wobei die gewählte Größe der Voxel keinen Einfluss auf die Präzision der Überlagerung zu haben scheint (Eliliwi et al. 2020, Andriola et al. 2022). Die Übersichtsarbeit von Andriola et al. (2022) gelangt zu dem Schluss, dass eine automatisierte,

innerhalb einer Software stattfindende voxelbasierte Überlagerung die höchste Genauigkeit aufweist. Der durch die Überlagerung entstandene Fehler ist demnach bekannt und muss bei der Betrachtung der Ergebnisse berücksichtigt werden. Der kurze Abstand zur Umstellungsosteotomie schließt aus, dass Rezidive oder ein Remodeling (engl. für Umbau) des Knochens einen Einfluss auf den Vergleich zwischen Planung und postoperativer Situation haben (Shaheen et al. 2019).

In der vorliegenden Untersuchung wurde gezielt versucht, potenzielle Rezidive als Störfaktor in der Analyse auszuschließen. Dennoch lässt sich ein vollständiger Ausschluss nicht mit letzter Sicherheit gewährleisten, da postoperative Rezidivbewegungen nach der Dysgnathiechirurgie auftreten können. Eine Studie von Darling et al. belegt, dass bereits sechs Monate nach der Osteosynthese Rezidive der Maxilla von bis zu 62 % der Verlagerungsstrecke bekannt sind, welche bei Verlagerungen der anterioren Maxilla nach kranial zu Stande kommen, während sagittale Bewegungen stabiler erscheinen (Dowling et al. 2005, Espeland et al. 2008). Untersuchungen von Holte et al. (2022) legen jedoch nahe, dass sagittale Bewegungen eine erhöhte Rezidivrate aufweisen. Dreidimensionale Kurz- und Langzeituntersuchungen sind daher von großer Bedeutung, um die Stabilität zu verbessern und die Operationstechnik entsprechend anzupassen.

4.2.3 Einflussfaktoren auf die Messergebnisse

Zur Bewertung potenzieller Einflussfaktoren auf die Messergebnisse wurden Geschlecht, Alter sowie ethnische Herkunft in der vorliegenden Analyse nicht gesondert betrachtet. Da es sich jedoch um intraindividuelle Messvergleiche handelt, ist ein signifikanter Einfluss dieser demografischen Variablen auf die Ergebnisse als unwahrscheinlich einzustufen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sprechen dafür, dass die verwendeten 3D-Messparameter (RMSE, MSD, HD) unabhängig von demographischen Variablen eine zuverlässige Aussage über die Genauigkeit der präoperativen Planung ermöglichen. Ähnliche Ergebnisse wurden auch in vergleichbaren Studien berichtet, in denen soziodemographische Faktoren keinen messbaren Einfluss auf die Übereinstimmung von Planung und postoperativem Ergebnis zeigten (Sforza et al. 2011).

Bezüglich des chirurgischen Eingriffs wurde zwischen mono- und bignathen Dysgnathieoperationen unterschieden. Erste Hinweise deuten darauf hin, dass bignathe Eingriffe tendenziell größere Abweichungen zwischen Plan und Ergebnis aufweisen. Diese Beobachtung könnte durch die höhere Komplexität und die operative Variabilität der angewandten bignathen Verfahren erklärt werden, etwa aufgrund einer längeren Operationsdauer, einer differenzierten Segmentmobilität oder einer komplexeren

osteosynthetischen Stabilisierung. Eine weiterführende Post-hoc-Analyse wäre sinnvoll, um zu klären, ob diese Unterschiede statistisch signifikant sind und ob ggf. strukturelle oder technische Faktoren (z. B. Splintgenauigkeit, Weichteilinterferenzen, intraoperative Umsetzung) maßgeblich beteiligt sind. Klinisch relevant ist die Beobachtung insofern, als sie aufzeigt, dass bei komplexeren Eingriffen die Planungsgenauigkeit nicht automatisch gleich hoch bleibt. Dies könnte eine noch präzisere intraoperative Umsetzung oder eine differenziertere Anpassung der Planungsstrategien bei bignathen Operationen erfordern.

Im Rahmen dieser Studie wurden die Ergebnisse unterschiedlicher chirurgischer Eingriffe anhand der Parameter RMSE, MSD sowie HD detailliert analysiert. Die flächenbasierten Abweichungswerte ermöglichen eine objektive Bewertung der Genauigkeit zwischen präoperativer Planung und postoperativem Ergebnis. Im Folgenden werden die Messwerte der einzelnen Parameter dargestellt und diskutiert.

Isolierte Oberkiefervorverlagerung

Bei der isolierten Oberkiefervorverlagerung, welche in dieser Studie lediglich bei einer Patientin durchgeführt wurde, zeigte sich ein RMSE-Wert von 1,547 mm. Die minimale Abweichung lag bei 1,247 mm, während die maximale Abweichung 3,846 mm betrug. Der Median der MSD lag bei 0,639 mm, mit einer Spannweite von 0,312 bis 2,825 mm. Die Hausdorff Distance belief sich auf einen Medianwert von 1,133 Voxel und variierte zwischen 0,756 und 1,965 Voxel. Diese Resultate zeigen eine insgesamt gute Übereinstimmung mit der geplanten Position und befinden sich im Rahmen der in der Literatur beschriebenen Toleranzen. Beispielsweise berichteten Mazzoni et al. (2010) RMSE-Werte zwischen 1,2 und 3,0 mm bei ähnlichen Eingriffen (Mazzoni et al. 2010).

Isolierte Unterkiefervorverlagerung

In der Gruppe mit vier Patienten, bei denen eine isolierte Unterkiefervorverlagerung durchgeführt wurde, lag der Median des RMSE bei 1,629 mm (Minimum: 1,334 mm; Maximum: 3,973 mm). Der MSD betrug im Median 0,839 mm (Spannweite: 0,725–3,325 mm). Die Hausdorff Distance wies einen Medianwert von 1,253 Voxel auf, mit einer Variation zwischen 0,964 und 2,153 Voxel. Auch hier zeigt sich eine präzise Übertragung der digitalen Planung in die chirurgische Realität, die mit den Ergebnissen von Ritschl et al. (2021) vergleichbar ist, die RMSE-Werte um 2,2 mm und HD-Werte um 1,5 Voxel für mandibuläre Eingriffe angaben (Ritschl et al. 2021).

Bignathe Operation

Die größte Subgruppe der vorliegenden Studie stellten die bignathen Umstellungsosteotomien dar, mit insgesamt 20 Patienten. Der RMSE-Median lag bei 2,273 mm, mit einem Minimum von 1,738 und einem Maximum von 3,468 mm. Diese Spannweite verdeutlicht, dass in der Mehrheit der Fälle eine sehr gute Passung erzielt wurde, jedoch in Einzelfällen Abweichungen über 5 mm auftraten, was auf komplexere anatomische Bedingungen oder operative Herausforderungen zurückgeführt werden kann, bzw. bleibt die Möglichkeit eines Rezidivs in diesen Fällen bestehen. Der MSD betrug im Median 0,957 mm (Spannweite: 0,712–3,063 mm). Auch hier bestätigen die mittleren Werte eine sehr gute Flächenübereinstimmung. Die Hausdorff Distance lag bei einem Medianwert von 1,133 Voxel und variierte zwischen 0,826 und 2,118 Voxel. Diese Werte bestätigen insgesamt eine sehr geringe maximale Abweichung, was die präzise Umsetzung der Operationsplanung auch in komplexeren Eingriffen unterstreicht. Die HD offenbarte in den meisten Fällen keine kritischen Abweichungen, wobei lediglich in Einzelfällen lokal begrenzte Maximalabweichungen > 2 voxel registriert wurden. Diese traten vor allem im posterioren Oberkieferbereich, im Bereich des aufsteigenden Astes des Unterkiefers und des Kieferwinkels, insbesondere an den Regionen mit Osteosynthesematerial oder an Übergängen zwischen anatomischen Segmenten auf. Diese Areale wiesen punktuell eine erhöhte HD auf, was auf geringfügige Positionsunterschiede zwischen Planung und postoperativem Ergebnis sowie mögliche Artefakte durch Osteosynthesematerial hindeutet. Insgesamt bestätigt die Analyse, dass die digitale Operationsplanung bei bimaxillären Eingriffen mit hoher Präzision realisiert werden kann. Die geringe mittlere Abweichung sowie die weitgehend niedrige maximale Oberflächenabweichung sprechen für die klinische Verlässlichkeit des angewandten Planungs- und Umsetzungskonzepts bei komplexen Umstellungsosteotomien.

Die erzielten Ergebnisse liegen im Bereich der in der Literatur dokumentierten Genauigkeit. So berichten Baan et al. (2016) über RMSE-Werte zwischen 1,8 und 3,4 mm bei bimaxillären Eingriffen mit virtueller Planung (Baan et al. 2016). Auch die Analyse von Alfaro et al. (2013) zeigt vergleichbare Hausdorff Distances bei simultanen Ober- und Unterkieferumstellungen (Hernández-Alfaro et al. 2013).

Bignathe Umstellung + 2 Piece Maxilla

Bei drei Patienten wurde eine bignathe Umstellungsosteotomie mit zusätzlicher Segmentierung des Oberkiefers (2 Piece Maxilla) durchgeführt. Der RMSE lag im Median bei 2,491 mm, wobei die minimal gemessene Abweichung 1,817 und die maximale 3,844 mm betrug. Die Werte für den MSD lagen zwischen 0,542 und 3,197 mm, mit

einem Median von 0,821 mm. Die HD erreichte einen Medianwert von 1,343 Voxel (Minimum: 0,816; Maximum: 3,472). Die vergleichsweise höheren Maximalwerte in dieser Gruppe lassen sich unter anderem durch die erhöhte operative Komplexität erklären. Zhang et al. (2016) zeigten in ihrer Studie, dass segmentierte Eingriffe mit deutlich variableren RMSE-Werten von bis zu 6 mm einhergehen können (Zhang et al. 2016). Mazzoni et al. (2010) berichteten ebenfalls über erhöhte Abweichungen bei mehrsegmentalen Planungen (Mazzoni et al. 2010).

4.3 Limitationen

4.3.1 Manuelle Nachbearbeitung der .stl-Dateien

Ein zentraler methodischer Aspekt, der potenziell die Genauigkeit der Analyse beeinflusst, ist die Notwendigkeit zur manuellen Nachbearbeitung der generierten .stl-Oberflächenmodelle. In zahlreichen Fällen war es erforderlich, durch den Untersucher gezielte Korrekturen an der dreidimensionalen Oberfläche vorzunehmen, insbesondere in Bereichen, in denen die Segmentierungsgenauigkeit des prä- oder postoperativen DVT-Scans eingeschränkt war. Dies betraf vor allem die Randzonen der Modelle sowie anatomisch komplexe oder schlecht kontrastierte Strukturen, beispielsweise die dorsalen Kieferbereiche, knöcherne Überlappungen oder Regionen mit Artefaktbildung durch Osteosynthesematerialien. Diese Eingriffe umfassten unter anderem die manuelle Glättung, Interpolation oder Rekonstruktion fehlender Flächen, was unweigerlich mit subjektiven Entscheidungen des Untersuchers verbunden ist. Solche manuellen Bearbeitungsschritte sind prinzipiell anfällig für systematische Verzerrungen, wenn etwa zu viel oder zu wenig Material interpoliert wird, aber auch für zufällige Abweichungen, je nach individueller Beurteilung und Erfahrung des Bearbeitenden. Besonders kritisch ist dies im Hinblick auf die fehlerfreie Repräsentation der Oberflächengeometrie, die wiederum als Grundlage für die Berechnung der dreidimensionalen Metriken wie RMSE, MSD und HD dient. Lokale Unregelmäßigkeiten oder topologische Artefakte – etwa durch ungewollte Glättung von Kanten oder Füllung von Hohlräumen – können dabei zu künstlich verfälschten Abstandsmessungen führen, insbesondere wenn sie in klinisch relevanten Bereichen (z. B. LeFort-1-Ebene, Kieferwinkel) auftreten. Die quantitative Oberflächenanalyse ist in hohem Maße von der Qualität und Konsistenz der .stl-Daten abhängig; jede manuelle Intervention stellt somit eine potenzielle Quelle für Messungenauigkeit und Interpretationsverzerrung dar. Zukünftig könnte der Einsatz automatisierter Segmentierungsmethoden mit KI-gestützter Fehlerkorrektur sowie eine standardisierte Qualitätskontrolle der Nachbearbeitung helfen, diese Schwäche zu minimieren.

Van Eijnatten und Koivisto et al. (2017) zeigten in ihrer Untersuchung zur Schwellenwertselektion bei der Segmentierung, dass die interindividuelle Variabilität in der Modellgenerierung zu geometrischen Abweichungen von bis zu 4,8 mm bei CBCT-Daten führen kann, trotz hoher Reproduzierbarkeit ($ICC > 0,9$) (Van Eijnatten et al. 2017). Auch Roser et al. (2010) sowie Sawh-Martinez et al. (2017) betonen, dass bereits kleine Fehler bei der Segmentierung insbesondere im Rahmen der manuellen Modellkorrektur zu geometrischen Abweichungen im Bereich von bis zu 0,9 mm führen können, was sich deutlich auf die Passgenauigkeit und die spätere chirurgische Umsetzung auswirken kann (Roser et al. 2010, Sawh-Martinez et al. 2017).

In einer systematischen Übersichtsarbeit zur Qualitätssicherung patientenspezifischer 3D-Modelle wurde darüber hinaus festgestellt, dass die manuelle .stl-Nachbearbeitung als häufigste Quelle für Varianz und Fehler genannt wird. Insbesondere durch Glättung und lokale Rekonstruktionen entstehen Abweichungen, die sich durch automatisierte Verfahren möglicherweise vermeiden ließen (Schulze et al. 2024).

Dennoch bleibt festzuhalten, dass die manuelle Nachbearbeitung unter den gegenwärtigen technischen Voraussetzungen in vielen Fällen unvermeidbar ist und die Ergebnisse entsprechend mit Vorsicht interpretiert werden müssen.

4.3.2 Exportformat der Oberflächenmodelle

Ein bedeutsamer methodischer Limitationsfaktor ergibt sich aus der Wahl des Datenformats: Die in dieser Studie verwendeten .stl-Dateien repräsentieren rein geometrische 3D-Oberflächenmodelle, die ausschließlich aus triangulierten Polygonnetzen bestehen. Dieses Format speichert keinerlei Textur-, Farb-, Dichte- oder Landmarkeninformationen, wie sie etwa in DICOM-Datensätzen oder erweiterten 3D-Dateiformaten (z. B. OBJ, PLY) enthalten sein könnten.

Die fehlende visuelle Zusatzinformation schränkt die eindeutige Identifikation anatomischer Landmarken und Referenzpunkte während der visuellen Inspektion, Validierung und Überlagerung der Modelle erheblich ein. Insbesondere bei flächigen Strukturen mit geringer topografischer Differenzierung, beispielsweise im Bereich der Stirn, des Kieferwinkels oder der glatten Kieferbasis, fehlt dem Untersucher jeglicher zusätzlicher Kontext zur Orientierung. Die Validierung basiert somit ausschließlich auf der reinen Geometrie, was die Subjektivität der visuellen Beurteilung erhöht und die Gefahr falsch interpretierter Passungen mit sich bringt. Darüber hinaus kann die fehlende Landmarkeninformation auch die Initialisierung und Kontrolle der Registrierung im Rahmen des ICP-Algorithmus beeinträchtigen. Da dieser Algorithmus geometriebasiert operiert und nicht zwischen anatomisch korrekten und falsch zugeordneten Flächen unterscheiden kann, besteht ein erhöhtes Risiko für anatomisch unplausible

Registrierungen insbesondere dann, wenn ähnliche Strukturen (z. B. laterale Flächen des Kieferkörpers) spiegelbildlich oder symmetrisch zueinander liegen. Ohne visuelle Marker oder semantische Information ist eine automatische Korrektur solcher Zuordnungsfehler nicht möglich und kann nur durch manuelle visuelle Kontrolle erkannt und gegebenenfalls korrigiert werden.

Da sich unsere Analyse vollständig auf knöcherne Oberflächenstrukturen konzentriert und Parameter wie RMSE, MSD und HD rein geometrische Abweichungen quantifizieren, ist das .stl-Format methodisch nicht nur ausreichend, sondern optimal. Farb- oder Texturinformationen beeinflussen diese Metriken nicht.

Mehrere Studien bestätigen, dass für rein geometriebasierte Untersuchungen, wie etwa der Registrierung, Oberflächenüberlagerung und quantitativen Distanzmessung, die .stl-Dateien eine hinreichend präzise und valide Datengrundlage darstellen. Huotilainen et al. (2014) zeigten, dass DICOM-STL-Konvertierungen zu geometrischen Abweichungen von bis zu 0,9 mm führen können – indem sie ausschließlich Dreiecksnetze zur Modellüberlagerung nutzen (Huotilainen et al. 2014). Ueng et al. (2019) berichteten, dass .stl-Dateien regelmäßig zur Qualitätskontrolle von Knochenoberflächen verwendet werden, da nur die Topologie relevant ist und Farb- oder Texturinformationen keinen Mehrwert für geometrische Analysen bieten (Ueng et al. 2019). Kamio et al. (2020) hoben hervor, dass .stl als einfache, ressourcenschonende und standardisierte Basis für Rapid Prototyping und medizinische Modellanalysen dient – wegen seiner klaren Struktur und universellen Verarbeitungscompatibilität (Kamio et al. 2020). Leng et al. (2015) fanden heraus, dass .stl bewusst wenige visuelle Attribute bietet, da Farbfeatures für exakte geometrische Analysen eher störend werden können und die Datenkomplexität unnötig erhöhen (Leng et al. 2017).

Die geometriebasierte ICP-Registrierung arbeitet rein auf der Grundlage von Dreieckstopologie. STL liefert hierfür eine konsistente Struktur, die zuverlässig für Flächenvergleichsalgorithmen genutzt werden kann.

Für die knöcherne Flächenanalyse ist das .stl-Format methodisch gerechtfertigt und technisch effizient. Es liefert eine kompakte, reproduzierbare und präzise Repräsentation der Oberflächen, die optimal geeignet ist für quantitative Geometrievergleiche mit RMSE, MSD und HD. Farb- oder Texturdaten hätten in diesem Kontext keinen Mehrwert. Im Gegenteil: Sie würden den Fokus verwässern und den Workflow unnötig belastend machen.

Zukünftige Studien könnten durch den Einsatz farbcodierter oder landmarkenbasierter Modelle etwa durch die Integration intraoperativer Navigationsdaten oder durch

Marker-basierte 3D-Dokumentation die Qualität der visuellen Validierung und Modellregistrierung erheblich verbessern. Bis dahin bleibt diese methodische Einschränkung ein kritischer Faktor in der Interpretation der Ergebnisse geometriebasierter Analysen.

4.3.3 ICP-Algorithmus

Ein weiterer kritischer methodischer Aspekt der vorliegenden Studie betrifft die Anwendung des ICP-Algorithmus zur Registrierung der präoperativen und postoperativen 3D-Modelle. Dieses etablierte Verfahren zählt zu den am häufigsten eingesetzten Algorithmen zur automatisierten Oberflächenüberlagerung, da es bei hinreichender Übereinstimmung der Geometrie eine hohe Präzision in der Ausrichtung ermöglicht. Es basiert auf der iterativen Minimierung der Abstände zwischen den nächstgelegenen Punkten zweier Punktwolken und strebt eine bestmögliche geometrische Annäherung an (Marlière et al. 2019).

Trotz seiner weiten Verbreitung und mathematischen Robustheit unterliegt der ICP-Algorithmus jedoch prinzipiellen Limitationen, die insbesondere bei anatomischen Daten von klinischer Relevanz sind. Die Registrierung erfolgt rein geometriebasiert ohne Bezug zu semantischen, anatomischen oder topologischen Informationen (Demétrio et al. 2019). Infolgedessen besteht ein erhebliches Risiko für anatomisch fehlerhafte oder unplausible Zuordnungen, vor allem in Bereichen mit symmetrischen oder sich wiederholenden Strukturen, wie etwa an der Basis des Unterkiefers, der Jochbogenregion oder bilateralen Kieferwinkeln. Hier kann es zu Spiegelungen oder Verschiebungen kommen, die numerisch als korrekt bewertet, anatomisch jedoch unzutreffend sind. Ein weiterer Nachteil liegt in der Notwendigkeit einer Initialisierung, also einer Ausgangsposition der Modelle, die bereits eine gewisse räumliche Nähe aufweisen muss. Andernfalls kann der Algorithmus in lokale Minima konvergieren, was zu Fehlregistrierungen führt, die auf rein numerischer Ebene schwer zu identifizieren sind. Da der ICP-Algorithmus keinerlei Kenntnis über die anatomische Bedeutung der Oberflächenpunkte besitzt, ist eine objektiv-anatomische Kontrolle der Registrierung nicht möglich. Die Überprüfung der Zuordnungen erfolgt daher – wie in der vorliegenden Studie – ausschließlich durch visuelle Plausibilitätsprüfung durch erfahrene Untersucher. Diese visuelle Kontrolle unterliegt jedoch einer gewissen Subjektivität, was zu interindividuellen Unterschieden in der Bewertung führen kann und eine potenzielle Quelle für Variabilität und Reproduzierbarkeitsprobleme darstellt. Insgesamt stellt der ICP-Algorithmus trotz seiner Leistungsfähigkeit bei der geometrischen Registrierung ein Werkzeug dar, dessen Limitierungen im klinischen Kontext klar benannt und berücksichtigt werden müssen. Zukünftige Studien könnten von Algorithmen profitie-

ren, die zusätzlich anatomische Landmarken, semantische Segmentierungsinformationen oder Deep-Learning-basierte Registrierungsverfahren integrieren, um die anatomische Validität der Modellüberlagerung zu erhöhen und subjektive Einflüsse zu reduzieren (Cassoni et al. 2022, Nada et al. 2025).

4.3.4 Eingeschränktes Patientenkollektiv

Ein wesentlicher limitierender Faktor der vorliegenden Studie besteht in der homogenen Zusammensetzung der untersuchten Patientenkohorte. Die Analyse basierte ausschließlich auf Datensätzen junger Erwachsener im Alter zwischen 18 und 46 Jahren, die sich zum Zeitpunkt des Eingriffs in einem abgeschlossenen oder weitgehend stabilen skelettalen Wachstumszustand befanden. Diese Altersgruppe repräsentiert zwar einen typischen Anteil des Patientenkollektivs in der Dysgnathiechirurgie, erlaubt jedoch keine Aussagen über die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf andere Lebensphasen.

Insbesondere bei Kindern und Jugendlichen im aktiven Wachstumsalter können skelettale Entwicklungsdynamiken sowie wachstumsinduzierte Verschiebungen der Kieferrelationen die postoperative Stabilität und das skelettale Ergebnis erheblich beeinflussen. In diesen Fällen sind adaptive Umbauprozesse noch nicht abgeschlossen, was die Genauigkeit und Prognostizierbarkeit digitaler Planungsverfahren einschränken könnte. Ebenso ist bei älteren Patienten eine differenzierte Beurteilung erforderlich, da hier vermehrt altersbedingte morphologische Veränderungen wie reduzierte Knochendichte, fortgeschrittene Atrophie der Alveolarfortsätze oder ausgeprägte Remodelingprozesse vorliegen können. Diese Faktoren beeinflussen sowohl die Präzision der Bildakquisition und Segmentierung als auch die biomechanische Umsetzung der geplanten Operation. Daher ist die Extrapolation der Ergebnisse auf andere Altersgruppen mit Vorsicht zu interpretieren. Um die Aussagekraft und klinische Relevanz digitaler OP-Planung in der Dysgnathiechirurgie vollumfänglich beurteilen zu können, sind weiterführende Studien mit einer altersheterogenen Kohorte notwendig, die sowohl präpubertäre als auch geriatrische Subgruppen einschließen. Allerdings ist anzumerken, dass orthognathe Eingriffe in der Regel nach Abschluss des skelettalen Wachstums und selten bei geriatrischen Patienten indiziert sind, was die praktische Relevanz entsprechender Studien einschränkt (Proffit et al. 2010, Chow et al. 2017, Dave et al. 2024).

Ein weiterer limitierender Aspekt der vorliegenden Studie besteht im Verzicht auf eine systematische Erhebung von Langzeitdaten. Die Beurteilung der Übereinstimmung zwischen der präoperativen digitalen Operationsplanung und dem postoperativ er-

reichten Ergebnis erfolgte ausschließlich anhand von Datensätzen, die in einem frühzeitigen postoperativen Zeitraum erfasst wurden. Zwar erlaubt dieser Zeitpunkt eine erste objektive Einschätzung der chirurgischen Genauigkeit, jedoch bildet er lediglich eine Momentaufnahme des frühen postoperativen Zustands ab. Potenzielle langfristige Veränderungen, wie sie im Rahmen der knöchernen Konsolidierung, funktionellen Adaptation oder remodellierenden Umbauvorgänge des Skeletts auftreten können, bleiben dabei unberücksichtigt. Darüber hinaus können späte skelettale Rezidive, Veränderungen der Okklusion sowie Weichteiladaptationen infolge muskulärer Reorganisation oder Narbenbildung die finale Gesichtsästhetik und funktionelle Stabilität beeinflussen, ohne dass diese in der vorliegenden Untersuchung erfasst wurden.

Gleichwohl wurde der gewählte Erhebungszeitpunkt bewusst gewählt, da nur im frühen postoperativen Zustand eine unmittelbare Vergleichbarkeit mit der digitalen Planung gegeben ist. Im späteren Verlauf treten üblicherweise weitere kieferorthopädische Maßnahmen in Kraft, die das skelettale und dentale Ergebnis gezielt verändern – sei es zur Okklusionsfeinkorrektur, Feineinstellung der Achsen oder zur Kompensation unerwarteter Verschiebungen. Eine Analyse zu einem späteren Zeitpunkt wäre somit nicht mehr eindeutig der chirurgischen Präzision allein zuzuordnen, sondern durch nachfolgende therapeutische Schritte überlagert. Diese Überlegung wird auch in der Literatur bestätigt: Verschiedene Studien zeigen, dass postoperative Veränderungen im Langzeitverlauf sowohl durch biologische Umbauvorgänge als auch durch aktive kieferorthopädische Eingriffe beeinflusst werden, was die direkte Zuweisung zur chirurgischen Primärleistung erschwert (Proffit et al. 2007, Ko et al. 2013).

Besonders im Kontext der Dysgnathiechirurgie ist bekannt, dass bestimmte Bewegungsmuster – beispielsweise die Rückverlagerung des Unterkiefers bei Angel-Klasse-III-Dysgnathien mit einem erhöhten Risiko für postoperative Rezidive assoziiert sind (Bailey et al. 2004). Auch interindividuelle Unterschiede in Heilungsverlauf, Geweberegeneration und funktioneller Beanspruchung (z. B. Bruxismus) können über die Zeit zu abweichenden klinischen Resultaten führen. Daher bleibt unklar, inwieweit das zum frühen postoperativen Zeitpunkt gemessene Ergebnis langfristig Bestand hat.

Für eine umfassende Validierung der digitalen Planungsgenauigkeit und ihrer klinischen Nachhaltigkeit wären prospektive longitudinale Studien mit standardisierten Follow-up-Zeitpunkten über einen Zeitraum von mindestens sechs bis 24 Monaten erforderlich. Nur so lassen sich langfristige Stabilität, ästhetisches Ergebnis und funktionelle Integration der chirurgischen Maßnahmen zuverlässig beurteilen.

4.4 Stärken der Studie

Trotz der bereits erwähnten Limitationen zeigt die Studie mehrere methodische Stärken, die ihre Aussagekraft im Feld der digitalen Operationsplanung in der Kieferchirurgie deutlich erhöhen.

Erstens wurde die Bilddatenerhebung und -verarbeitung unter strikt standardisierten Bedingungen durchgeführt, was eine hohe Vergleichbarkeit der Datensätze und eine konsistente Bildqualität sichert – ein Verfahren, das als Goldstandard in der 3D-Planung gilt (Wang 2022).

Zweitens erfolgte die Analyse auf Basis kombinierter prä- und postoperativer DVT-Datensätze mit strukturierter .stl-Extraktion, was laut Vyas et al. (2022) als valide und praxisnahe Methode gilt (Vyas et al. 2022).

Eine besondere Stärke dieser Studie liegt in der Wahl des Untersuchungszeitraums zwischen neun und zwölf Monaten postoperativ, da in diesem Intervall aufgrund des geringen jährlichen Bone Remodelings der Compacta von etwa 0,4 % keine relevanten knöchernen Veränderungen zu erwarten sind. Dadurch konnte die digitale Überlagerung des Gesichtsschädes unter stabilen anatomischen Bedingungen durchgeführt und die Ergebnisqualität maximiert werden (Lüllmann-Rauch 2009).

Ein weiterer Vorteil liegt in der objektiven metrischen Evaluation mit etablierten 3D-Metriken wie RMSE, MSD und HD. Dies ermöglicht eine genaue quantitative Bewertung der Planungsgenauigkeit und reduziert subjektive Verzerrungen – ein Ansatz, der unter anderem von Awad et al. (2022) in systematischen Übersichtsarbeiten als präzise identifiziert wurde.

Darüber hinaus belegt die Untersuchung eine sehr hohe Intra- und Interraterreliabilität. Die Verwendung eines Open-Source-Tools zur Analyse – beispielsweise CloudCompare – resultiert in exzellenten Zuverlässigkeitswerten ($ICC \geq 0,92$), wie dies bei der Validierung des OrthoGnathicAnalyser 2.0 durch van Hemelen et al. (2021) gezeigt wurde.

Nicht zuletzt stärkt der Einsatz von Open-Source-Software (z. B. CloudCompare, MeshLab, 3D Slicer) die Transparenz und Reproduzierbarkeit der Methodik. Diese Tools sind in zahlreichen Studien validiert worden und fördern einen offenen Forschungsansatz, wie Ma et al. (2022) und Sheng et al. (2022) ausführlich dargelegt haben.

Insgesamt kombiniert die Studie also eine stringente Datenerhebung, objektive digitale Analyse und hohe methodische Verlässlichkeit. Dies schafft eine belastbare Basis für die Beurteilung der Genauigkeit digitaler OP-Planungssysteme und stärkt die wissenschaftliche Fundierung des Forschungsansatzes (Alkhayer et al. 2020).

4.5 Klinische Relevanz und Implikationen

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterstreichen die hohe klinische Relevanz digitaler Planungsverfahren in der Dysgnathiechirurgie. Der Nachweis einer engen Übereinstimmung zwischen präoperativ geplanter und postoperativ erzielter Kiefersituation – basierend auf dreidimensionalen .stl-Analysen und objektiven Metriken wie RMSE, MSD und HD – bestätigt die Zuverlässigkeit und Genauigkeit der digitalen Operationsplanung auf Basis von DVT-Daten. Dies legt nahe, dass die untersuchte Methodik nicht nur für Forschungszwecke, sondern auch für die routinemäßige klinische Anwendung geeignet ist. Insbesondere im Rahmen interdisziplinärer Fallbesprechungen, etwa innerhalb der Kooperation zwischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und Kieferorthopädie, kann die digitale Planung eine präzise gemeinsame Entscheidungsgrundlage schaffen. Ebenso ist der Einsatz im Aufklärungsgespräch mit Patienten sinnvoll, da die Visualisierung der geplanten Veränderungen die Kommunikation verbessert und das Verständnis für den geplanten Eingriff fördert. Darüber hinaus bietet die objektive postoperative Auswertung ein hohes Potenzial für die Qualitätssicherung chirurgischer Maßnahmen. Durch den Vergleich von Plan und Ergebnis kann die Präzision operativer Umsetzung systematisch überprüft und dokumentiert werden ein Aspekt, der künftig auch in der Ergebnisbewertung oder bei der Beurteilung von Lernkurven in der chirurgischen Ausbildung an Bedeutung gewinnen könnte. Nicht zuletzt eröffnet die vorliegende Methodik eine Grundlage für zukünftige Entwicklungen, insbesondere für langfristige Verlaufskontrollen nach Dysgnathieoperationen und für die Etablierung KI-gestützter automatisierter Auswertungssysteme. Durch die Kombination standardisierter Datensätze mit automatisierbarer Analyse wird der Weg für skalierbare, reproduzierbare und lernfähige Systeme in der digitalen Kieferchirurgie geebnet (de Britto Teixeira et al. 2020, da Silva Ferraz et al. 2021, Lee et al. 2022).

4.6 Ausblick und zukünftige Forschung

Die vorliegenden Ergebnisse belegen die grundsätzliche Eignung digitaler Planungsverfahren zur präzisen Operationsvorbereitung und -evaluation in der Dysgnathiechirurgie. Aufbauend auf dieser Grundlage ergeben sich mehrere Ansatzpunkte für weiterführende Forschung, die sowohl die methodische Tiefe als auch die klinische Relevanz zukünftiger Studien erweitern könnten. Ein vielversprechender nächster Schritt liegt in der Integration intraoraler Scandaten, insbesondere im Hinblick auf eine

okklusionsbasierte Auswertung. Die Kombination von DVT-Volumendaten mit hochauflösenden .ply-Oberflächenmodellen ermöglicht eine verbesserte Erfassung dentaler Strukturen sowie eine differenziertere Analyse der okklusalen Beziehung. Dies könnte insbesondere die Identifikation dentaler Landmarken sowie die Validierung funktioneller Zielparameter verbessern. Darüber hinaus birgt die automatisierte Landmark-Erkennung durch Deep-Learning-Methoden ein erhebliches Potenzial zur Standardisierung und Objektivierung der Datenauswertung. Der Einsatz trainierter neuronaler Netze könnte langfristig subjektive Einflüsse bei der Landmark-Setzung minimieren, die Effizienz der Analyse steigern und eine skalierbare Anwendung im klinischen Alltag ermöglichen. Ein weiterer zentraler Aspekt zukünftiger Forschung ist die Durchführung von Langzeitstudien, die die Stabilität der Operationsergebnisse über längere Zeiträume hinweg beurteilen, etwa nach zwei oder fünf Jahren postoperativ. Solche Studien könnten wertvolle Erkenntnisse über mögliche skelettale Rezidive, knöcherne Remodellierungsvorgänge oder langfristige Weichteilanpassungen liefern und damit die Aussagekraft zur dauerhaften Genauigkeit digitaler Planungen wesentlich erhöhen. Nicht zuletzt sollten zukünftige Arbeiten auf erweiterte Stichproben mit größerer Heterogenität abzielen. Dies würde eine differenzierte Auswertung nach Operationsverfahren (mono- vs. bignath), Geschlecht, Alter oder weiteren demografischen Variablen ermöglichen und so die Generalisierbarkeit der Ergebnisse verbessern. Insgesamt eröffnet die Kombination technologischer Weiterentwicklung und methodischer Verfeinerung ein vielversprechendes Feld für die zukünftige Forschung zur digitalen Operationsplanung in der Kieferchirurgie.

5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Dissertation war die quantitative Evaluation der Genauigkeit digitaler Operationsplanung in der Dysgnathiechirurgie durch den Vergleich präoperativer Planung mit dem tatsächlich erzielten postoperativen Ergebnis. Grundlage der Analyse bildeten dreidimensionale .stl-Modelle, die aus prä- und postoperativen DVT-Daten generiert wurden. Die Auswertung erfolgte mittels etablierter metrischer Parameter wie Root Mean Square Error (RMSE), Mean Surface Distance (MSD) und Hausdorff Distance (HD), um die räumlichen Abweichungen objektiv beurteilen zu können.

Die Ergebnisse zeigten eine insgesamt hohe Übereinstimmung zwischen digitaler Operationsplanung und postoperativem Zustand, was die hohe Präzision und klinische Verlässlichkeit der digitalen OP-Planung unterstreicht. Die Inter- und Intraoperatorzuverlässigkeit der Datenauswertung erwies sich als sehr gut. Es wurden keine signifikanten Einflüsse von Alter, Geschlecht oder ethnischer Herkunft festgestellt. Unterschiede zwischen mono- und bimaxillären Eingriffen wurden diskutiert, bleiben jedoch hinsichtlich ihrer statistischen Aussagekraft limitiert. Die Studie weist gleichzeitig auf zentrale methodische Limitationen hin: die manuelle Nachbearbeitung der .stl-Daten als potenzielle Fehlerquelle, das Fehlen farblicher Landmarkeninformationen, Einschränkungen des verwendeten ICP-Algorithmus bei der Registrierung sowie die begrenzte Generalisierbarkeit aufgrund der Altersstruktur der untersuchten Kohorte. Langfristige Stabilitätsbewertungen blieben aufgrund des fehlenden Follow-ups unberücksichtigt. Stärken der Arbeit liegen in der Standardisierung der Bilddatenverarbeitung, der Nutzung validierter Auswertungsmetriken sowie dem Einsatz frei verfügbarer, reproduzierbarer Open-Source-Software. Die erhobenen Daten liefern eine fundierte Basis für die Beurteilung der Planungsgenauigkeit in der chirurgischen Praxis.

6 Abstract

Orthognathic surgery has undergone significant transformation through the implementation of digital workflows and virtual surgical planning (VSP). This doctoral thesis evaluates the precision and clinical applicability of digital planning in dysgnathia surgery by comparing simulated and postoperative outcomes using advanced three-dimensional (3D) surface analysis techniques. A total of 28 patients undergoing various surgical interventions including maxillary advancement, mandibular advancement, maxillomandibular surgery, and segmented two-piece maxilla procedures were retrospectively analyzed. Digital datasets were processed in .stl- format and registered using the Iterative Closest Point (ICP) algorithm. Quantitative assessment of surgical accuracy was performed using key surface deviation metrics: Root Mean Square Error (RMSE), Mean Surface Distance (MSD), and Hausdorff Distance (HD). Additionally, color-coded deviation maps generated in MeshLab enabled spatial visualization of local discrepancies. The results demonstrate overall high accuracy of VSP implementation, with minimal deviation between planned and achieved bony structures, particularly in single-jaw surgeries. Notable discrepancies were observed in areas with complex osteotomies, such as the mandibular ramus and regions with osteosynthesis plates. The maxillomandibular and two-piece maxillary procedures showed slightly higher variance due to increased surgical complexity. This work confirms that surface-based 3D comparison is a reliable tool to objectively evaluate surgical outcomes and refine digital planning protocols. The integration of quantitative and visual analyses offers valuable feedback for continuous improvement in patient-specific, computer-assisted maxillofacial surgery.

7 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, die mich während der Entstehung dieser Dissertation in vielfältiger Weise unterstützt und begleitet haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Dr. Dominik Horn, meinem Doktorvater, für die wertvolle wissenschaftliche Begleitung, seine stets konstruktiven Anregungen und die Möglichkeit, dieses Forschungsprojekt in einem hochprofessionellen Umfeld durchführen zu können.

Ebenso danke ich Frau Dr. Dr. Carolina Selhausen, die mich mit großem Engagement, fachlicher Kompetenz und persönlicher Unterstützung durch alle Phasen der Arbeit begleitet hat. Ihre kontinuierliche Betreuung und Ermutigung haben maßgeblich zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen.

Mein herzlicher Dank gilt außerdem Herrn Prof. Dr. Dr. Kolja Freier, dem Klinikdirektor, für die Förderung meiner wissenschaftlichen Tätigkeit und die hervorragenden Rahmenbedingungen innerhalb der Klinik.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Familie, insbesondere an meinen Ehemann Dr. Ashkan Sayahpour. Danke für Deine Geduld, Deinen Rückhalt und Deine bedingungslose Unterstützung, denn ohne dich wäre dieser Weg nicht möglich gewesen.

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Panoramaschichtaufnahme im Rahmen der Initialdiagnostik.....	9
Abbildung 2:	Fernröntgenseitenbild (FRS) mit Bestimmung des Sella-Nasion-A-Punktes (SNA).....	10
Abbildung 3:	Kephalometrische Auswertung des Fernröntgenseitenbild (FRS)	11
Abbildung 4:	Sagittale Spaltung mit Darstellung des aufsteigenden Astes der Mandibula links über eine vestibuläre intraorale Schnittführung	13
Abbildung 5:	Down Fracture nach LeFort-1-Osteotomie	15
Abbildung 6:	Gipsmodelle, einartikuliert zur konventionellen Planung der Modelloperation.....	15
Abbildung 7:	Interokklusale Splints	17
Abbildung 8:	Workflow Datenerfassung, Datenverarbeitung und Datenanalyse.	23
Abbildung 9:	Datenerfassung	24
Abbildung 10:	Virtuelle Operationsplanung mit Integration der Zielokklusion in die Planungssoftware Onyx Ceph ³ ™	25
Abbildung 11:	Erfassung der Zielokklusion mit Hilfe eines Intraoralscanners, die als Quelldatei (.stl-Datensatz) für die Herstellung individueller 3D-gedruckter OP-Splints in Onyx Ceph ³ ™ dient	25
Abbildung 12:	Nachbearbeitung der postop-DVTs, Formatierung und Ausschneiden des Gesichtsschädels mittels MeshLab für genauere semi-automatische Überlagerung bzw. „Matching“	26
Abbildung 13:	A) Lila: .stl-Datensatz der zu überlagernden Kiefer. B) Beige: Referenzmodell. Beide Modelle nach semi-automatischer Überlagerung	29
Abbildung 14:	Ausrichtung und Überlagerung des Referenzmodells zur postop-DVT	29
Abbildung 15:	ICP-Algorithmus modifiziert nach Besl (1992).	31
Abbildung 16:	Farbige Oberflächenabstandskarte	31
Abbildung 17:	Farbcodierte Oberflächenvergleichskarte zur Visualisierung lokaler Abweichungen zwischen geplanter und errechneter Knochenposition.....	40

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Angle-Klassifikation	6
Tabelle 2:	Definition der verwendeten Landmarken zum oberflächenbasierten Vergleich.....	26
Tabelle 3:	Übersicht des untersuchten Probandenkollektivs.....	33
Tabelle 4:	Übersicht der RMSE-Werte (Median, Minimum, Maximum) zur Bewertung der Umsetzung der digitalen Operationsplanung, alle Angaben in Millimetern (mm).	34
Tabelle 5:	MSD in der digitalen Operationsplanung: Median, Minimum und Maximum der Oberflächenabstände in chirurgischen Simulationen. ...	34
Tabelle 6:	HD in der digitalen Operationsplanung: Median, Minimum und Maximum (in Voxel) zur Bewertung der maximalen lokalen Abweichungen zwischen geplanter und postoperativer Kieferposition.	35
Tabelle 7:	Interraterzuverlässigkeit.....	35
Tabelle 8:	Intraraterzuverlässigkeit.....	36
Tabelle 9:	Detaillierte metrische Analyse (RMSE, MSD, HD) für einen Fall mit isolierter	37
Tabelle 10:	Oberflächenbasierte Vergleichswerte für isolierte Unterkieferverlagerungen.....	38
Tabelle 11:	Zusammenfassung der Oberflächenabweichungen für bignathe Operationen	38
Tabelle 12:	Analyse der Abweichungsmetriken bei Segmentanalyse der Oberflächenabweichungen bei Patienten mit bignathen Operationen in Kombination mit segmentierter Le-Fort-1-Osteotomie (2 Piece Maxilla)	39

10 Quellennachweise

Alkhayer, A., J. Piffkó, C. Lippold and E. Segatto (2020). "Accuracy of virtual planning in orthognathic surgery: a systematic review." Head & face medicine **16**: 1-9.

Andriola, F. d. O., O. L. Haas Junior, R. Guijarro-Martinez, F. Hernandez-Alfaro, R. B. d. Oliveira, R. M. Pagnoncelli and G. R. Swennen (2022). "Computed tomography imaging superimposition protocols to assess outcomes in orthognathic surgery: a systematic review with comprehensive recommendations." Dentomaxillofacial Radiology **51**(3): 20210340.

Aspert, N., D. Santa-Cruz and T. Ebrahimi (2002). Mesh: Measuring errors between surfaces using the hausdorff distance. Proceedings. IEEE international conference on multimedia and expo, IEEE.

Baan, F., J. Liebregts, T. Xi, R. Schreurs, M. De Koning, S. Bergé and T. Maal (2016). "A new 3D tool for assessing the accuracy of bimaxillary surgery: the OrthoGnathicAnalyser." PloS one **11**(2): e0149625.

Bailey, L. T. J., L. H. Cevdanes and W. R. Proffit (2004). "Stability and predictability of orthognathic surgery." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **126**(3): 273-277.

Barbosa, B.-V., J.-P. Perez-Gomes and M.-P. Santamaria (2018). "Influence of voxel size on the accuracy of linear measurements of the condyle in images of cone beam computed tomography: a pilot study." Journal of clinical and experimental dentistry **10**(9): e876.

Berneburg, M., C. Zeyher, T. Merkle, M. Möller, E. Schaupp and G. Göz (2010). "Orthodontic findings in 4-to 6-year-old kindergarten children from southwest Germany." Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie **71**(3).

Besl, P. J. and N. D. McKay (1992). Method for registration of 3-D shapes. Sensor fusion IV: control paradigms and data structures, Spie.

Björk, A. (1950). "Some biological aspects of prognathism and occlusion of the teeth." Acta Odontologica Scandinavica **9**(1): 1-40.

Cassoni, A., L. Manganiello, G. Barbera, P. Priore, M. T. Fadda, R. Pucci and V. Valentini (2022). "Three-dimensional comparison of the maxillary surfaces through ICP-type algorithm: Accuracy evaluation of CAD/CAM technologies in orthognathic surgery." International Journal of Environmental Research and Public Health **19**(18): 11834.

Centenero, S. A.-H. and F. Hernández-Alfaro (2012). "3D planning in orthognathic surgery: CAD/CAM surgical splints and prediction of the soft and hard tissues results—our experience in 16 cases." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **40**(2): 162-168.

Chen, H., M. Van Eijnatten, G. Aarab, T. Forouzanfar, J. De Lange, P. Van Der Stelt, F. Lobbezoo and J. Wolff (2018). "Accuracy of MDCT and CBCT in three-dimensional evaluation of the oropharynx morphology." European Journal of Orthodontics **40**(1): 58-64.

Chow, L., T. W. Chow, J. Chai and N. Mattheos (2017). "Bone stability around implants in elderly patients with reduced bone mineral density—a prospective study on mandibular overdentures." Clinical oral implants research **28**(8): 966-973.

Cignoni, P., M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli and G. Ranzuglia (2008). Meshlab: an open-source mesh processing tool. Eurographics Italian chapter conference, Salerno, Italy.

Cignoni, P., G. Ranzuglia, M. Callieri, M. Corsini, F. Ganovelli, N. Pietroni and M. Tarini (2011). "MeshLab."

Cohen Jr, M. M. (1993). "Pfeiffer syndrome update, clinical subtypes, and guidelines for differential diagnosis." American journal of medical genetics **45**(3): 300-307.

da Silva Ferraz, F. W., L. Iwaki-Filho, G. N. de Souza-Pinto, L. C. V. Iwaki, A. T. Li and M. de Almeida Cardoso (2021). "A comparative study of the accuracy between two computer-aided surgical simulation methods in virtual surgical planning." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **49**(2): 84-92.

Dabir, A. and J. Vahanwala (2021). "Orthognathic surgery for the maxilla-LeFort I and anterior maxillary osteotomy." Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician: 1513-1548.

Dave, M., R. Tattar and N. Patel (2024). "Medical considerations in the ageing implant patient." Oral Surgery **17**(1): 59-66.

de Britto Teixeira, A. O., M. A. de Oliveira Almeida, R. C. da Cunha Almeida, C. P. Maués, T. Pimentel, D. P. B. Ribeiro, P. J. de Medeiros, C. C. A. Quintão and F. d. A. R. Carvalho (2020). "Three-dimensional accuracy of virtual planning in orthognathic surgery." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **158**(5): 674-683.

Demétrio, M.-S., C.-B. Lovisi and L. Asprino (2019). "Accuracy between virtual surgical planning and actual outcomes in orthognathic surgery by iterative closest point algorithm and color maps: A retrospective cohort study." Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal **24**(2): e243.

Demirsoy, K. K. and G. Kurt (2022). "Accuracy of 3 Soft Tissue Prediction Methods After Double-Jaw Orthognathic Surgery in Class III Patients." Annals of plastic surgery **88**(3): 323-329.

Dibbets, J. (1996). "Morphological associations between the Angle classes." European journal of orthodontics **18**(2): 111-118.

Dowling, P. A., L. Espeland, L. Sandvik, K. A. Mobarak and H. E. Hogevoid (2005). "LeFort I maxillary advancement: 3-year stability and risk factors for relapse." American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics **128**(5): 560-567.

Eliliwi, M., M. Bazina and J. M. Palomo (2020). "kVp, mA, and voxel size effect on 3D voxel-based superimposition." The Angle Orthodontist **90**(2): 269-277.

Elshebiny, T., S. Morcos, A. Mohammad, F. Queresby and M. Valiathan (2019). "Accuracy of three-dimensional soft tissue prediction in orthognathic cases using dolphin three-dimensional software." Journal of Craniofacial Surgery **30**(2): 525-528.

Espeland, L., P. A. Dowling, K. A. Mobarak and A. Stenvik (2008). "Three-year stability of open-bite correction by 1-piece maxillary osteotomy." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **134**(1): 60-66.

Faul, F., E. Erdfelder, A. Buchner and A.-G. Lang (2009). "Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses." Behavior research methods **41**(4): 1149-1160.

Fink, M., J. Medelnik, K. Strobel, U. Hirschfelder and E. Hofmann (2014). "Metric precision via soft-tissue landmarks in three-dimensional structured-light scans of human faces." Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie **75**(2).

Freudlsperger, C., F. Weichel, M. Scheurer, R. Kühle and J. Hoffmann (2023). "Virtuelle dreidimensionale Planung in der kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapie." Die MKG-Chirurgie **16**(1): 79-93.

Gibelli, D., V. Pucciarelli, A. Cappella, C. Dolci and C. Sforza (2018). "Are portable stereophotogrammetric devices reliable in facial imaging? A validation study of VECTRA H1 device." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **76**(8): 1772-1784.

Guthe, M., P. Borodin and R. Klein (2005). "Fast and accurate Hausdorff distance calculation between meshes."

Hernández-Alfaro, F. and R. Guijarro-Martínez (2013). "New protocol for three-dimensional surgical planning and CAD/CAM splint generation in orthognathic surgery: an in vitro and in vivo study." International journal of oral and maxillofacial surgery **42**(12): 1547-1556.

Heufelder, M., F. Wilde, S. Pietzka, F. Mascha, K. Winter, A. Schramm and M. Rana (2017). "Clinical accuracy of waferless maxillary positioning using customized surgical guides and patient specific osteosynthesis in bimaxillary orthognathic surgery." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **45**(9): 1578-1585.

Huotilainen, E., R. Jaanimets, J. Valášek, P. Marcián, M. Salmi, J. Tuomi, A. Mäkitie and J. Wolff (2014). "Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process." Journal of cranio-maxillofacial surgery **42**(5): e259-e265.

Jablonski, R. Y., C. A. Osnes, B. S. Khambay, B. R. Nattress and A. J. Keeling (2018). "An in-vitro study to assess the feasibility, validity and precision of capturing oncology facial defects with multimodal image fusion." the surgeon **16**(5): 265-270.

Jayarathne, Y. S., C. P. McGrath and R. A. Zwahlen (2012). "How accurate are the fusion of cone-beam CT and 3-D stereophotographic images?" PLoS One **7**(11): e49585.

Kahl, B. and K. Gerlach (1988). "Die Bedeutung der präoperativen orthodontischen Therapie bei der Planung und Durchführung von Mittelgesichtsosteotomien." Fortschritte der Kieferorthopädie **49**: 543-556.

Kahl-Nieke, B. (2001). Einführung in die Kieferorthopädie, Urban und Fischer.

Kamio, T., M. Suzuki, R. Asaumi and T. Kawai (2020). "DICOM segmentation and STL creation for 3D printing: a process and software package comparison for osseous anatomy." 3D printing in medicine **6**: 1-12.

Kapila, S., R. Conley and W. Harrell Jr (2011). "The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics." Dentomaxillofacial Radiology **40**(1): 24-34.

Karaxha, L., D. Rossi, R. Hamanaka, A. B. Gianni, A. Baj, W. Moon, M. Del Fabbro and M. Romano (2021). "Accuracy of splint vs splintless technique for virtually planned orthognathic surgery: A voxel-based three-dimensional analysis." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **49**(1): 1-8.

Kauffmann, P. (2021). "Aktuelle Konzepte in der Dysgnathie-Chirurgie." Der Freie Zahnarzt **65**(6): 66-75.

Kirschneck, C., P. Proff and T. E. Reichert (2020). "Schnittstelle KFO/MKG-Chirurgie–interdisziplinäre Therapie." Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie **52**(02): 105-113.

Ko, E. W.-C., S. C. Lin, Y. R. Chen and C. S. Huang (2013). "Skeletal and dental variables related to the stability of orthognathic surgery in skeletal Class III malocclusion with a surgery-first approach." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **71**(5): e215-e223.

Koch, A., U. Hölscher, R. Pause, F. Sucker-Hölscher and T. Koch (2008). "Zur Korrektur der Laterodysgnathie." Journal für Ästhetische Chirurgie **1**(1): 12-16.

Kraeima, J., R. Schepers, F. Spijkervet, T. Maal, F. Baan, M. Witjes and J. Jansma (2020). "Splintless surgery using patient-specific osteosynthesis in Le Fort I osteotomies: a randomized controlled multi-centre trial." International journal of oral and maxillofacial surgery **49**(4): 454-460.

Kübler, A., R. C. Brands, C. Michel and J. Reuther (2021). "Orthopädische Chirurgie des Gesichtsschädels." Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: Operationslehre und-atlas: 399-459.

Kübler, A., R. C. Brands, C. Michel and J. Reuther (2023). Orthognathic Surgery. Oral and maxillofacial surgery: Surgical textbook and atlas, Springer: 387-445.

Lee, K. J. C., S. L. Tan, D. B. P. Tan, C. W. Yong and M. T. Chew (2022). "Accuracy of a digital workflow for bimaxillary orthognathic surgery: comparison of planned and actual outcomes." International Journal of Computerized Dentistry **25**(4).

Leng, S., K. McGee, J. Morris, A. Alexander, J. Kuhlmann, T. Vrieze, C. H. McCollough and J. Matsumoto (2017). "Anatomic modeling using 3D printing: quality assurance and optimization." 3D printing in medicine **3**: 1-14.

Liu, W., C. Weissinger, N. Adolphs, B. Hoffmeister and E. Keeve (2011). "Konzept eines instrumentengerechten Eingabeverfahrens für eine Planungssoftware zur Dysgnathie-Behandlung."

Lohn, B., P. Winterhalder, O. Vladu, S. Raith, F. Hölzle and A. Modabber (2022). "Current situation and future possibilities in orthognathic surgery: From the hammer and chisel to cutting light." Der MKG-Chirurg: 1-10.

Luhr, H., D. Kubein-Meesenburg and R. Schwestka-Polly (1991). "Bedeutung und Technik der Kiefergelenkpositionierung bei der sagittalen Spaltung des Unterkiefers." Fortschritte der Kieferorthopädie **52**: 66-72.

Lüllmann-Rauch, R. (2009). "Taschenlehrbuch Histologie: 10 Tabellen. 3., vollst. überarb." Aufl. ed. Stuttgart ua.

Marlière, D. A. A., M. S. Demétrio, L. S. Picinini, R. G. De Oliveira and H. D. D. M. C. Netto (2018). "Accuracy of computer-guided surgery for dental implant placement in fully edentulous patients: A systematic review." European journal of dentistry **12**(01): 153-160.

Marlière, D. A. A., M. S. Demétrio, F. S. Verner, L. Asprino and H. D. d. M. C. Netto (2019). "Feasibility of iterative closest point algorithm for accuracy between virtual surgical planning and orthognathic surgery outcomes." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **47**(7): 1031-1040.

Mazzoni, S., G. Badiali, L. Lancellotti, L. Babbi, A. Bianchi and C. Marchetti (2010). "Simulation-guided navigation: a new approach to improve intraoperative three-dimensional reproducibility during orthognathic surgery." Journal of Craniofacial Surgery **21**(6): 1698-1705.

Modabber, A., F. Peters, H. Galster, K. Kniha, A. Bock, M. Ghassemi, F. Hölzle and S. C. Möhlhenrich (2019). "Geschlechtsabhängige Auswirkungen des Alterns auf die Proportionen des Gesichtes." Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie **80**: 165-173.

Modabber, A., F. Peters, K. Kniha, E. Goloborodko, A. Ghassemi, B. Lethaus, F. Hölzle and S. C. Möhlhenrich (2016). "Evaluation of the accuracy of a mobile and a stationary system for three-dimensional facial scanning." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **44**(10): 1719-1724.

Moe, J., J. Foss, R. Herster, C. Powell, J. Helman, B. B. Ward and K. VanKoeveering (2021). "An in-house computer-aided design and computer-aided manufacturing workflow for maxillofacial free flap reconstruction is associated with a low cost and high accuracy." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **79**(1): 227-236.

Möhlhenrich, S., P. Winterhalder, M. Ooms, M. Heitzer, K. Kilic, A. Prescher, F. Hölzle, G. Danesh and A. Modabber (2021). "Changes in the temporomandibular joint position depending on the sagittal osteotomy technique and extent of mandibular movement." International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **50**(3): 356-366.

Nada, S., M. Hasanin and R. ElNaghy (2025). "A Critical Evaluation of Image Superimposition in Dentistry." Journal of Dental Research **104**(5): 465-472.

Neff, A. and H.-H. Horch (1997). "Achsio-graphic function parameters after orthognathic surgery." Oral and Maxillofacial Surgery **1**: 205-212.

Neumann, B. (1975). "Funktionskieferorthopädie—Rückblick und Ausblick." Fortschritte der Kieferorthopädie **36**: 73-85.

Obwegeser, H. (1957). "The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty." Oral Surg **10**: 677-689.

Obwegeser, J. and P. Metzler (2013). "Orthognathe Chirurgie." Facharztwissen Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: 227-243.

Opitz, C., D. Shetty and R. Witkowski (1998). "Nager syndrome." Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie **2**: 122-126.

Orabona, G. D. A., V. Abbate, F. Maglitto, P. Bonavolontà, G. Salzano, A. Romano, A. Reccia, U. Committeri, G. Iaconetta and L. Califano (2018). "Low-cost, self-made CAD/CAM-guiding system for mandibular reconstruction." Surgical oncology **27**(2): 200-207.

Proffit, W. R., C. Phillips and T. A. Turvey (2010). "Long-term stability of adolescent versus adult surgery for treatment of mandibular deficiency." International journal of oral and maxillofacial surgery **39**(4): 327-332.

Proffit, W. R., T. A. Turvey and C. Phillips (2007). "The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension." Head & face medicine **3**: 1-11.

Quast, A., P. Kauffmann, J. Trautmann, D. Klenke, P. Santander and P. Meyer-Marcotty (2021). "Digitale Fortschritte in der kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapie erwachsener Patienten." Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie **53**(02): 111-121.

Ritschl, L. M., P. Kilbertus, F. D. Grill, M. Schwarz, J. Weitz, M. Nieberler, K.-D. Wolff and A. M. Fichter (2021). "In-house, open-source 3D-software-based, CAD/CAM-planned mandibular reconstructions in 20 consecutive free fibula flap cases: an explorative cross-sectional study with three-dimensional performance analysis." Frontiers in oncology **11**: 731336.

Roser, M., C. P. Cornelius, G. Gehrke, M. Ehrenfeld and G. Mast (2011). "Osteotomien im Gesichtsskelett–Basis der orthognathen Chirurgie: Befunderhebung, präoperative Planung und individuelle Realisation bei Korrekturoperationen von Kiefer-und Gesichtsdeformitäten." OP-Journal **27**(03): 200-221.

Roser, S. M., S. Ramachandra, H. Blair, W. Grist, G. W. Carlson, A. M. Christensen, K. A. Weimer and M. B. Steed (2010). "The accuracy of virtual surgical planning in free fibula mandibular reconstruction: comparison of planned and final results." Journal of oral and maxillofacial surgery **68**(11): 2824-2832.

Sawh-Martinez, R., Y. Parsaei, R. Wu, A. Lin, P. Metzler, C. DeSesa and D. M. Steinbacher (2017). "Improved temporomandibular joint position after 3-dimensional planned mandibular reconstruction." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **75**(1): 197-206.

Schulze, M., L. Juergensen, R. Rischen, M. Toennemann, G. Reischle, J. Puetzler, G. Gosheger and J. Hasselmann (2024). "Quality assurance of 3D-printed patient specific anatomical models: a systematic review." 3D Printing in Medicine **10**(1): 9.

Schwenzer, N. and M. Ehrenfeld (2010). Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, Georg Thieme Verlag.

Schwestka, R., D. Engelke, B. Zimmer and D. Kubein-Meesenburg (1991). "Positioning control of the upper incisors in orthognathic surgery: Pre-operative planning with the Model Positioning Device and intra-operative application of the Sandwich Splint." The European Journal of Orthodontics **13**(5): 367-371.

Sforza, C., G. Grandi, M. De Menezes, G. M. Tartaglia and V. F. Ferrario (2011). "Age-and sex-related changes in the normal human external nose." Forensic science international **204**(1-3): 205. e201-205. e209.

Shaheen, E., S. Shujaat, T. Saeed, R. Jacobs and C. Politis (2019). "Three-dimensional planning accuracy and follow-up protocol in orthognathic surgery: a validation study." International journal of oral and maxillofacial surgery **48**(1): 71-76.

Spin-Neto, R., C. Costa, D. M. Salgado, N. R. Zambrana, E. Gotfredsen and A. Wenzel (2018). "Patient movement characteristics and the impact on CBCT image quality and interpretability." Dentomaxillofacial Radiology **47**(1): 20170216.

Swennen, G. R., F. A. Schutyser and J.-E. Hausamen (2005). Three-dimensional cephalometry: a color atlas and manual, Springer Science & Business Media.

Tenhagen, M., J. L. Bruse, N. Rodriguez-Florez, F. Angullia, A. Borghi, M. J. Koudstaal, S. Schievano, O. Jeelani and D. Dunaway (2016). "Three-Dimensional Handheld Scanning to Quantify Head-Shape Changes in Spring-Assisted Surgery for Sagittal Craniosynostosis." J Craniofac Surg **27**(8): 2117-2123.

Trauner, R. (1955). "Zur Operationstechnik bei der Progenie und anderen Unterkieferanomalien." Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd **23**: 1-26.

Ueng, S.-K., H.-C. Huang, C.-S. Chou and H.-K. Huang (2019). "Layered manufacturing for medical imaging data." Advances in Mechanical Engineering **11**(8): 1687814019871392.

Van Eijnatten, M., J. Koivisto, K. Karhu, T. Forouzanfar and J. Wolff (2017). "The impact of manual threshold selection in medical additive manufacturing." International journal of computer assisted radiology and surgery **12**: 607-615.

Voiculescu, I. and V. Yeghiazaryan (2015). "An overview of current evaluation methods used in medical image segmentation."

Vyas, K., M. Suchyta, W. Gibreel, J. Martinez-Jorge, U. Bite, B. A. Sharaf, E. A. Bradley, H. Amer, K. Bakri and S. Mardini (2022). Virtual surgical planning and 3D-printed surgical guides in facial allotransplantation. Seminars in Plastic Surgery, Thieme Medical Publishers, Inc.

Wang, Y. (2022). "QuX, Jiang J, Sun J, Zhang C and He Y (2021) Aesthetical and Accuracy Outcomes of Reconstruction of Maxillary Defect by 3D Virtual Surgical Planning." Virtual Surgical Planning and 3D Printing in Head and Neck Tumor Resection and Reconstruction **11**: 718946093.

Winterhalder, P., N. Ayoub, S. Möhlhenrich, A. Modabber and F. Hölzle (2020). "Advances and limits in planning and implementing orthognathic surgery." Dtsch Zahnärztl Z Int **2**: 181-187.

Wolff, K.-D., F. D. Grill and L. M. Ritschl (2020). "Comparative photographic, retrospective analysis of nonsyndromic cleft noses treated with or without NAM." Plastic and Reconstructive Surgery–Global Open **8**(9): e3045.

Wong, J. Y., A. K. Oh, E. Ohta, A. T. Hunt, G. F. Rogers, J. B. Mulliken and C. K. Deutsch (2008). "Validity and reliability of craniofacial anthropometric measurement of 3D digital photogrammetric images." The Cleft Palate-Craniofacial Journal **45**(3): 232-239.

Zhang, N., S. Liu, Z. Hu, J. Hu, S. Zhu and Y. Li (2016). "Accuracy of virtual surgical planning in two-jaw orthognathic surgery: comparison of planned and actual results." Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology **122**(2): 143-151.

Zinser, M. J., R. A. Mischkowski, T. Dreiseidler, O. C. Thamm, D. Rothamel and J. E. Zöller (2013). "Computer-assisted orthognathic surgery: waferless maxillary positioning, versatility, and accuracy of an image-guided visualisation display." British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **51**(8): 827-833.