

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
(Prof. Dr. med. dent. P. Meyer-Marcotty)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Genauigkeit von Gesichtsbogen und
zweidimensionaler Kephalmetrie in
Zeiten dreidimensionaler
computergestützter Dysgnathitherapie**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Andreas Friedrich Damm

aus

Kassel

Göttingen 2019

Dekan: Prof. Dr. med. W. Brück

Referent/in Prof. Dr. med. dent. P. Meyer-Marcotty

Ko-Referent/in: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H. Schliephake

Drittreferent/in: Prof. Dr. mult. T. Meyer

Datum der mündlichen Prüfung: 19.11.2020

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel "Genauigkeit von Gesichtsbogen und zweidimensionaler Kephalmetrie in Zeiten dreidimensionaler computergestützter Dysgnathithherapie" eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den

.....

(Unterschrift)

Die Daten, auf denen die vorliegende Arbeit basiert, wurden teilweise publiziert:

Quast, A.; Santander, P.; Witt, D.; Damm, A.; Moser, N.; Schliephake, H.; Meyer-Marcotty, P. (2019): Traditional face-bow transfer versus three-dimensional virtual reconstruction in orthognathic surgery. In: *International journal of oral and maxillofacial surgery* 48 (3), S. 347–354

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	6
1.1 Einführung	6
1.2 Kephalometrie: 2D vs. 3D	9
1.3 Gesichtsbogen vs. DVT	14
1.3.1 Fehlerquellen	14
1.3.2 Horizontale Ebenen	15
1.3.3 Transversale Ebene	18
1.3.4 Patientenindividuelle Aspekte	19
1.4 Fragestellung.....	20
2 Patienten und Methoden	22
2.1 Patientenrekrutierung.....	22
2.2 Methode	22
2.2.1 Konventionelle Lagebestimmung mittels Gesichtsbogenübertragung	23
2.2.2 Digitalisierung der konventionellen Lagebestimmung des Oberkiefers	23
2.2.3 Kephalometrie am digitalisierten Oberkiefermodell	25
2.3 Herstellung des virtuellen 3D-Schädelmodells.....	27
2.3.1 2D-Kephalometrie am virtuellen Schädelmodell.....	28
2.3.2 3D-Kephalometrie am virtuellen 3D-Schädelmodell	31
2.3.3 Kephalometrische Messungen in 2D und 3D	37
2.4 Vergleich FH/OcP zwischen digitalisiertem Oberkiefermodell und 3D-Schädelmodell.....	39
2.4.1 3D-Winkel	40
2.4.2 FH/OcP am digitalisierten Oberkiefermodell	41
2.4.3 FH/OcP am 3D-Schädelmodell	43
2.4.4 Den Gesichtsbogen beeinflussende Faktoren	44
2.5 Statistische Methoden	45
2.5.1 Methodenfehler	46
2.5.2 Neutralisierung der Alpha-Fehler-Kumulierung.....	46
2.5.3 Vergleich 2D/3D.....	47
2.5.4 Statistik des Gesichtsbogenübertragungsfehlers.....	48
3 Ergebnisse	49

3.1	Methodenfehler	49
3.1.1	Intrarater-Reliabilität	49
3.1.2	Interrater-Reliabilität	50
3.2	Deskriptive Statistik.....	51
3.3	Vergleich zwischen 2D- und 3D-Werten.....	52
3.3.1	Sagittale Messungen	53
3.3.2	Vertikale Messungen	53
3.3.3	Dento-basale Messungen	54
3.3.4	Asymmetrische versus symmetrische Patienten	54
3.4	Vergleich des Winkels FH/OcP im DVT und am Gipsmodell	55
3.4.1	Statistik des Übertragungsfehlers	55
3.5	Einflussfaktoren auf den Übertragungsfehler des Gesichtsbogens.....	58
3.5.1	Skelettale Klasse	58
3.5.2	Laterognathie	58
3.5.3	Vertikale Relation	59
3.5.4	Maxillaneigung	59
3.5.5	Oberkieferprognathiegrad.....	60
3.5.6	Sagittale <i>Porien</i> -Asymmetrie	60
3.5.7	Transversale <i>Porien</i> -Asymmetrie	61
4	Diskussion.....	62
4.1	Methodenkritik	62
4.1.1	Virtuell generiertes FRS	62
4.1.2	Genauigkeit des DVT	62
4.1.3	Patientenzahl.....	63
4.1.4	Verschiedene Behandler	63
4.1.5	Inter-/Intrarater-Reliabilität	64
4.1.6	Gipsexpansion.....	64
4.2	Vergleich 2D/3D-Kephalometrie.....	65
4.2.1	Sagittale Messungen	65
4.2.2	Vertikale Messungen	65
4.2.3	Dento-basale Messungen	68
4.2.4	Grundsätzliche Unterschiede 2D/3D	69
4.3	Vergleich zwischen Artikulator und DVT	70
4.3.1	3D-Fehler.....	70
4.3.2	Sagittaler Fehler	70
4.3.3	Transversaler Fehler	73
4.3.4	Ursachen für den Übertragungsfehler.....	74
4.4	Klinische Auswirkungen und Ausblick	75
4.4.1	2D- versus 3D-Bildgebung	75
4.4.2	Ausblick und Anwendung des Gesichtsbogens im klinischen Alltag.....	77
5	Zusammenfassung	78
6	Literaturverzeichnis	80

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Erfolgsraten konventioneller Planung.....	7
Abbildung 2: Erfolgsraten computergestützter 3D-Planung.....	8
Abbildung 3: Fernröntgenseitenbild	10
Abbildung 4: 3D-Schädelmodell und sagittale DVT-Schichten.....	11
Abbildung 5: Laterale und koronale DVT-Schichten	11
Abbildung 6: Messung des Kieferwinkels im dreidimensionalen Koordinatensystem.....	13
Abbildung 7: Kieferwinkel 2D / 3D.....	14
Abbildung 8: Gesichtsbogen.....	14
Abbildung 9: Ober- und Unterkiefer im Artikulator.....	15
Abbildung 10: Klinische Auswirkung auf einen zu steilen Winkel FH/OcP.....	17
Abbildung 11: Freiheitsgrade des Oberkiefers im dreidimensionalen Raum	20
Abbildung 12: Gipsmodell mit Montageplatte im DVT	24
Abbildung 13: Das Gipsmodell als virtuelles 3D-Modell.....	24
Abbildung 14: Lokalisierung der OK-Fixpunkte	25
Abbildung 15: Ebenen am Gipsmodell.....	27
Abbildung 16: Patientin im DVT.....	28
Abbildung 17: 2D-Fixpunkte in OnyxCeph.....	29
Abbildung 18: 2D-Röntgenbild mit 2D-Ebenen	31
Abbildung 19: Fixpunkte am 3D-Schädelmodell	33
Abbildung 20: Sella Turcica im DVT.....	34
Abbildung 21: Condylus im DVT.....	34
Abbildung 22: Inz11/41 und Apc11/41.....	34
Abbildung 23: Mb16 im DVT.....	35
Abbildung 24: hPOcP zur Bestimmung des Wits-Werts	35
Abbildung 25: KPOK und KPUK.....	35
Abbildung 26: Ebenen am 3D-Schädelmodell.....	36
Abbildung 27: Sagittale Messungen am 2D-Röntgenbild und 3D-Schädelmodell.....	37
Abbildung 28: Vertikale Messungen im Vergleich.....	38
Abbildung 29: Dento-basale Messungen	39
Abbildung 30: 3D-Winkel zwischen zwei Ebenen	40
Abbildung 31: Winkelberechnung FH / OcP.....	41
Abbildung 32: Winkel FH/OcP am Gipsmodell	42
Abbildung 33: Winkel FH/OcP am 3D-Schädelmodell.....	44
Abbildung 34: Abweichung des Mentons zur MedianPlane.....	45
Abbildung 35: Sagittale und transversale <i>Porien</i> asymmetrie	45
Abbildung 36: Q-Q-Plot des Winkels SNA (3D).....	52
Abbildung 37: Werteverteilung des sagittalen Fehlers	56
Abbildung 38: Werteverteilung des transversalen Fehlers	57
Abbildung 39: Interpolierung am Fernröntgenseitenbild.....	66
Abbildung 40: <i>Spina Nasalis Posterior</i> am FRS und 3D-Schädelmodell	67
Abbildung 41: <i>Sella Turcica</i> im FRS und DVT.....	68

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Geplante und tatsächlich berechnete OP-Strecken	18
Tabelle 2: Fixpunkte zur Analyse des digitalisierten Oberkiefermodells	25
Tabelle 3: Ebenen am Gipsmodell	26
Tabelle 4: Fixpunkte der 2D-Kephalometrie	28
Tabelle 5: Ebenen der 2D-Kephalometrie.....	30
Tabelle 6: Fixpunkte der 3D-Kephalometrie	32
Tabelle 7: Ebenen der 3D-Kephalometrie.....	36
Tabelle 8: Sagittale Messungen in 2D und 3D.....	37
Tabelle 9: Vertikale Messungen in 2D und 3D.....	38
Tabelle 10: Dento-basale Messungen in 2D und 3D.....	39
Tabelle 11: Berechnung des Winkels FH/OcP am digitalisierten Oberkiefermodell.....	42
Tabelle 12: Berechnung des Winkels FH/OcP am Schädelmodell	43
Tabelle 13: Einteilung der Patientengruppen.....	44
Tabelle 14: Bonferroni-Holm-Korrektur bei 10 Testungen	47
Tabelle 15: Intraklassenkorrelationsberechnung der 3D-Schädelmodellkephalometrie.....	49
Tabelle 16: Intraklassenkorrelationsberechnung des Gipsmodells	50
Tabelle 17: Interklassenkorrelationsberechnung der 3D-Schädelmodellkephalometrie.....	50
Tabelle 18: Interklassenkorrelationsberechnung des Gipsmodells	51
Tabelle 19: Deskriptive Statistik, aufgeteilt nach skelettaler Klasse	51
Tabelle 20: T-Test der sagittalen Werte zwischen 2D und 3D	53
Tabelle 21: T-Test der vertikalen Werte zwischen 2D und 3D.....	53
Tabelle 22: T-Test der dento-basalen Werte zwischen 2D und 3D	54
Tabelle 23: Vergleich zwischen symmetrischer und asymmetrischer Gruppe	54
Tabelle 24: T-Tests zwischen digitalisiertem Oberkiefermodell und 3D-Schädelmodell	55
Tabelle 25: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen).....	57
Tabelle 26: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (absolute Differenzen)	58
Tabelle 27: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) bei Kl. II- und Kl. III-Patienten.....	58
Tabelle 28: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach Laterognathie	59
Tabelle 29: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach vertikaler Dimension	59
Tabelle 30: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach Maxillaneigung	60
Tabelle 31: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach Oberkieferprognathiegrad.....	60
Tabelle 32: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach sagittaler <i>Porien</i> -Asymmetrie.....	61
Tabelle 33: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach transversaler <i>Porien</i> -Asymmetrie	61
Tabelle 34: Postoperative Auswirkungen des Übertragungsfehlers in sagittaler Dimension	71

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
ANOVA	<i>analysis of variance</i>
DICOM	<i>digital imaging and communications in medicine</i>
DVT	digitale Volumentomographie
FH	Frankfurter Horizontale
FOV	<i>field of view</i>
Gn	<i>Gnathion</i>
Go	<i>Gonion</i>
kVp	<i>peak kilovoltage</i>
Me	<i>Menton</i>
N	<i>Nasion</i>
OcP	Okklusalplanum
S	<i>Sella turcica</i>

1 Einleitung

1.1 Einführung

Bereits seit dem Ursprung der chirurgischen Kieferorthopädie, der mit der Durchführung der sog. St. Louis-Operation im Jahre 1897 durch den Kieferorthopäden Edward Angle und den Chirurgen Wilray Blair (Steinhäuser 1996) datiert werden kann, ist die Zusammenarbeit zwischen den Fachdisziplinen Kieferorthopädie und der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie für das Behandlungsergebnis des Patienten¹ mit ausgeprägter Kieferfehlstellung (Dysgnathie) von essentieller Bedeutung. So war es auch Wilray Blair, der als ausführender Chirurg die Zusammenarbeit mit dem Kieferorthopäden bei Vor- und Nachbehandlung als Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Behandlung erkannte:

„Treating of skeletal deformities is really surgical work, but the earlier a competent, congenial orthodontist is associated with the case, the better it will be for both the surgeon and the patient.“ (Steinhäuser 1996: 196)

Heute – gut 120 Jahre später – hat sich daran wenig geändert: Die chirurgische Dysgnathie-therapie stellt einen interdisziplinären Behandlungsbereich dar, bei dem die chirurgische Operationsdurchführung seitens der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie die umfassende Planung sowie Vor- und Nachbehandlung seitens der Kieferorthopädie komplettiert, um eine erfolgreiche Behandlung von ausgeprägten Kieferfehlstellungen, Okklusionsproblemen sowie funktionellen Beeinträchtigungen des Kauorgans zu ermöglichen.

Die möglichst genaue Umsetzung der Planung in den Operationssaal stellt dabei für das gesamte Behandlungsteam eine große Herausforderung dar, weil der Patient durch diesen Wahleingriff ein funktionelles und ästhetisches Optimum erwartet (Modig et al. 2006; Tang et al. 2015). Ungenauigkeiten im Operationsergebnis – vor allem auch wegen des Aufwands der kieferorthopädischen Vor- und Nachbehandlung sowie der Beeinträchtigung durch den chirurgischen Eingriff in Vollnarkose – müssen vermieden

¹ Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für beiderlei Geschlecht.

werden, damit die Dysgnathietherapie einen signifikant positiven Effekt auf den Patienten hat (Flanary et al. 1990).

Noch heute ist die konventionelle Operationsplanung auf der Grundlage von Patientenfotos, 2D-Röntgenbildern sowie Gipsmodellen der Standard in den meisten Zentren für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Sharifi et al. 2008; Zizelmann et al. 2012; Ritto et al. 2018). Die Genauigkeit dieser Planungsmethode wird in Frage gestellt und ist ein in der Forschung viel diskutiertes Thema. Nur wenige Autoren geben quantitative Erfolgsraten zur chirurgischen Umsetzung der präoperativen Planung an (siehe Abb. 1): Es werden signifikante Ungenauigkeiten in vertikaler und horizontaler Position des Oberkiefers beschrieben (Polido et al. 1991). Andere Autoren beschreiben enttäuschende Erfolgsraten bezüglich aller Patientengruppen (retrognathe, prognathe und Spaltpatienten) und unterstreichen die Notwendigkeit dem Operateur genauere Planungs- und Umsetzungsmethoden bereitzustellen (McCance et al. 1992). Auch neuere Studien stellen fest, dass lediglich bei 80 % der Dysgnathieoperationen eine Genauigkeit von 2 mm erreicht wird (Jacobson und Sarver 2002) und beschreiben häufig auftretende Ungenauigkeiten in allen drei Dimension (Friede et al. 1987; Jacobson und Sarver 2002; Sharifi et al. 2008).

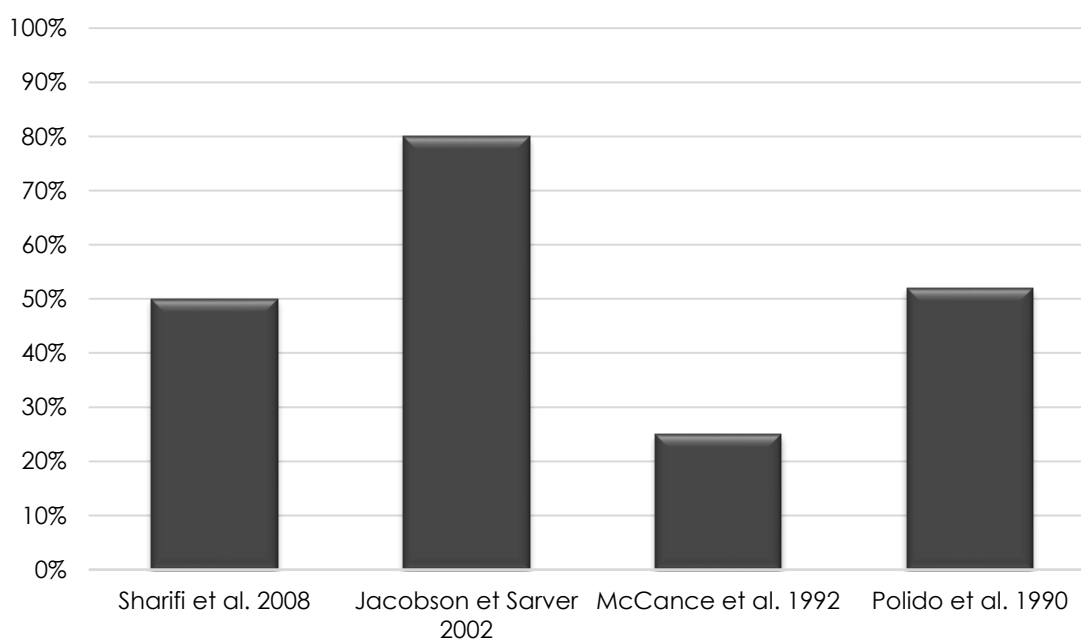


Abbildung 1: Erfolgsraten konventioneller Planung im Zuge von Dysgnathiechirurgie (Erfolg definiert als Abweichung < 2 mm)

Die Einführung digitaler 3D-Bildgebung (insbesondere die Digitale Volumentomographie, DVT) zum Anfang dieses Jahrtausends erlaubt eine computergestützte Planung im

Zuge von Dysgnathiechirurgie, die ohne die Notwendigkeit von Gipsmodellen auskommt. Die Genauigkeit von DVT-Datensätzen zur kieferorthopädischen Diagnostik und anschließenden Planung im Zuge von Dysgnathiechirurgie konnte bestätigt werden (Baumgaertel et al. 2009). Die Simulation der Operationsdurchführung kann mittels virtueller 3D-Modelle am Computer durchgeführt werden (Zinser et al. 2013) und die zur Umsetzung in den Operationssaal benötigten Übertragungssplinte können dabei im 3D-Druckverfahren hergestellt werden (Metzger et al. 2008). Studien, die sich mit der Genauigkeit dieser neuen computergestützten Planungsmethode beschäftigten, präsentieren aktuell vielversprechende Ergebnisse (siehe Abb. 2). Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass die computergestützte Planung eine zufriedenstellende Präzision bei der Umsetzung der geplanten Positionierung von Ober- und Unterkiefer erreicht (Xia et al. 2007; Tucker et al. 2010). Im direkten Vergleich zwischen virtueller 3D-Planung und der konventionellen Planungsmethode (artikulator-fixierte Gipsmodelle) zeigten sich bei der virtuellen Planung statistisch signifikant bessere postoperative Ergebnisse (Xia et al. 2011).

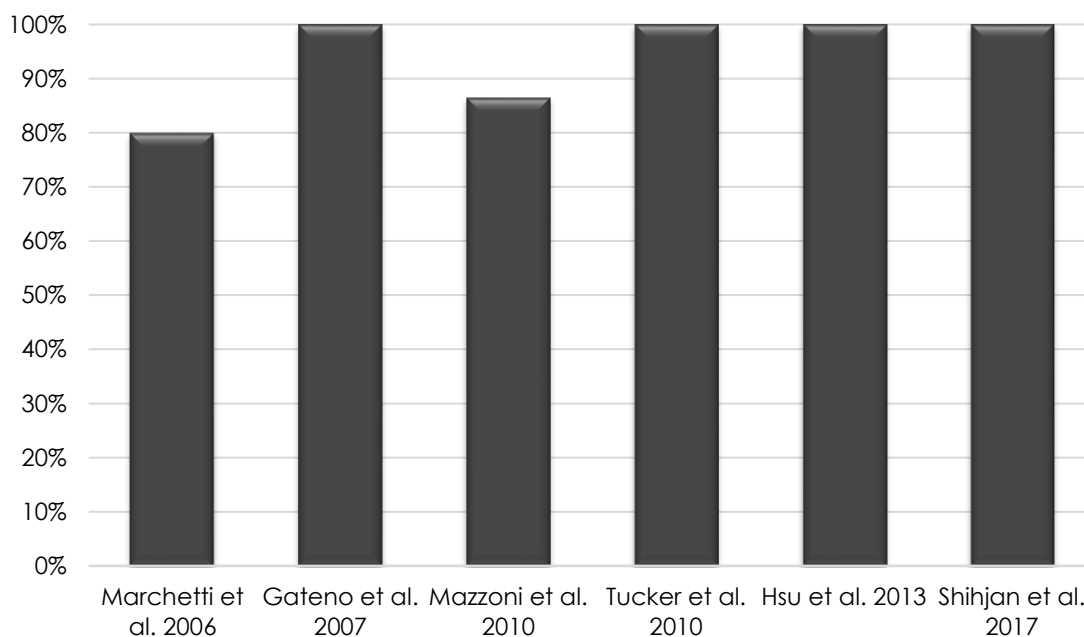


Abbildung 2: Erfolgsraten computergestützter 3D-Planung im Zuge von Dysgnathiechirurgie (Erfolg definiert als Abweichung < 2 mm)

Die Genauigkeit computergestützter Planung im Zuge von Dysgnathiechirurgie wurde anhand von 65 Patientenfällen überprüft und zeigte hohe Genauigkeit bei der Umsetzung der Operationsplanung in den Operationssaal. Es wurden mittlere Abweichungen von 1 mm bzw. 1,5° beim Oberkiefer und 1,1 mm bzw. 1,8° beim Unterkiefer festgestellt (Hsu et al. 2013).

Darüber hinaus erlaubt die computergestützte Planung mittels 3D-Software eine Annäherung bzgl. der Vorhersagbarkeit über postoperative Weichteilveränderung. Somit wird Behandlern und Patienten die Möglichkeit geboten, das postoperative Ergebnis besser einzustufen (Marchetti et al. 2006).

Wie oben beschrieben, zeigt die Studienlage, dass die computergestützte Planungsmethode im Zuge von Dysgnathiechirurgie genauere postoperative Ergebnisse erzielt als die konventionelle Planungsmethode. Da heutzutage die konventionelle Planungsmethode allerdings immer noch der Standard in den meisten Kliniken für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie ist, müssen Ungenauigkeiten dieser Planungsmethode identifiziert werden, damit sie bei ihrer Anwendung vermieden oder zumindest minimiert werden können.

In der Literatur wird prinzipiell jeder einzelne Schritt der konventionellen Planung im Zuge von Dysgnathiechirurgie als potentielle Fehlerquelle diskutiert. Dazu gehören die Ungenauigkeiten der kephalometrischen Analyse (Friede et al. 1987; Gateno et al. 2011a; Trpkova et al. 1997; Zinser et al. 2013; Gateno et al. 2011b), der Übertragungsfehler des Gesichtsbogens (Pitchford 1991; Gateno et al. 2001; O'Malley and Milosevic 2000; Ellis et al. 1992; Nazir et al. 2012), die falsche Positionierung der Gipsmodelle im Artikulator durch die Gipsexpansion (Choi et al. 1999), Fehler bei der Durchführung der Modell-OP (Ellis 1990), der Einfluss von Patientenlagerung und Anästhesie auf die Position des Unterkiefers (Rotskoff et al. 1991; Bamber et al. 1999) sowie die falsche Vorhersagbarkeit über die Autorotation des Unterkiefers (Wang et al. 2006; Bryan und Hunt 1993).

Die Identifizierung einzelner Fehlerquellen ist allerdings schwierig, wenn man lediglich präoperative Planung und postoperative Ergebnisse miteinander vergleicht, da das OP-Ergebnis des einzelnen Patienten die Summe aller möglichen Fehler beinhaltet.

In dieser Studie soll das Fehlerpotential zweier wichtiger Aspekte der konventionellen Planung im Zuge von Dysgnathiechirurgie – die 2D-Röntgendiagnostik und die räumliche Erfassung der Oberkieferposition mithilfe des Gesichtsbogens – identifiziert werden.

1.2 Kephalemetrie: 2D vs. 3D

Kephalemetrie beschreibt die morphometrische Vermessung des Schädels durch Strecken und Winkeln und wurde 1931 anhand des Fernröntgenseitenbilds (FRS) von Hofrath in die Kieferorthopädie in Deutschland eingeführt (Hofrath 1931).

Das Fernröntgenseitenbild (FRS, siehe Abb. 3) erlaubt Messungen in sagittaler und vertikaler Dimension. Sich überlagernde knöcherne Strukturen, v.a. paarige Strukturen, die

sowohl auf der linken als auch auf der rechten Schädelhälfte zu finden sind (u. a. Infra-orbitalpunkt, *Porien*, Kieferwinkel), sorgen für Ungenauigkeiten, da sie übereinander auf eine einzige Ebene projiziert werden (Gribel et al. 2011). Da rechte und linke Gesichtshälfte unterschiedlich weit von der Strahlenquelle entfernt liegen, kommt es bei der Projektion auf den Sensor zu unterschiedlichen Vergrößerungen der Fixpunkte der rechten und linken Gesichtshälfte. Je größer der Abstand der Röntgenquelle zum Sensor ist, desto kleiner ist dieser Fehler. Das bedeutet, dass selbst bei perfekt symmetrischen Patienten technisch bedingte Ungenauigkeiten entstehen (Segner und Hasund 2003).

Ungenauigkeiten können in der klinischen Praxis schwer ausgeschlossen werden (Gateno et al. 2011a; Trpkova et al. 1997; Segner und Hasund 2003; Gateno et al. 2011b).



Abbildung 3: Fernröntgenseitenbild (Screenshot aus OnyxCeph)

Messungen, in transversaler Dimension wie z. B. die Neigung des Oberkiefers in transversaler Richtung (auch als *cant* bezeichnet), sind wegen der fehlenden dritten Dimension am Fernröntgenseitenbild nicht möglich und fehlen damit auch in der klassischen 2D-Kephalometrie (Hofrath 1931). Für eine solche Diagnostik wird ein zweites Röntgenbild in anterior-posteriorer Richtung (sog. Frontales Fernröntgenseitenaufnahme) benötigt um dadurch die Aufnahme einer 3D-Bildgebung zu simulieren (Grayson et al. 1983; Grayson et al. 1988; Baumrind et al. 1983). Bei dieser Technik treten allerdings ebenfalls die typischen Nachteile der 2D-Bildgebung (wie Überlagerungen und Verzerrungen), die zwangsläufig zu Ungenauigkeiten führen, auf.

Hinzukommt, dass das Vertrauen auf die Genauigkeit des Fernröntgenseitenbilds auf der Annahme beruht, dass der Patient mehr oder weniger symmetrische Gesichtshälften hat.

Durch die seit der Jahrtausendwende eingeführten 3D-Bildgebung (Digitale Volumentomographie, DVT), die eine genauere Kephalometrie sowohl durch das leichtere Auffinden der Fixpunkte durch ein virtuell generiertes 3D-Modell (siehe Abb. 4) als auch in den axialen, sagittalen und koronalen DVT-Schichten (siehe Abb. 4 und 5) erlaubt, können auch transversale Strukturen vermessen werden. Der gesamte knöcherne Schädel sowie die Weichgewebe des Patienten können als 3D-Modell am Computerbildschirm vermessen und leicht ausgewertet werden (Swennen et al. 2006; Zinser et al. 2013).

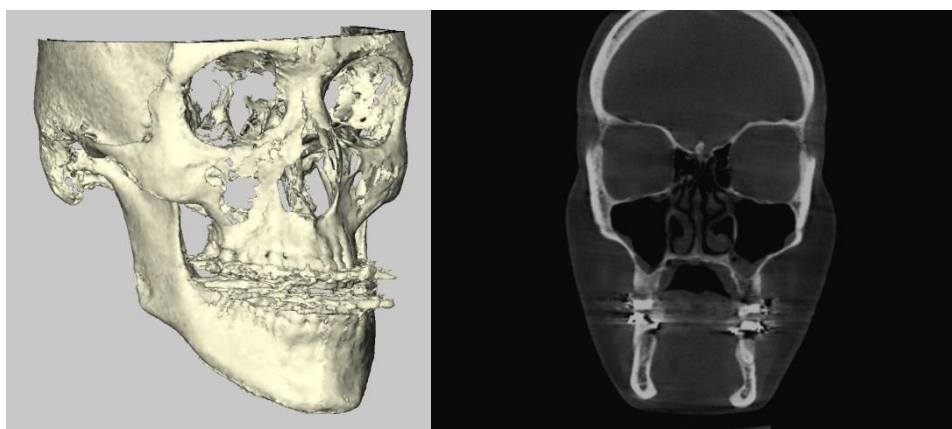


Abbildung 4: 3D-Schädelmodell und sagittale DVT-Schichten (Screenshots aus Maxilim)

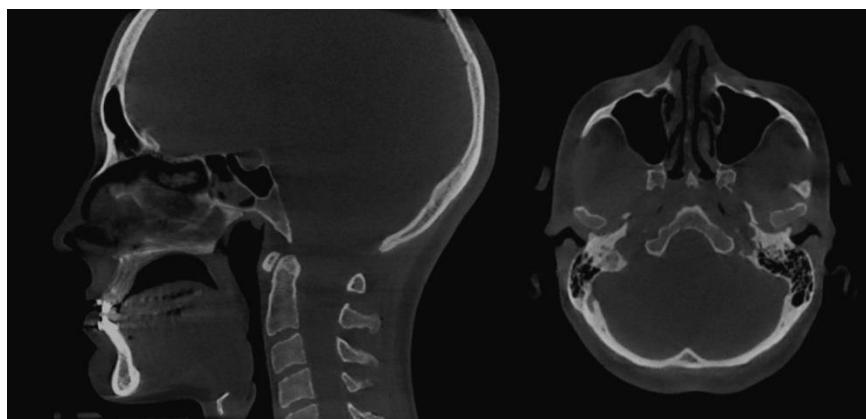


Abbildung 5: laterale und koronale DVT-Schichten (Screenshots aus Maxilim)

Seit der Einführung der 3D-Bildgebung ist die computergestützte Planung von Dysgnathiechirurgie im Begriff die konventionelle Planung als Standard abzulösen (Gelesko et al. 2012). Die Dysgnathiechirurgie scheint sich derzeit in einer Übergangsphase zwischen konventioneller und computergestützter 3D-Diagnostik und -Planung zu befinden.

Da der Übergang zur computergestützten Diagnostik und Planung im Zuge von Dysgnathie Therapie in die chirurgische Praxis noch nicht vollständig vollzogen ist, ist es wichtig, die Identifikation potentieller Schwachstellen bei der 2D-Planung weiterhin zu vertiefen. Dazu gehört, dass eine Abwägung vollzogen werden sollte, bei welchen Patienten eine computergestützte 3D-Diagnostik und -Planung im Zuge der Dysgnathiechirurgie indiziert ist und bei welchen Patienten die 2D-Planung ausreichend genau erscheint.

Die generellen diagnostischen Ungenauigkeiten der konventionellen 2D-Kephalometrie zur Planung von Dysgnathiechirurgie wurde bereits von zahlreichen Autoren beschrieben (Gateno et al. 2011a; Trpkova et al. 1997; Segner und Hasund 2003; Gateno et al. 2011b; Gribel et al. 2011) und unterstreichen die Annahme, dass das Fernröntgenseitenbild die Strukturen des Patientenschädels für eine umfassende Planung zur Therapie einer gravierenden Kieferfehlstellung nicht ausreichend präzise abbildet. Gesichtsasymmetrien kommen bei Patienten, die sich einer kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathie Therapie unterziehen oftmals vor (Severt und Proffit 1997). Durch Experimente an Schädelmodellen konnte gezeigt werden, dass Gesichtsasymmetrien des Patienten zu verzerrten 2D-Messungen führen (Gateno et al. 2011b). Gateno et al. simulierten in ihrer Studie durch ein künstlich verändertes virtuelles Schädelmodell Ober- und Unterkieferasymmetrien und berechneten, inwiefern diese Asymmetrien einen Einfluss auf eine 2D-Kephalometrie haben. So konnte die Gesichtsasymmetrie als ein morphologischer Parameter identifiziert werden, der einen Einfluss auf die 2D-Kephalometrie ausübt.

Diese Studie soll dagegen anhand virtueller 3D-Schädelmodelle von Patienten, die sich einer kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathie Therapie unterziehen, überprüfen, inwiefern bestimmte morphologische Parameter sich auf die 2D-Kephalometrie auswirken, indem ihre 2D- und 3D-Messungen miteinander verglichen werden. Denn dank der 3D-Bildgebung besteht die Möglichkeit, Winkel im dreidimensionalen Raum zu messen (siehe Abb. 6), die konventionelle 2D-Kephalometrie im direkten Vergleich mit der 3D-Kephalometrie zu überprüfen und potentielle Ungenauigkeiten, die aufgrund der fehlenden dritten Dimension entstehen, zu identifizieren. Anhand dieser Methode soll herausgearbeitet werden, welche patientenspezifischen Parameter bestimmte 2D-Messungen beeinflussen.

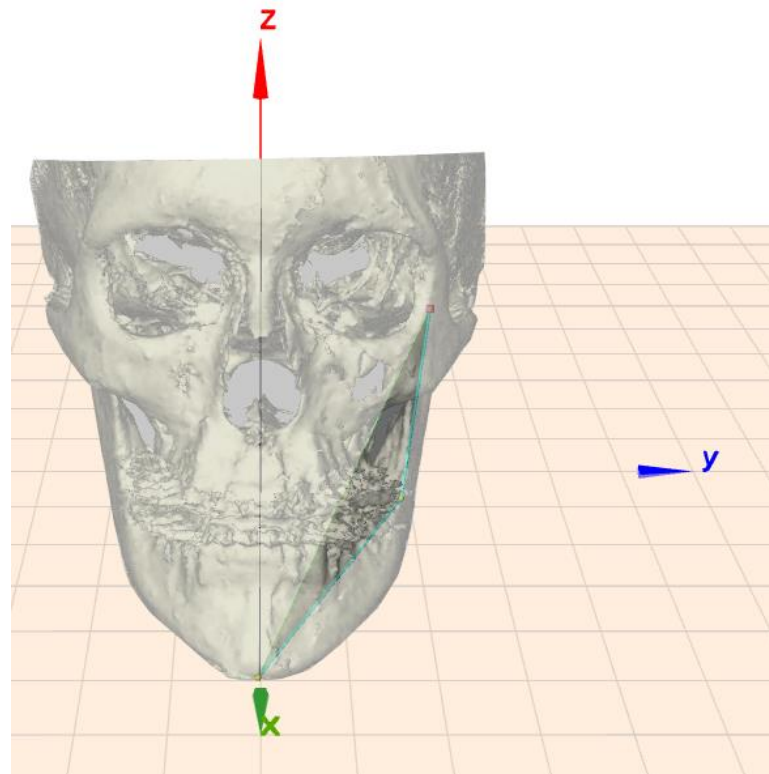


Abbildung 6: Messung des Kieferwinkels im dreidimensionalen Koordinatensystem (Schädelmodell aus Maxilim, Koordinatensystem mit freundlicher Genehmigung von www.matheretter.de)

Dabei muss beachtet werden, dass die Durchführung einer dreidimensionalen Kephalmetrie besonderer Aufmerksamkeit bedarf (Gateno et al. 2011b). Ein 3D-Winkel – bestehend aus mehreren Teilwinkeln – kann nur eingeschränkt mit seinem zweidimensionalen Pendant verglichen werden. Die dritte Dimension (hier entlang der y-Achse) beeinflusst den dreidimensionalen Winkel in seinem Betrag (siehe Abbildung 7).

Je nach Orientierung im kartesischen Koordinatensystem kann unter Einbeziehung der dritten Ebene die Interpretation eines 3D-Winkels einen anderen Wert ergeben. So beeinflusst eine Abweichung eines Punktes in der dritten Dimension den daraus resultierenden Winkel.

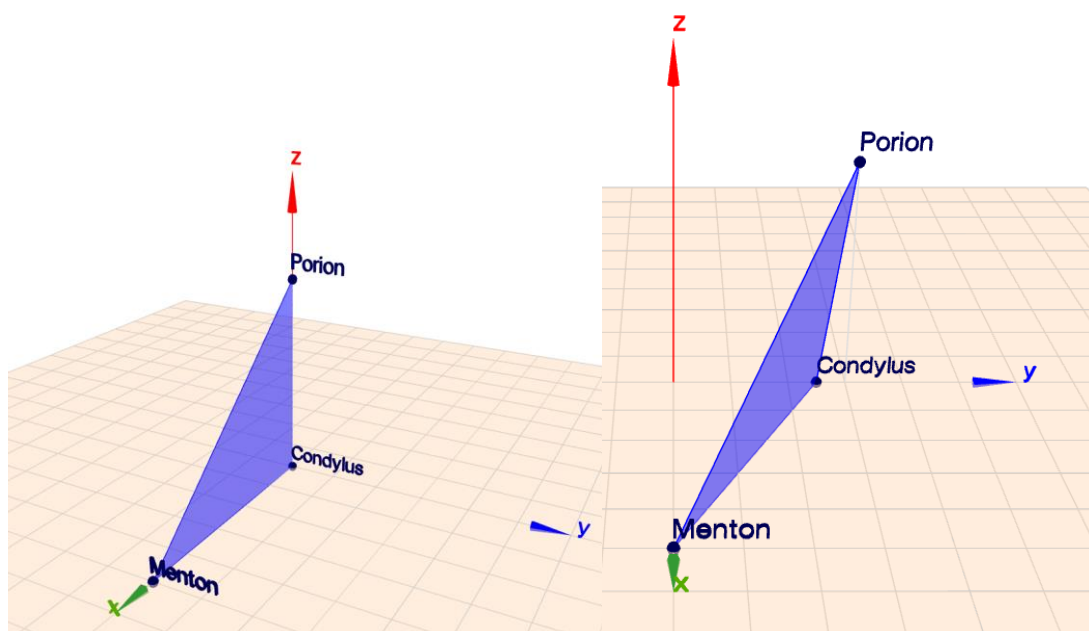


Abbildung 7: links Kieferwinkel 2D (90°), rechts Kieferwinkel 3D ($\sim 93,2^\circ$) Winkelzeichnung mit freundlicher Genehmigung von www.matheretter.de

1.3 Gesichtsbogen vs. DVT

1.3.1 Fehlerquellen

Als zweiter Aspekt der konventionellen Planung im Rahmen von Dysgnathiechirurgie soll die Genauigkeit der Übertragung des Oberkiefergipsmodells mithilfe des Gesichtsbogens in den Artikulator untersucht werden. Dieser Schritt stellt einen essentiellen Teilaspekt der konventionellen OP-Planung dar.

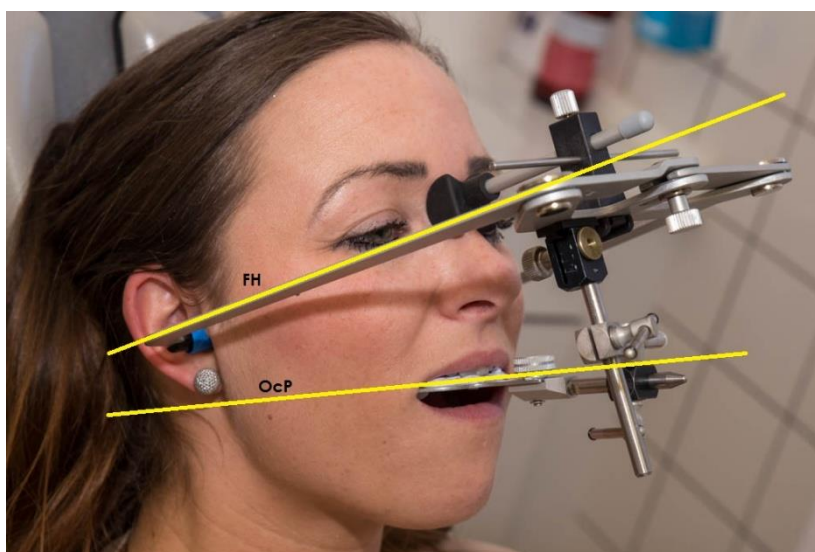


Abbildung 8: Gesichtsbogen zur Übertragung der Oberkieferposition mit Orientierung an der Frankfurter Horizontalen (FH) sowie der Occlusalplanum (OcP)

Mithilfe des Gesichtsbogens soll die räumliche Oberkieferposition des Patienten und die damit verbundene Relation zum Gesichtsschädel (siehe Abb. 8) in ein mechanisches Modell des Kiefergelenks (sog. Artikulator, siehe Abb. 9) überführt werden. Im Anschluss daran können während der sog. Modell-OP die neuen gewünschten Positionen für Ober- und Unterkiefer gefunden und so die Dysgnathieoperation simuliert werden.



Abbildung 9: Ober- und Unterkiefer im Artikulator

Um die Modell-OP exakt durchführen zu können, ist es wichtig, dass die Relation des Oberkiefers zum Gesichtsschädel möglichst genau in den Artikulator übertragen wird. Nur so kann eine genaue Überführung der angestrebten OP-Planung und damit die neuen Positionen von Ober- und Unterkiefer in den Operationssaal gewährleistet werden. Als Referenzebene dient dabei die sog. Frankfurter Horizontale, die als Verbindungslinie zwischen *Porion* und Infraorbitalpunkt definiert ist (Garson 1885).

1.3.2 Horizontale Ebenen

Die Annahme, dass mithilfe des Gesichtsbogens, die Relation zwischen Oberkiefer und Frankfurter Horizontale exakt erfasst und in den Artikulator übertragen wird, konnte von zahlreichen Studien widerlegt werden (Pitchford 1991; Bailey und Nowlin 1984; Lauciello und Appelbaum 1978; Ellis et al. 1992; Barbenel et al. 2010). Stattdessen überträgt der Gesichtsbogen die sog. *Axis Orbital Plane* (Pitchford 1991), welche nicht parallel zur Frankfurter Horizontale sondern einen durchschnittlichen Winkel von 7° zu

dieser bildet (Zizelmann et al. 2012; Gonzalez und Kingery 1968). Walker et al. fanden deutlich größere Übertragungsfehler von bis zu 20° (Walker et al. 2008) gemessen werden. Andere Studien stellten Ungenauigkeiten von 1,2 mm unabhängig vom Behandler fest (Choi et al. 1999). Darüber hinaus stellt die komplexe Durchführung von Gesichtsbogennahme und Modell-OP im Zuge von Dysgnathiechirurgie selbst für erfahrene Behandler eine große Herausforderung dar, die zahlreiche Ungenauigkeiten und potentielle Fehlerquellen beinhaltet (Ellis 1990).

Von verschiedenen Autoren wurden Lösungsansätze vorgeschlagen, um eine falsche Übertragung der Kieferrelationen in den Artikulator zu vermeiden. Beispielsweise sollte der Winkel zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusionsebene überprüft (O'Malley und Milosevic 2000) und gegebenenfalls dem im FRS gemessenen Winkel angepasst werden, bevor das Gipsmodell des Oberkiefers im Artikulator fixiert werden würde (Ellis et al. 1992). Andere Autoren empfahlen die Benutzung von speziellen, genau justierbaren Gesichtsbögen und Artikulatoren, die einerseits an Patienten mit asymmetrischer Morphologie angepasst werden könnten, sowie eine falsche Messung des Winkels zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusionsebene mithilfe spezieller Wasserwaagen vermeiden würden (Walker et al. 2008).

Laut Herstellerangaben des in dieser Forschungsarbeit verwendeten Gesichtsbogens wird die Frankfurter Horizontale als Referenzebene zum Oberkiefer in den Artikulator übertragen (Transferbogen Axioquick, SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting). Die Darstellung der o.g. Ungenauigkeiten der Gesichtsbogenanwendung erfordert es, weitere potentielle Schwachstellen bei der Anwendung des Gesichtsbogens im Zuge der Planung von Dysgnathiechirurgie zu identifizieren, da diese potentiellen Fehler weitreichende postoperative Folgen haben können.

Durch einen in den Artikulator falsch übertragenen Winkel zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusplanum entsteht bei der Modelloperation eine ebenfalls fehlerhafte Zielposition der Maxilla: bei einer gewünschten Vorverlagerung des Oberkiefers eine entsteht eine Unterkorrektur, da bei der Vorverlagerung der Maxilla die tatsächlich zurückgelegte OP-Strecke kürzer als die geplante Strecke ausfällt (siehe Abb. 9). Zusätzlich resultiert eine nicht vorgesehene Verlagerung des Oberkiefers nach kaudal. Die tatsächliche Vorverlagerung und die zusätzliche Verlagerung nach kaudal kann berechnet werden, sofern man den Übertragungsfehler des Gesichtsbogens bzw. den Winkel zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusplanum kennt (siehe Abb. 10 und Tabelle 1). Die Berechnungen konnten auch anhand simulierter Modell-OPs experimentell bestätigt werden (Barbenel et al. 2010).

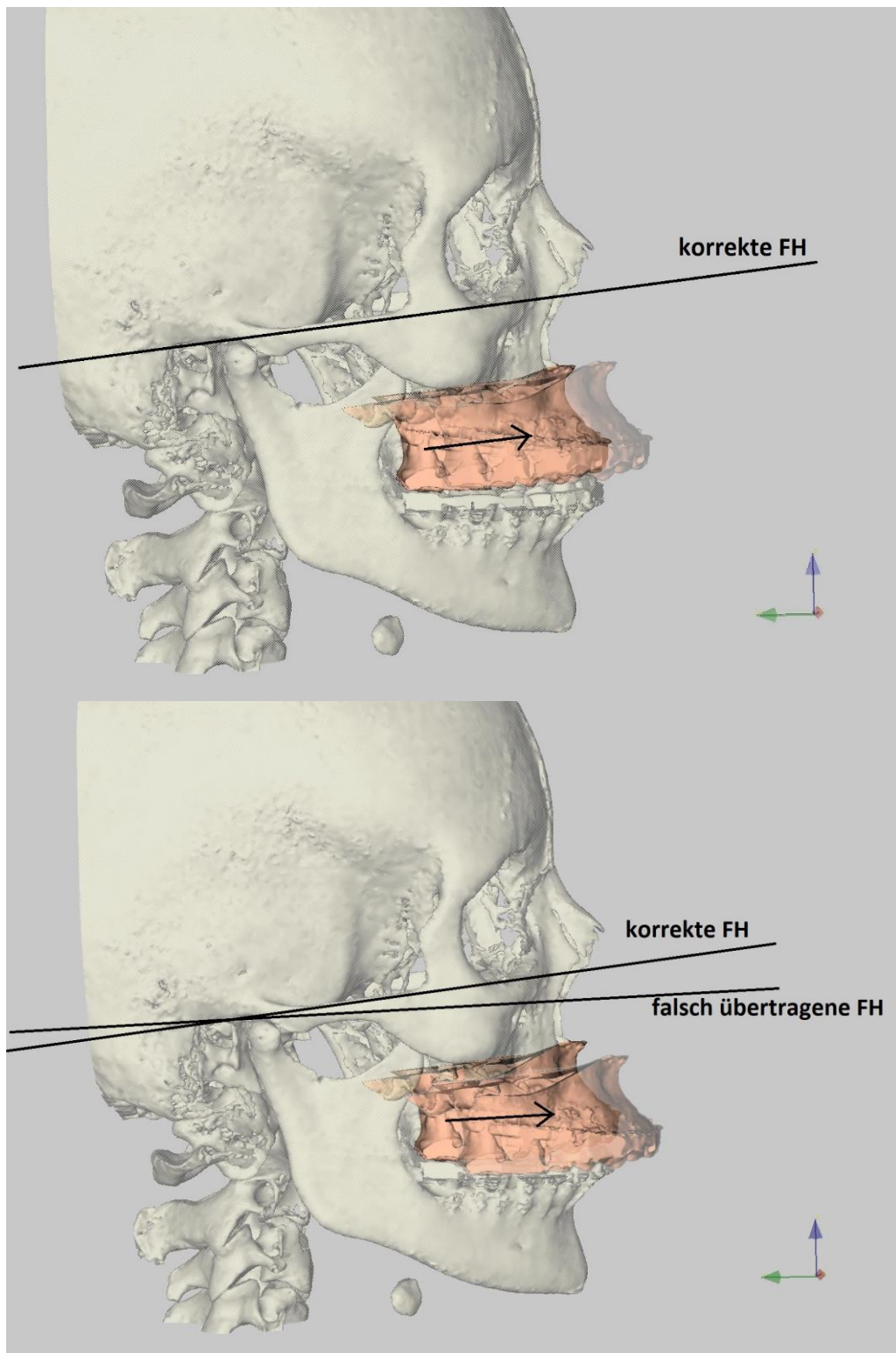


Abbildung 10: klinische Auswirkung auf einen zu steilen Winkel FH/OcP (nach Barbenel et al. 2010),
oben: Anteriorverlagerung entlang FH; unten, zusätzliche Vertiefung durch falsch übertragene FH
(Screenshot aus Maxilim, eigens modifiziert)

Tabelle 1: Geplante OP-Strecken und tatsächlich mathematisch berechnete OP-Strecken (nach Barbenel et al. 2010)

Fehler in der sag. Ebene	Gepl. Vorverlagerung	Effekt. Vorverlagerung	Zusätzl. Vertief.
10°	5 mm	4,92 mm	0,87 mm
20°	5 mm	4,70 mm	1,71 mm
10°	8 mm	7,88 mm	1,39 mm
20°	8 mm	7,52 mm	2,74 mm
10°	10 mm	9,85 mm	1,74 mm
20°	10 mm	9,40 mm	3,42 mm

1.3.3 Transversale Ebene

In den zu diesem Thema bekannten Studien wurde die Übertragung des Gesichtsbogens lediglich in der sagittalen Ebene anhand 2D-Röntgenbildern überprüft. Zizelmann et al. untersuchten die Genauigkeit des Gesichtsbogens zwar auch dreidimensional, quantifizierten den Fehler allerdings lediglich in vertikaler Dimension (Zizelmann et al. 2012). Es gibt keine Daten, inwiefern durch den Gesichtsbogen ein Übertragungsfehler in der transversalen Dimension entstehen kann. Dank 3D-Bildgebung und Diagnostik bietet sich dieser Studie die Möglichkeit, die Gesichtsbogenübertragung dreidimensional, also auch in der transversalen Dimension, zu überprüfen. Das ist von großer Bedeutung, da ein Übertragungsfehler in transversaler Dimension andere, aber ebenso weitreichende klinische Folgen während der OP-Planung hat wie ein vertikaler Übertragungsfehler.

Wie in den o.g. Studien beschrieben, gilt der Gesichtsbogen als potentielle Fehlerquelle bei konventioneller Planung im Rahmen von Dysgnathiechirurgie. Wenn der Gesichtsbogen Ungenauigkeiten produziert, wirft das die Frage auf, ob es möglicherweise die morphologischen Eigenschaften des Patienten sind, an denen der Gesichtsbogen ansetzt, die eine korrekte Gesichtsbogenübertragung beeinflussen. Die meisten Gesichtsbögen gehen von einem symmetrischen Patienten aus. Choi et. al. dagegen konnten Korrelationen zwischen asymmetrischen Positionen der äußeren Gehörgänge und Dysgnathie-spezifischer Parameter wie Oberkiefer-*Cant* und Gesichtsasymmetrie darstellen (Choi et al. 2015).

Da außerdem vor allem Patienten mit Gesichtsasymmetrien ebenfalls asymmetrische *Porien* bzw. Gehörgänge (v.a. in sagittaler Richtung) aufweisen (Kim et al. 2014), liegt die Vermutung nahe, dass sich diese morphologische Eigenschaft u. a. auf die Gesichtsbogenübertragung auch in der transversalen Dimension (*cant*) auswirken kann. Darüber

hinaus weist eine Vielzahl von Patienten, die sich einer kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Therapie unterziehen, eine asymmetrische Morphologie auf. So zeigten Studien, dass in dieser Patientengruppe generell eine hohe Prävalenz für Asymmetrie vorliegt (Severt und Proffit 1997).

1.3.4 Patientenindividuelle Aspekte

Studien, die sich mit der Genauigkeit der Gesichtsbogenübertragung befassen, gingen bisher nur der Frage nach, wie genau der Gesichtsbogen den Winkel zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusallplanum überträgt. Der Quantifizierung dieses Fehlers galt das Hauptaugenmerk. Inwiefern patientenindividuelle morphologische Parameter einen Einfluss auf die Gesichtsbogenübertragung haben, wurde bisher kaum untersucht.

Lediglich McCance et al. machten die Beobachtung, dass Klasse-II-Patienten tendenziell einen größeren Fehler in der Gesichtsbogenübertragung provozieren als Kl. III-Patienten (McCance et al. 1992). Damit wurde ein erster Anhaltspunkt gegeben, dass morphologische Regionen, an denen der Gesichtsbogen zur Übertragung der Oberkieferposition ansetzt, einen Einfluss auf die Gesichtsbogenübertragung haben könnten. Diesem Hinweis soll in dieser Studie nachgegangen werden. Darüber hinaus soll auch überprüft werden, inwiefern andere morphologische Eigenschaften in vertikaler, sagittaler und transversaler Dimension einen potentiellen Einfluss auf die Gesichtsbogenübertragung ausüben.

Um die Oberkieferposition des Patienten in Relation zum Schädel in den Artikulator zu übertragen, wird der Gesichtsbogen an drei Regionen des Patientenschädels angesetzt. Diese sind im linken und rechten Gehörgang anhand sog. Ohroliven, der Nasionpunkt mithilfe einer Nasenstütze sowie die Oberkieferzahnreihe mithilfe einer Bissgabel.

Diese anatomischen Regionen können potentiell eine Fehlerquelle darstellen, die die korrekte Übertragung der Oberkieferposition in den Artikulator beeinflusst.

Deshalb sollen zusätzlich zur skelettalen Klasse (wie bei McCance et al.), die möglicherweise eine korrekte Gesichtsbogenübertragung kompromittiert, in dieser Forschungsarbeit auch die übrigen morphologischen Regionen, an denen der Gesichtsbogen am Patientenschädel ansetzt, untersucht werden. Dazu sollen die Patienten bezüglich der folgenden morphologischer Parameter gruppiert und miteinander verglichen werden: sagittale und transversale *Porien*-Assymmetrie, Prognathiegrad des Oberkiefers, Maxillainklination, skelettale Klasse und Gesichtsasymmetrie.

Dank 3D-Bildgebung und der Möglichkeit ein 3D-Schädelmodell des Patienten zu erstellen, besteht die Möglichkeit, einerseits diese morphologischen Parameter zu identifizieren und andererseits die Genauigkeit der Gesichtsbogenübertragung direkt zu über-

prüfen, indem man den Winkel zwischen Frankfurter Horizontale und Okklusallplanum zwischen 3D-Schädelmodell und dem Gipsmodell im Artikulator miteinander vergleicht.

Um die möglichen Bewegungen des Oberkiefers im dreidimensionalen Raum zu beschreiben, werden in der englischsprachigen Literatur (Ackerman et al. 2007; Gateno et al. 2011b) die aus der Luftfahrt stammenden eulerschen Winkel namens Roll, Nick und Gier (*roll*, *pitch* und *yaw*) verwendet (siehe Abb. 11).

Mit *pitch* werden Bewegungen des Oberkiefers in sagittaler Richtung beschrieben. *Roll* beschreibt dagegen Bewegungen in transversaler Dimension. Dabei werden bei frontaler Ansicht zwischen einem *roll* im Uhrzeigersinn und gegen den Uhrzeigersinn unterschieden.

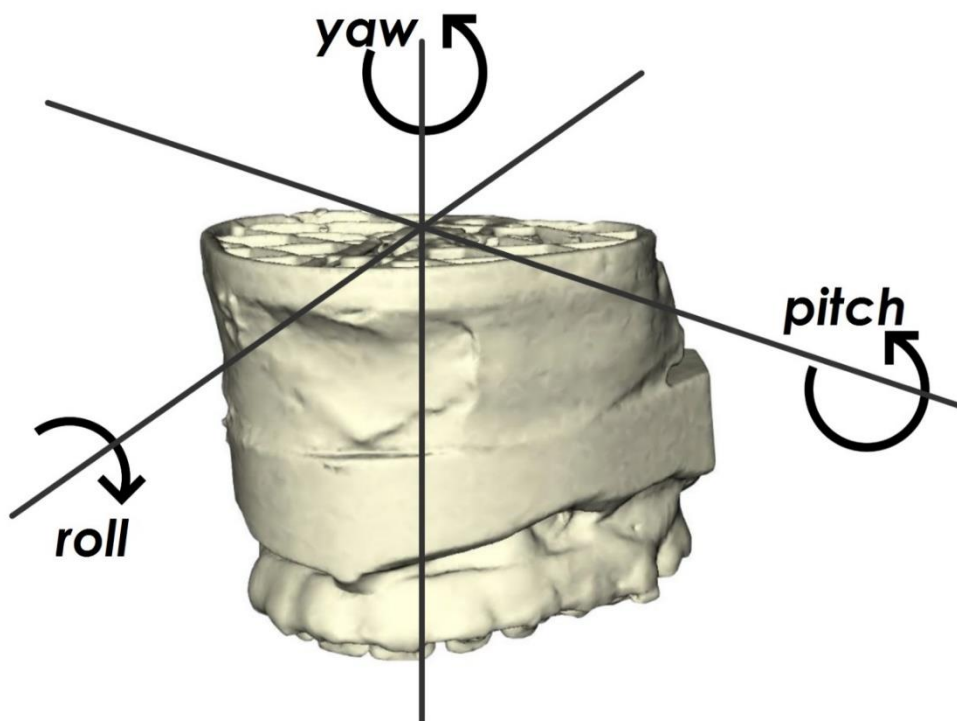


Abbildung 11: Freiheitsgrade des Oberkiefers im dreidimensionalen Raum (Screenshot aus Maxilim, eigens modifiziert)

1.4 Fragestellung

In dieser Studie sollen zwei wichtige Teilaspekte der konventionellen Planung der Dysgnathithherapie auf ihre Genauigkeit untersucht werden und herausgearbeitet werden, ob sie im Zuge der Therapie von gravierenden Kieferfehlstellungen eine potentielle Fehlerquelle darstellen:

In einem ersten Schritt soll die kephalometrische Analyse am 2D-Röntgenbild mit dem 3D-Schädelmodell verglichen werden und dabei seine Genauigkeit überprüft werden. Dabei soll auch herausgearbeitet werden, inwiefern patientenindividuelle, morphologische Parameter die Genauigkeit der 2D-Kephalometrie beeinflussen.

Im zweiten Schritt soll die Genauigkeit der Übertragung des Oberkiefergipsmodells mithilfe des Gesichtsbogens in den Artikulator in allen drei Dimensionen untersucht werden. Dabei soll ebenfalls überprüft werden, ob Unterschiede zwischen Patientengruppen mit verschiedenen morphologischen Parametern bestehen.

Es soll dargestellt werden, bei welchen Patientengruppen eine konventionelle Planung im Rahmen von Dysgnathie Therapie basierend auf 2D-Bildgebung und mithilfe der auf Gipsmodellen basierten Modell-OP ausreichend genau erscheint und bei welchen Patientengruppen durch morphologische Besonderheiten die Indikation zur virtuellen computergestützten Therapieplanung gestellt werden sollte.

2 Patienten und Methoden

2.1 Patientenrekrutierung

Alle erhobenen Daten sowie Röntgenbilder waren Teil des üblichen Ablaufs der kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathiebehandlung des Zentrums Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universitätsmedizin Göttingen. Keinerlei Daten oder Röntgenbilder wurden speziell für diese Forschungsarbeit erstellt. Alle Patienten gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Universitätsmedizin Göttingen (Antragsnummer 7/1/16) genehmigt.

An der prospektiv orientierten Studie nahmen zunächst 42 Patienten teil, die sich während des Zeitraums der Jahre 2016 bis 2017 für eine kombinierte kieferorthopädischen-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Therapie im Zentrum Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde der Universitätsmedizin Göttingen vorstellten. Von den 42 Patienten wurden 19 der skelettalen Klasse-II und die übrigen 19 Patienten der skelettalen Klasse-III zugeordnet. Zuordnungskriterium zur Gruppeneinteilung war dabei der Wits-Wert (Jacobson 1975). Patienten mit einem Wits-Wert größer 2 mm wurden der Klasse-II-Gruppe zugeordnet, Patienten mit einem Wits-Wert kleiner -2 mm der Klasse-III-Gruppe.

Patienten mit syndromalen Erkrankungen oder Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten wurden von der Studie ausgeschlossen. Patienten, bei denen keine Bissebene konstruiert werden konnte (z. B. bei fehlenden Oberkieferseitenzähnen), konnten ebenfalls nicht an dieser Studie teilnehmen.

Nach Prüfung der Ein-/Ausschlusskriterien wurden 4 Patienten von der Studie ausgeschlossen, da sie bezüglich des Wits-Werts weder der Klasse-II noch der Klasse-III zugeordnet werden konnten. Insgesamt nahmen 38 Patienten (10 männliche und 28 weibliche) an der Studie teil.

2.2 Methode

Im folgenden Kapitel wird beschrieben, wie am Patienten alle benötigten Röntgenbilder und anschließenden Messungen durchgeführt wurden.

2.2.1 Konventionelle Lagebestimmung mittels Gesichtsbogenübertragung

Als Teil der konventionellen Planung wurden zunächst mithilfe von Abformungen Gipsmodelle von Ober- und Unterkiefer hergestellt.

Parallel dazu wurde unter Zuhilfenahme des Gesichtsbogens „Transferbogen AXIO-QUICK® III“ (ATB-Reihe, SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting, siehe Abbildung 8) die Oberkieferposition in Relation zum Gesichtsschädel direkt am Patienten erfasst.

Nach erfolgter Lokalisierung der Oberkieferlage mithilfe des Gesichtsbogens, wurde das Oberkiefergipsmodell in Relation zur Scharnierachse mithilfe von Artikulationsgips (pico-arti speed, picodent Dental-Produktions- und Vertriebs-GmbH, Wipperfürth) und einer Montageplatte (ebenfalls SAM Präzisionstechnik GmbH) am oberen Teil des Artikulators fixiert (SAM, Modell 2P, siehe Abbildung 9). Damit war die räumliche Position des Oberkiefers in Bezug zur Kondylenposition und Referenzebene Frankfurter Horizontale im Artikulator definiert.

2.2.2 Digitalisierung der konventionellen Lagebestimmung des Oberkiefers

Zum direkten Vergleich der konventionell erfassten Oberkieferlage (Gipsmodell/Gesichtsbogen) mit dem tatsächlichen Patientenmodell (DVT) musste eine Digitalisierung der konventionellen Oberkieferlage durchgeführt werden: Das Gipsmodell wurde mit seiner Montageplatte (und damit mit seiner Relation zur Frankfurter Horizontalen) mithilfe der digitalen Volumentomographie (FOV: 120x90 mm, 90 kVp, 4,0 mA, Voxelgröße: 0,3 mm) in einen DICOM-Datensatz überführt (siehe Abbildung 12). Voxel beschreibt einen Gitterpunkt im dreidimensionalen Raum.

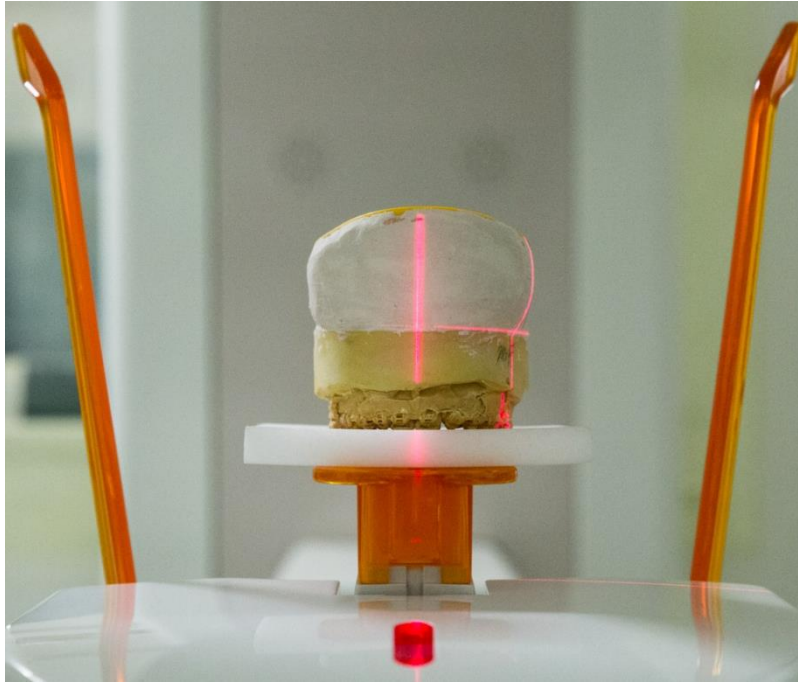


Abbildung 12: Gipsmodell mit Montageplatte im DVT

Im nächsten Schritt wurde aus dem DICOM-Datensatz mit der Software Maxilim ein virtuelles 3D-Modell erzeugt, an dem anschließend kephalometrische Messungen durchgeführt wurden (siehe Abbildung 13).

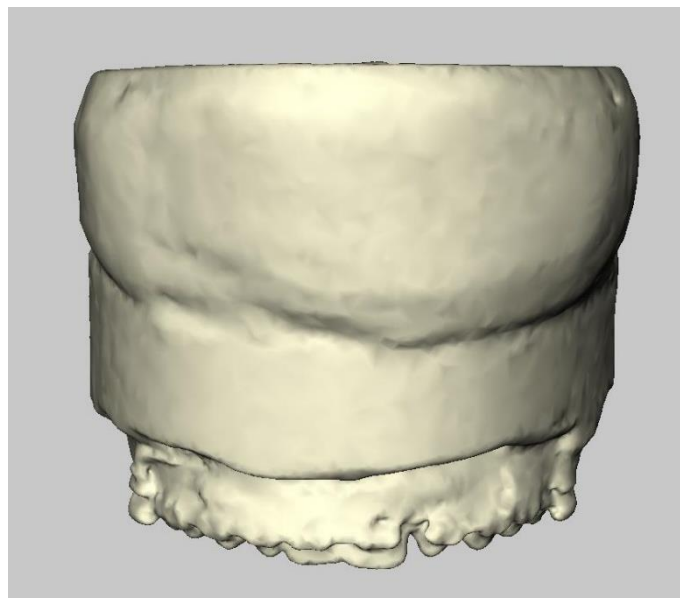


Abbildung 13: Das Gipsmodell als virtuelles 3D-Modell (Screenshot aus Maxilim)

2.2.3 Kephalometrie am digitalisierten Oberkiefermodell

Um einen Vergleich zwischen Gips- und Schädelmodell ermöglichen zu können, wurden für die Kephalometrie am digitalisierten Oberkiefermodell Fixpunkte ausgewählt, die sich auch am 3D-Schädelmodell finden lassen (siehe Tabelle 2 und Abbildung 14).

Tabelle 2: Fixpunkte zur Analyse des digitalisierten Oberkiefermodells

Fixpunkt	Definition
Mb16	mesiobukkale Höckerspitze des Zahnes 16
Mb26	mesiobukkale Höckerspitze des Zahnes 26
KPOK	inzisaler Kontaktpunkt zwischen den beiden mittleren Frontzähnen des Oberkiefers
SAM1	Punkt auf der Montageplatte, stellvertretend für das rechte <i>Porion</i>
SAM2	Punkt auf der Montageplatte, stellvertretend für den Infraorbitalpunkt
SAM3	Punkt auf der Montageplatte, stellvertretend für das linke <i>Porion</i>
<i>Porien</i> -Mittelpunkt (por_mid)	konstruierter Mittelpunkt zwischen SAM1 und SAM3
midpoint_1626	konstruierter Mittelpunkt zwischen Mb16 und Mb26

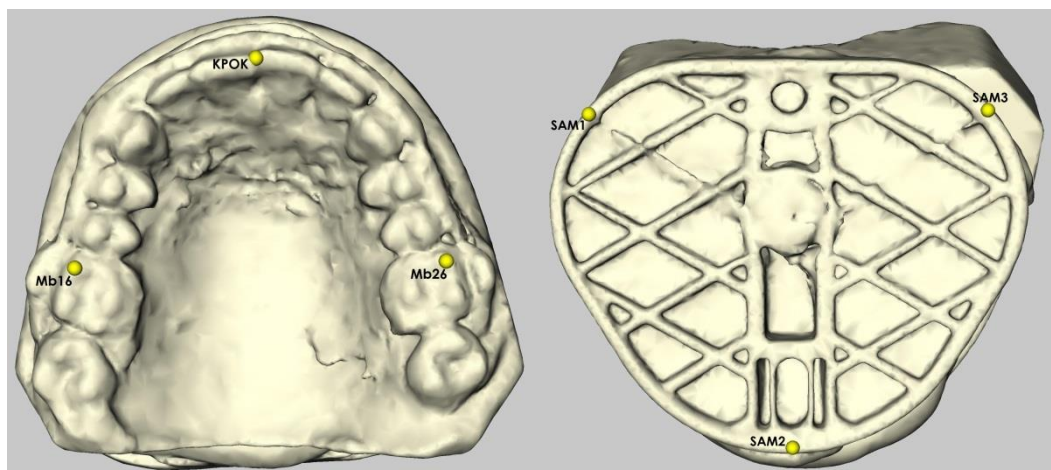


Abbildung 14: Lokalisierung der Punkt Mb16, Mb26, KPOK, SAM1, SAM2 und SAM3 (Screenshots aus Maxilim)

2.2.3.1 Ebenen am digitalisierten Oberkiefermodell

Bei der Bewertung von 3D-Winkeln müssen einige wichtige Aspekte bedacht werden. 2D- und 3D-Kephalometrie unterscheiden sich aufgrund ihres mathematischen Koordinatensystems, in dem sie jeweils stattfinden, grundsätzlich voneinander. Zum Beispiel ist die Frankfurter Horizontale eine wichtige Referenzebene in der zahnärztlichen Kephalometrie und ein Beispiel für eine Ebene im dreidimensionalen Raum. In der 2D-Kephalometrie ist sie als Verbindungslinie zwischen *Porion* (kranialster Punkt des knöchernen äußeren Gehörgangs) und Infraorbitalpunkt definiert. 3D-Ebenen müssen zwangsläufig durch drei Punkte im Raum definiert werden. Bei der Definition der

Frankfurter Horizontalen stehen statt den im 2D-System verwendeten zwei Punkte im dreidimensionalen Raum vier Punkte zur Verfügung, da *Porion* und Infraorbitalpunkt sowohl auf der linken als auch auf der rechten Schädelhälfte vorkommen. Deshalb muss entschieden werden, auf welchen der vier Punkte zur Definition verzichtet wird. Alternativ besteht auch die Möglichkeit, Mittelpunkte zwischen zwei Punkten zu bestimmen, mit diesem dann die Ebene definiert werden kann. Im Falle der Frankfurter Horizontale wurde in dieser Forschungsarbeit entschieden, den Mittelpunkt zwischen den beiden *Porien* zu erstellen und so eine dreidimensionale Frankfurter Horizontale, die durch die Punkte „*Porien*-Mittelpunkt“, linker und rechter Infraorbitalpunkt definiert ist (Gateno et al. 2011b).

Für die Analyse des digitalisierten Oberkiefermodells wurden folgende Ebenen definiert (siehe Tabelle 3 und Abbildung 15).

Tabelle 3: Ebenen am Gipsmodell

Ebene	Definiert durch
Frankfurter Horizontale (FH)	SAM1, SAM2, SAM3
Okklusalanum (OcP)	Mb16, Mb26, KPOK
Mittelsenkrechte	midpoint_mb1626, KPOK und steht orthograd auf FH
Frontalebene	KPOK und steht orthograd auf FH und OcP

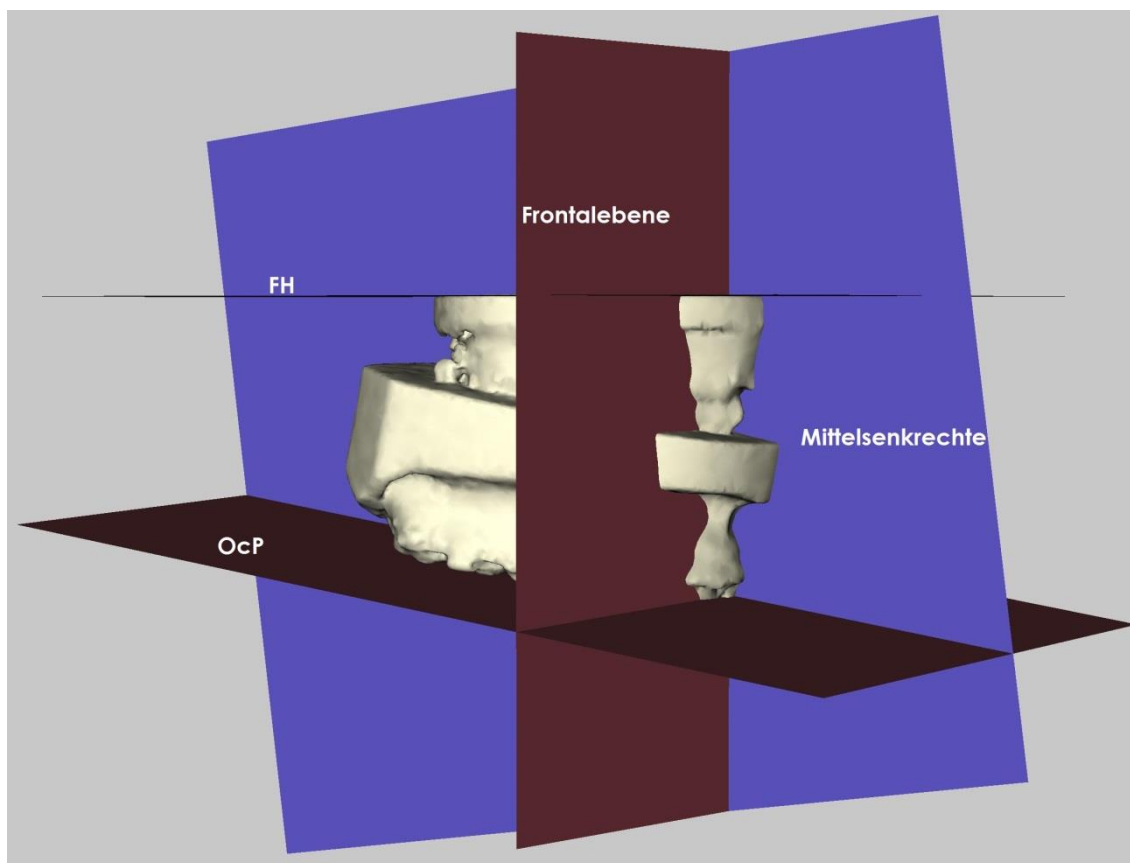


Abbildung 15: Ebenen am Gipsmodell (Screenshot aus Maxilim)

2.3 Herstellung des virtuellen 3D-Schädelmodells

Alle Patienten unterzogen sich einer digitalen Volumentomographie (DVT) des Schädels, auf dessen Grundlage die chirurgische Planung digital mit der Software Maxilim (Version 2.3.0.3 Medicim, Leuven, im Folgenden als „Maxilim“ bezeichnet) durchgeführt wurde. Die virtuelle Planung auf Basis des DVT-Röntgenbildes wird seit Sommer 2016 in der Poliklinik für Kieferorthopädie Göttingen bei allen Patienten durchgeführt, die sich einer kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathithherapie unterziehen.

Parallel zur virtuellen Planung wurde im Zuge der kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Therapie eine 2D-Kephalometrie mithilfe der Software OnyxCeph (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Softwareversion 3.2) durchgeführt. Dabei ist anzumerken, dass die 2D-Kephalometrie auf einem aus dem DVT-Datensatz generiertem Fernröntgenseitenbild durchgeführt wurde, um eine doppelte Strahlenexposition der Patienten zu vermeiden. Aus DVT-Datensätzen generierte 2D-FRS-Bilder weisen ähnliche Ungenauigkeiten wie konventionelle Fernröntgenseitenbilder auf: paarige Strukturen führen zu Doppelbildern und kreieren Unschärfe. Es

konnte in Studien gezeigt werden, dass aus DVT-Datensätzen generierte 2D-Bilder ähnlich genau sind wie konventionell hergestellte Fernröntgenseitenbilder (van Vlijmen et al. 2009).

Zur Herstellung der Digitalen Volumentomographie kam das Röntgengerät Pax Zenith 3D (Vatech, Korea, siehe Abb. 16) mit folgenden Einstellungen zum Einsatz: FOV 240x190 mm, 120 kVp, 6 mA, Voxelgröße 0,3 mm



Abbildung 16: Patientin bei der Aufnahme des DVT

2.3.1 2D-Kephalometrie am virtuellen Schädelmodell

Zunächst wurde aus dem DICOM-Datensatz des DVT-Röntgenbilds ein Fernröntgenseitenbild rekonstruiert und in die Software OnyxCeph importiert. Im Anschluss konnte die 2D-Kephalometrie (modifiziert nach Segner und Hasund 2003) durchgeführt werden (siehe Tabelle 4 und Abbildung 17).

2.3.1.1 Fixpunkte der 2D-Kephalometrie

Tabelle 4: Fixpunkte der 2D-Kephalometrie (modifiziert nach Segner und Hasund 2003)

Fixpunkt	Definition
Sella (S)	Zentrum der knöchernen Krypte der <i>Sella Turcica</i>
Nasion (N)	anteriorster Punkt der <i>Sutura Naso-Frontalis</i>
A-Punkt (A)	tiefster Punkt der anterioren Kontur des Oberkiefer-Alveolarfortsatzes
B-Punkt (B)	tiefster Punkt der anterioren Kontur des Unterkiefer-Alveolarfortsatzes
Gnathion (Gn)	kaudalster und anteriorster Punkt der Unterkiefersymphyse

Fixpunkt	Definition
Menton (Me)	Kaudalster Punkt der Unterkiefersymphyse
Condylus (Cond)	dorsalster und kranialster Punkt am Kiefergelenksköpfchen
Gonion (Go)	dorsalster und kaudalster Punkt am <i>Corpus Mandibulae</i>
Spina Nasalis Anterior (Spa)	anteriorster Punkt der knöchernen <i>Spina Nasalis Anterior</i>
Pterygomaxillare (Pm)	Schnittpunkt der dorsalen Kontur des <i>Corpus Maxillae</i> mit der Kontur des harten bzw. weichen Gaumens
Inzisale Kante des Zahnes 11 (Inz11)	inzisalster Punkt des am anteriorsten stehenden oberen mittleren Schneidezahns
Inzisale Kante des Zahnes 41 (Inz41)	inzisalster Punkt des am anteriorsten stehenden unteren mittleren Schneidezahns
Apikale Spitze des Zahns 11 (Apc11)	apikalster Punkt der Wurzel des am weitesten anterior stehenden mittleren Oberkiefer-Schneidezahnes
Apikale Spitze des Zahns 41 (Apc41)	apikalste Punkt der Wurzel des am weitesten anterior stehenden mittleren Unterkiefer-Schneidezahnes
Spina Strich (Sp')	konstruierter Schnittpunkt der Linien <i>Nasion-Gnathion</i> und <i>Nasallinie</i>

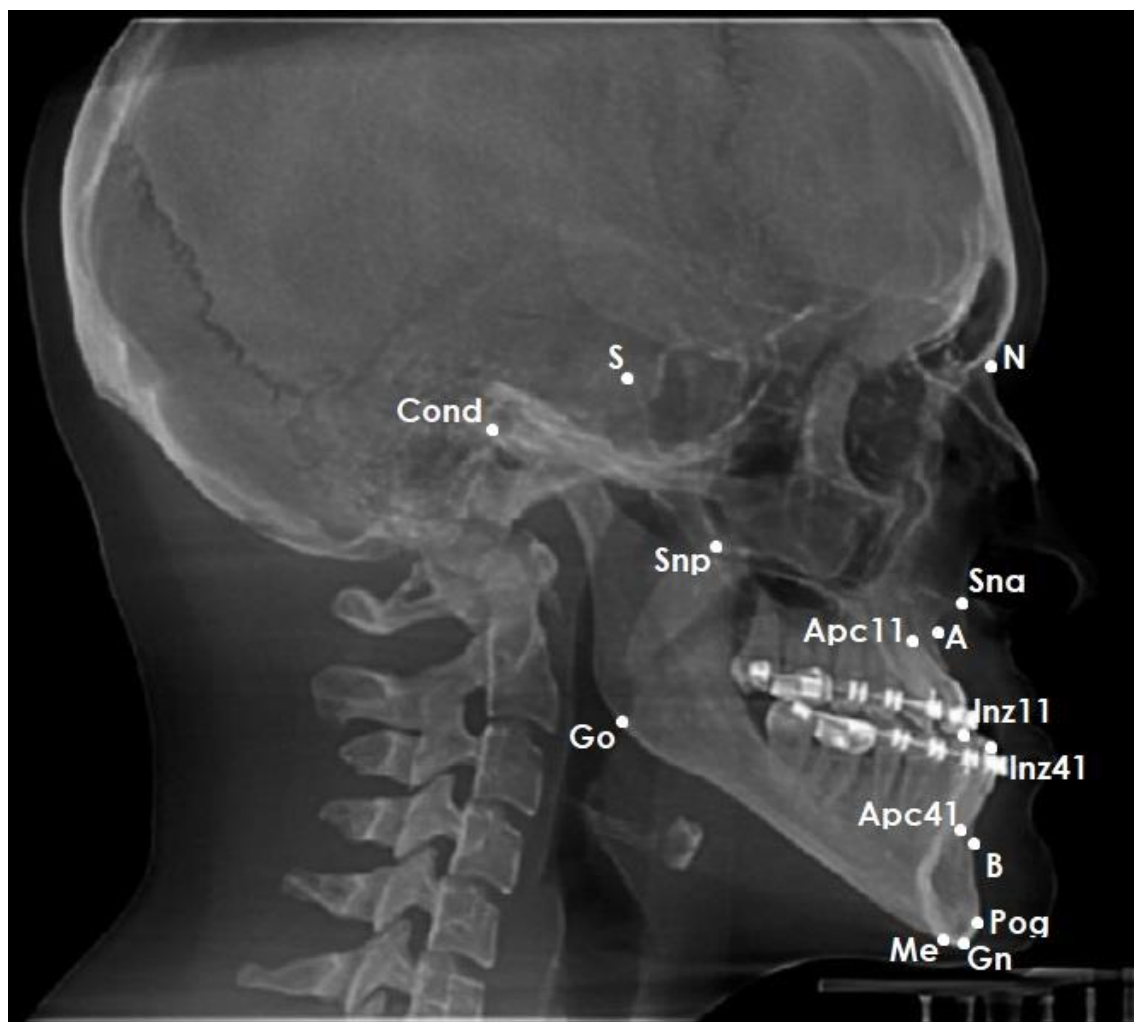


Abbildung 17: Fixpunkte in der 2D-Software OnyxCeph (Screenshot aus OnyxCeph, eigens modifiziert)

2.3.1.2 Ebenen der 2D-Kephalometrie

Zur Berechnung der gewünschten Winkel ist die Definition von Linien erforderlich. Tabelle 5 und Abbildung 18 zeigen die erforderlichen Linien zur Winkelberechnung in der 2D-Kephalometrie.

Tabelle 5: Ebenen der 2D-Kephalometrie

Ebene	Definition
Nasion-Sella-Linie (NSL)	Verbindungsline zwischen den Punkten <i>Sella</i> und <i>Nasion</i>
Nasallinie (NL)	Verbindungsline der Punkte <i>Spina Nasalis Anterior</i> und <i>Pterygomaxillare</i>
Mandibularlinie (ML)	Verbindungsline der Punkte <i>Menton</i> und <i>Gonion-Tangentenpunkt</i>
NA-Linie	Verbindungsline zwischen A-Punkt und <i>Nasion</i>
NB-Linie	Verbindungsline zwischen B-Punkt und <i>Nasion</i>
Oberkieferschneidezahnachse (Ok1)	Verbindungsline zwischen Inz11 und Apc11
Unterkieferschneidezahnachse (Uk1)	Verbindungsline zwischen Inz41 und Apc41

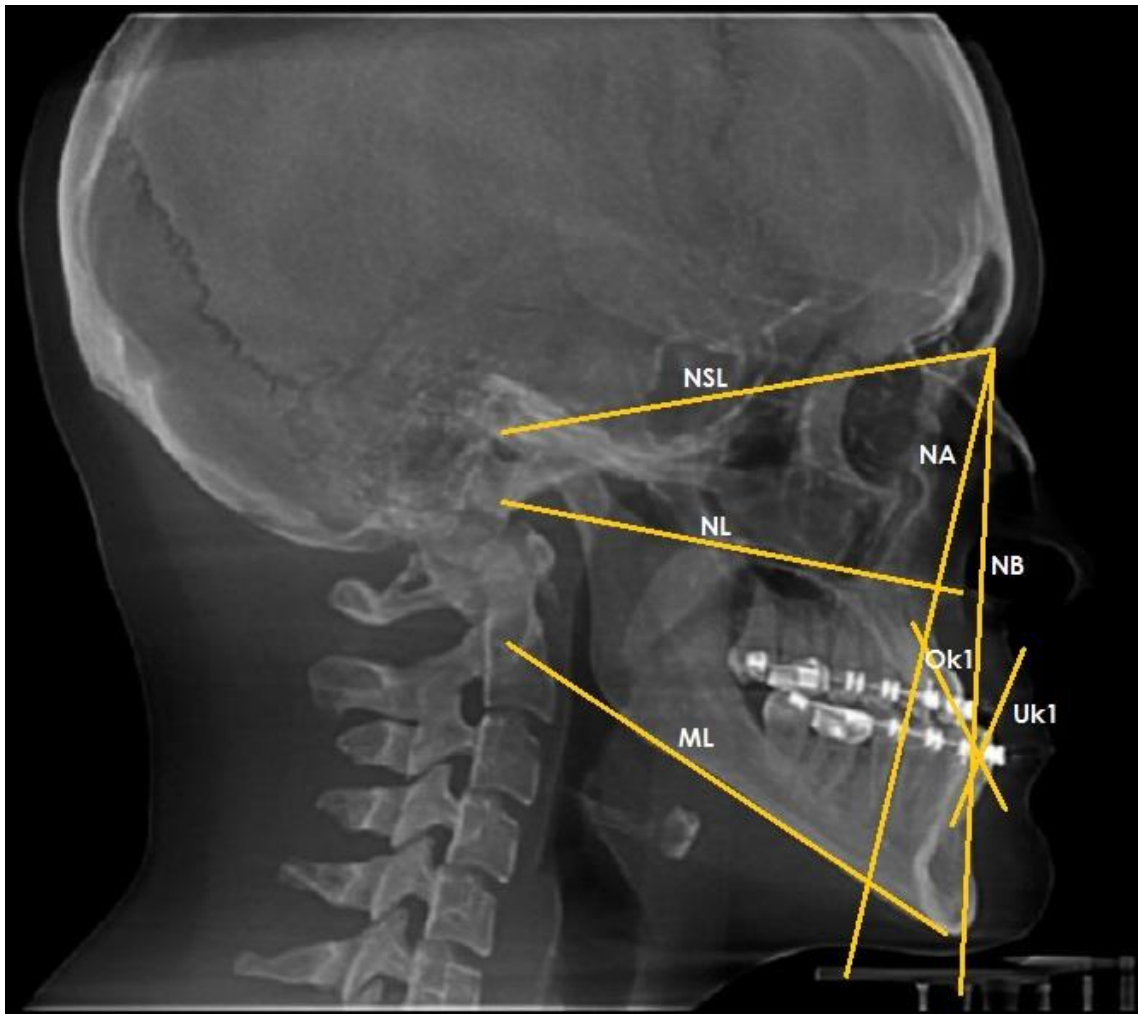


Abbildung 18: 2D-Röntgenbild mit 2D-Ebenen (Screenshot aus OnyxCeph, eigens modifiziert)

2.3.2 3D-Kephalmetrie am virtuellen 3D-Schädelmodell

Anhand des DICOM-Datensatzes, der durch das DVT erzeugt wurde, wurde im Anschluss mithilfe der Software Maxilim ein virtuelles 3D-Modell des knöchernen Patientenschädels erstellt. An diesem 3D-Modell wurden die Fixpunkte gesetzt, um die kephalometrische Messungen durchzuführen. Die richtigen Positionen der Fixpunkte wurden anhand der axialen, sagittalen und koronalen DVT-Schichten überprüft.

2.3.2.1 Fixpunkte der 3D-Kephalmetrie

Tabelle 6 und Abbildung 19 zeigen die Lokalisierung der bei der 3D-Kephalmetrie verwendeten Fixpunkte.

Tabelle 6: Fixpunkte der 3D-Kephalometrie

Fixpunkt	Definition
Sella (S)	konstruierter Mittelpunkt der knöchernen Kontur der <i>Sella Turcica</i> , sattelförmige Einkerbung im Keilbein
Nasion (N)	Schnittpunkt zwischen dem <i>Os Frontale</i> mit dem paarigem <i>Os Nasale</i> , zwischen beiden Orbitahöhlen und unterhalb der <i>Glabella</i>
A-Punkt (A)	tiefster Punkt der Oberkieferkurvatur zwischen <i>Spina Nasalis Anterior</i> und den Frontzähnen
B-Punkt (B)	tiefster Punkt der Unterkieferkurvatur zwischen knöchernen Kinn und Unterkieferfrontzähnen
Gnathion (Gn)	kaudalster und anteriorsten Punkt des knöchernen Kinns
Menton (ME)	kaudalster Punkt des knöchernen Kinns
Porion (Por)	kranialsten Punkt des <i>Meatus Acusticus Externus</i>
Infraorbitalpunkt (iO)	kaudalsten Punkt des unteren Orbitarands
Condylus (Cond)	dorsalsten und kranialsten Punkt des <i>Condylus</i>
Gonion (Go)	dorsalsten und kaudalsten Punkt des Kieferwinkels
<i>Spina Nasalis Anterior</i> (Sna)	kaudalster und anteriorsten Punkt in der Mittellinie der <i>Apertura Piriformis</i>
<i>Spina Nasalis Posterior</i> (Snp)	dorsalster Knochenfortsatz durch das rechte und linke <i>Os Palatinum</i> gebildet
Inzisale Kante des Zahnes 11 (Inz11)	Inzisalkante des Zahnes 11
Inzisale Kante des Zahnes 41 (Inz41)	Inzisalkante des Zahnes 41
Apikale Spitze des Zahns 11 (Apc11)	apikale Spitze des Zahnes 11
Apikale Spitze des Zahns 41 (Apc41)	apikale Spitze des Zahnes 41
Dors. Kontaktpunkt hPOcP	dorsalsten Kontaktpunkt zwischen Ober- und Unterkiefers
Kontaktpunkt 11/12 (KPOK)	inzisalen Kontaktpunkt zwischen den beiden Zähnen 11 und 12
Kontaktpunkt 31/41 (KPUK)	inzisalen Kontaktpunkt zwischen den Zähnen 31 und 41
Mesiobukkaler Höcker 16	mesiobukkale Höckerspitze des Zahnes 16
Mesiobukkaler Höcker 26	mesiobukkale Höckerspitze des Zahnes 26
Mb16/26_mid	konstruierter Mittelpunkt zwischen Mb16 und Mb26
iO_mid	konstruierter Mittelpunkt zw. Linken und rechten Infraorbitalpunkt
Go_mid	Konstruierter Mittelpunkt zwischen linken und rechten <i>Gonion</i>
SP-Strich (Sp')	Schnittpunkt der Strecken N-Me und Spa-Spp
Halb_Wits	konstruierter Mittelpunkt zwischen KPOK und KPUK
Por_mid	konstruierter Mittelpunkt zwischen linken und rechten <i>Porion</i>

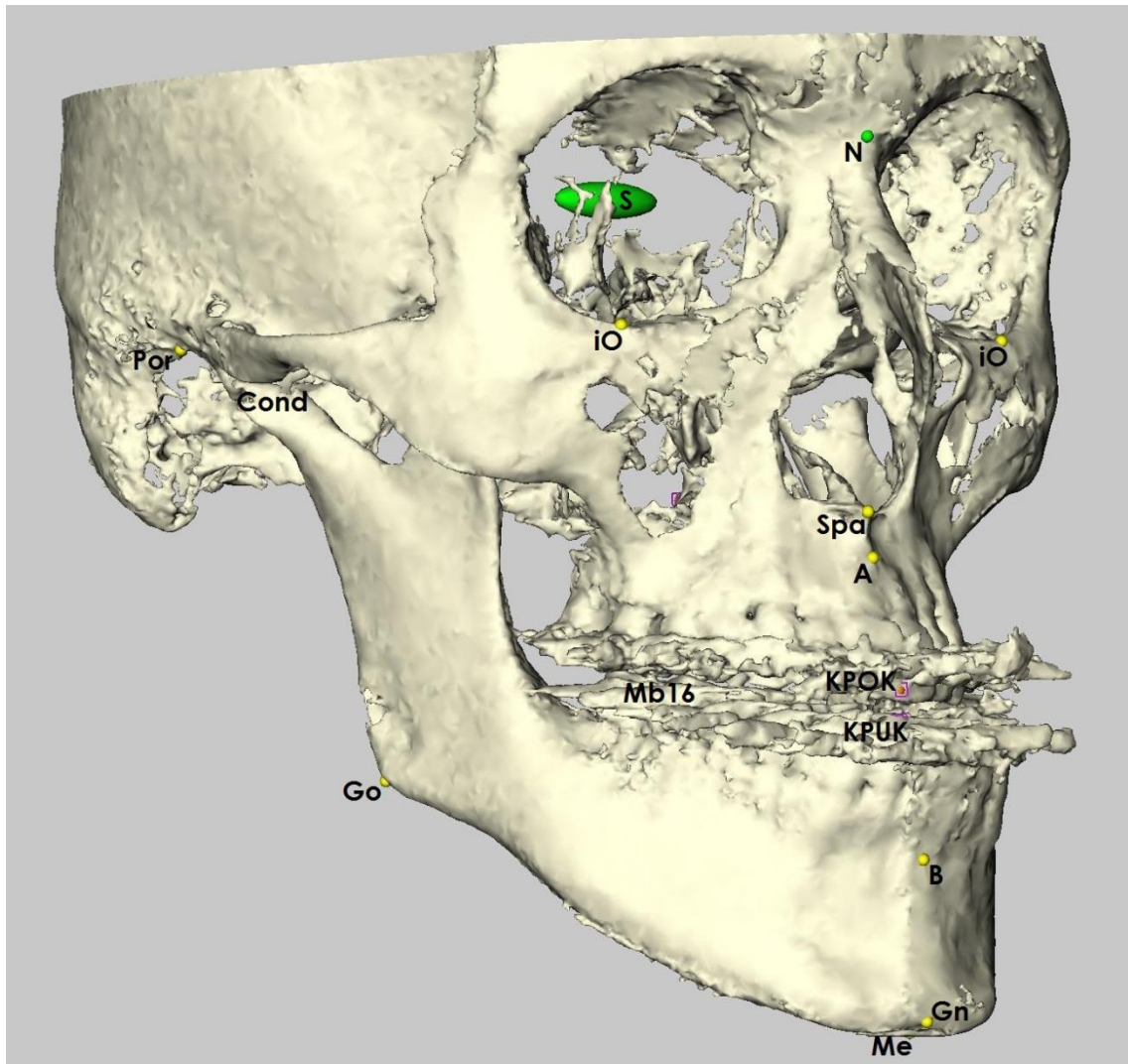


Abbildung 19: Fixpunkte am 3D-Schädelmodell (Screenshot aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.3.2.2 Lokalisierung in DVT-Schichten

Bei einigen Fixpunkten war es notwendig, die Lokalisierung in den axialen, sagittalen und koronalen Schichten des DVT-Rohdatensatzes durchzuführen. Das kann notwendig sein, wenn Fixpunkte entweder intraossär liegen – also nicht von außerhalb des 3D-Schädelmodells sichtbar sind – oder eine Lokalisierung auf dem 3D-Schädelmodell aufgrund von Artefaktbildung erschwert ist. Diese Punkte waren:

- *Sella Turcica* (S) (siehe Abbildung 20)
- *Condylus* (Cond) (siehe Abbildung 21)
- Inzisale Kante des Zahnes 11 und 41 (Inz11 und Inz41) (siehe Abbildung 22)
- Apikale Spitze des Zahnes 11 und 41 (Apc 11 und Apc41) (siehe Abbildung 22)
- Mesiobukkaler Höcker 16 und 26 (Mb16 und Mb26) (siehe Abbildung 23)
- Dorsaler Kontaktpunkt (hPOcP) (siehe Abbildung 24)
- Kontaktpunkt 11/12 (KPOK) (siehe Abbildung 25)
- Kontaktpunkt 31/41 (KPUK) (siehe Abbildung 25)

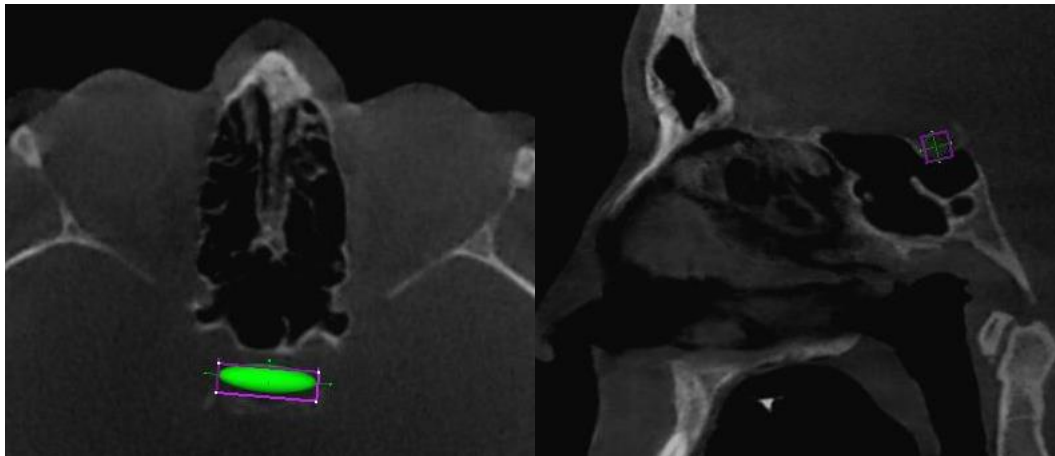


Abbildung 20: Lokalisierung der Sella Turcica im DVT in kranialer und lateraler Ansicht
(Screenshots aus Maxilim)

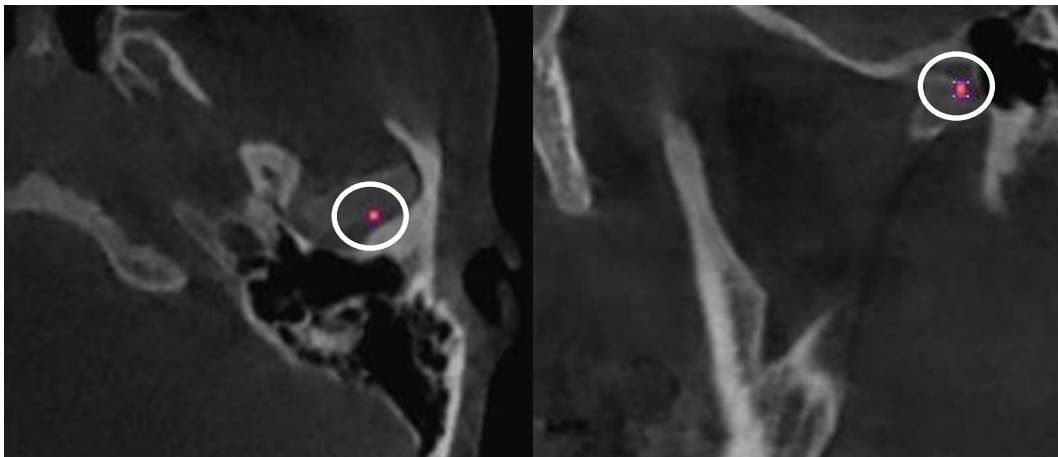


Abbildung 21: Lokalisierung des Condylus im DVT in kranialer und lateraler Ansicht (Screenshots aus Maxilim)

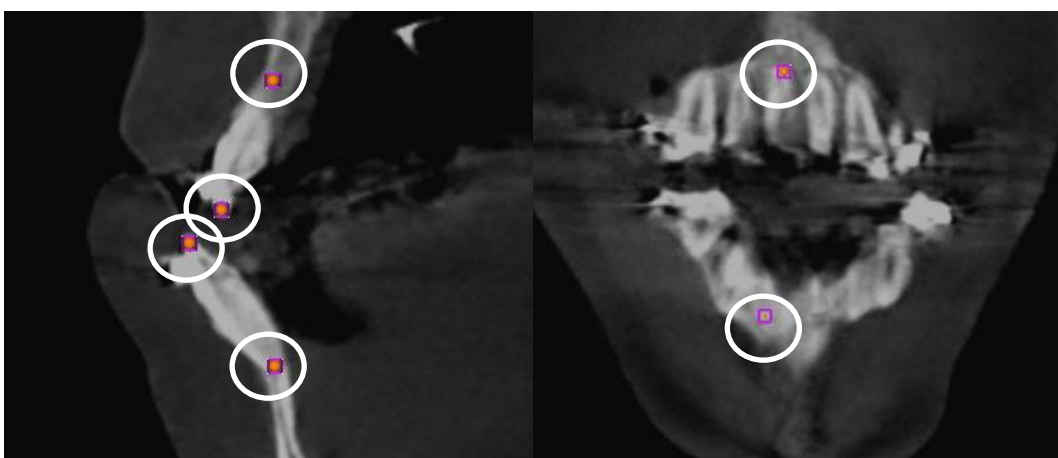


Abbildung 22: Lokalisierung der Punkte Inz11/41 und Apc11/41 in lateralen und frontalen DVT-Schichten
(Screenshots aus Maxilim)

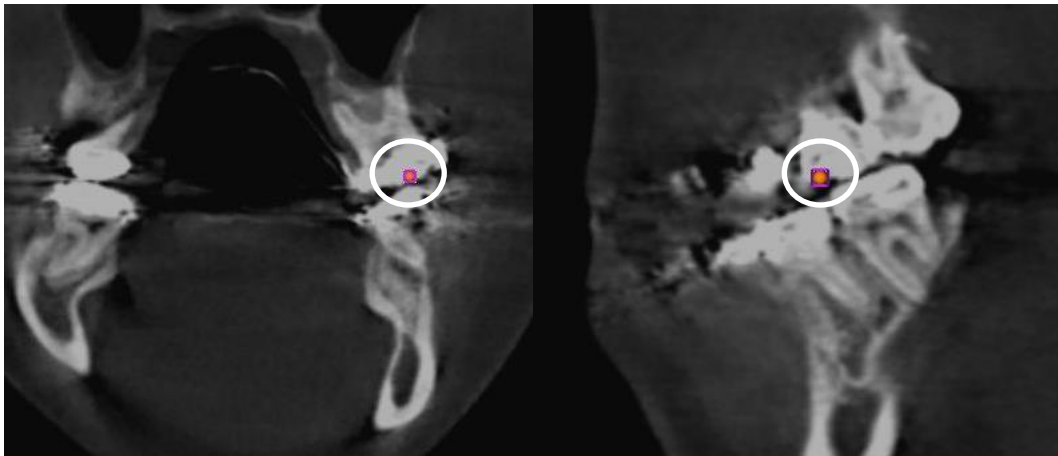


Abbildung 23: Lokalisierung des Punktes Mb16 im DVT in koronarer und lateraler Ansicht (Screenshots aus Maxilim)

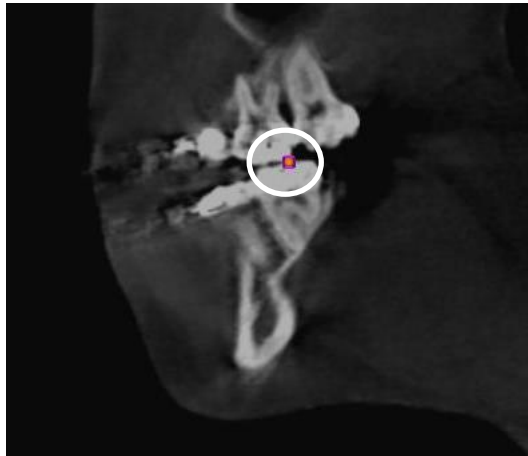


Abbildung 24: Lokalisierung des Punktes hPOcP in lateraler Ansicht zur Bestimmung des Wits-Werts (Screenshot aus Maxilim)

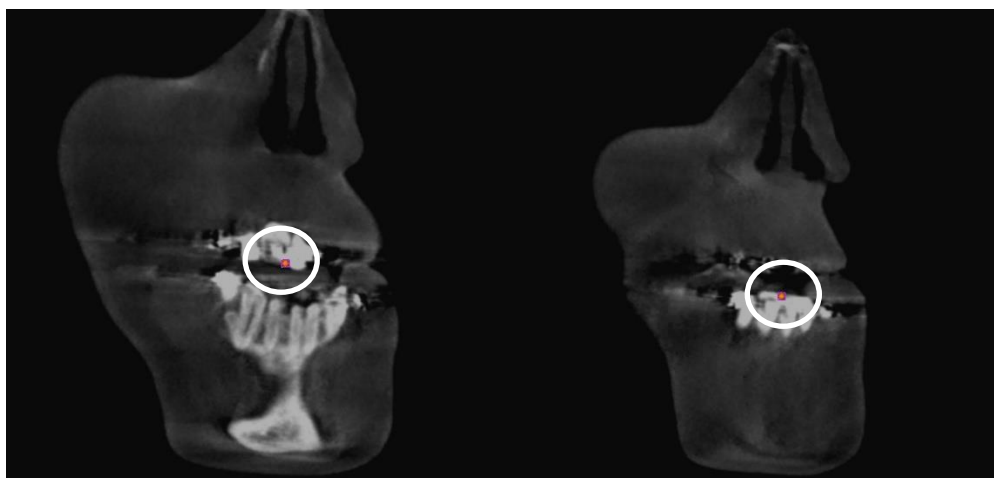


Abbildung 25: Lokalisierung der Punkte KPOK und KPUK im DVT (Screenshots aus Maxilim)

2.3.2.3 Ebenen der 3D-Kephalometrie

Tabelle 7 und Abbildung 26 zeigen die Ebenen der 3D-Kephalometrie.

Tabelle 7: Ebenen der 3D-Kephalometrie

Ebene	Definiert durch die Punkte...
Frankfurter Horizontale (FH)	Por_mid, iO links, iO rechts
Okklusalplanum (OcP)	Mb16, Mb26, KPOK
Mandibularebene (ML)	linkes und rechtes <i>Gonion</i> , <i>Gnation</i>
Okklusionsebene_Wits (OcPWits)	halb_Wits, hPOcP links, hPOcP rechts
Mittelsenkrechte	midpoint16/26, KPOK und steht orthograd zu FH
Frontalebene	KPOK und orthograd zur Mittelsenkrechten und FH
Median-Plane	Referenzebene des Maxilimkoordinatensystems, definiert durch die Punkte <i>Sella</i> und <i>Nasion</i> und die <i>Natural Head Position</i> des Patienten im DVT
Median-Sagittal-Ebene	<i>Sella</i> , <i>Nasion</i> und <i>Spina Nasalis Anterior</i>

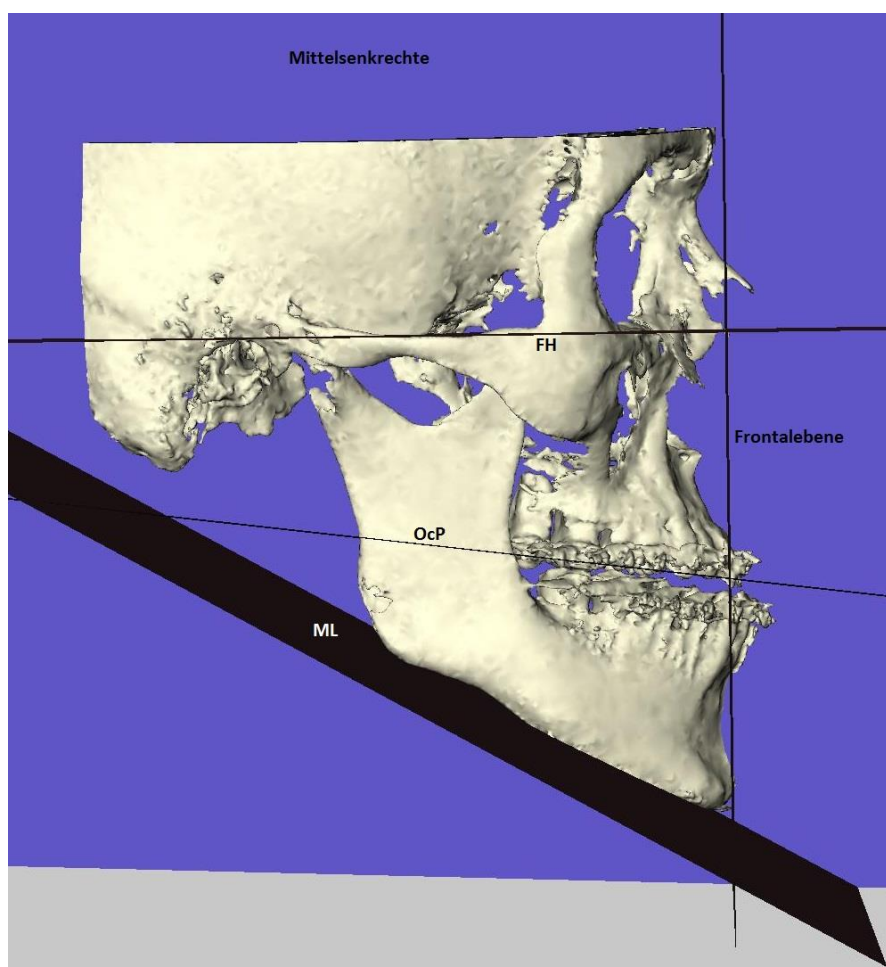


Abbildung 26: Ebenen am 3D-Schädelmodell, (Screenshot aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.3.3 Kephalometrische Messungen in 2D und 3D

Nach Lokalisierung der Fixpunkte der 2D- und 3D-Kephalometrie wurden die gewünschten Messungen automatisch von den Programmen OnyxCeph und Maxilim berechnet. Im Anschluss wurden die 2D-Messungen mit ihren dreidimensionalen Pendanten verglichen.

2.3.3.1 Sagittale Messungen

Tabelle 8 und Abbildung 27 zeigen, welche sagittalen Messungen vorgenommen wurden.

Tabelle 8: Sagittale Messungen in 2D (OnyxCeph) und 3D (Maxilim)

Sagittale Messungen	Definition
SNA	Winkel zwischen den Fixpunkten <i>Sella</i> , <i>Nasion</i> und A-Punkt
SNB	Winkel zwischen den Fixpunkten <i>Sella</i> , <i>Nasion</i> und B-Punkt
Wits	Abstand der Lote von Punkte A und B auf der Ebene OcP_Wits

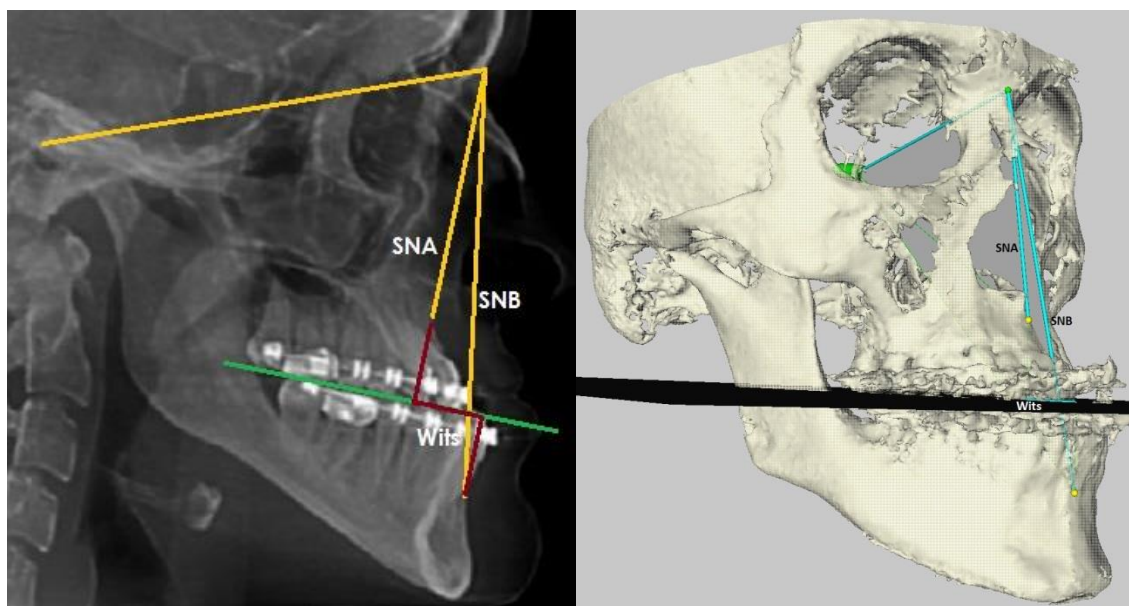


Abbildung 27: sagittale Messungen am 2D-Röntgenbild und 3D-Schädelmodell (Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.3.3.2 Vertikale Messungen

Tabelle 9 und Abbildung 28 zeigen die vertikalen Messungen und deren Definition.

Tabelle 9: Vertikale Messungen in 2D (OnyxCeph) und 3D (Maxilim)

vertikale Messungen	Definition
ML/NL	Winkel zwischen Mandibularlinie (Go_mid - Gn) und Nasallinie (Spa-Spp)
ML/NSL	Winkel zwischen der Mandibularlinie (Go_mid - Gn) und der Schädelbasislinie (Sella-Nasion)
NL/NSL	Winkel zwischen Nasallinie (Spa-Spp) und der Schädelbasislinie (Sella-Nasion)
Index	Quotient aus mittlerer und unterer Gesichtshöhe
Kieferwinkel	Winkel zwischen den Punkten Condylus, Gonion und Menton

Index = prozentualer Wert, der durch den Quotienten aus mittlere und unterer Gesichtshöhe gebildet wird. Dabei ist die mittlere Gesichtshöhe definiert als Strecke N-Sp' und die untere Gesichtshöhe als Strecke Sp'-Me

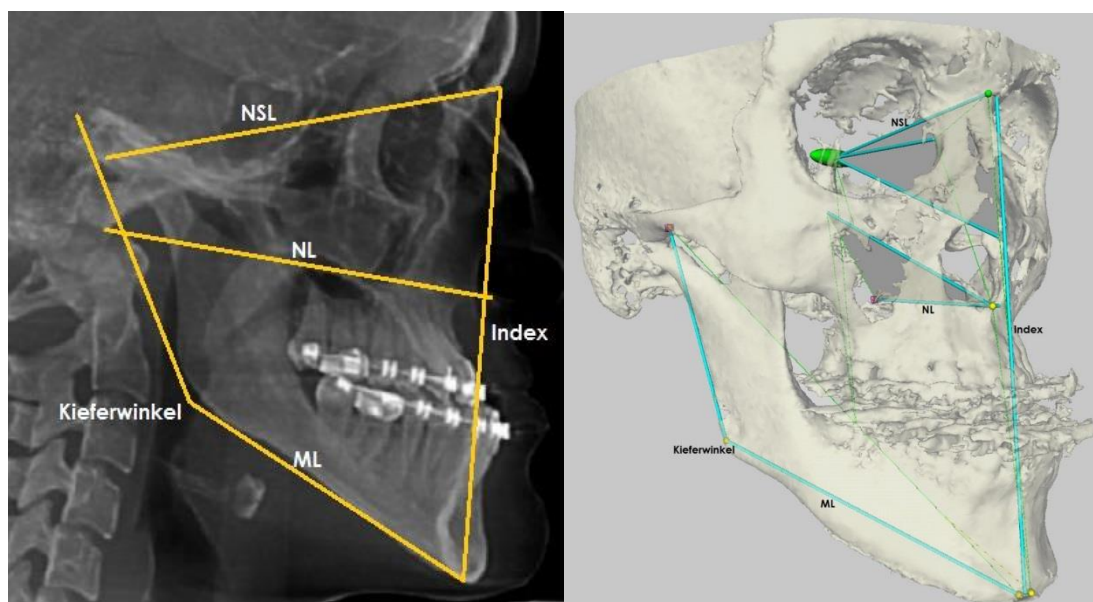


Abbildung 28: vertikale Messungen im Vergleich (Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.3.3.3 Dento-basale Winkel

Tabelle 10 und Abbildung 29 zeigen die dento-basalen Messungen und deren Definition.

Tabelle 10: Dento-basale Messungen in 2D (OnyxCeph) und 3D (Maxilim)

dento-basale Messungen	Definition
OK1/NA	Winkel zwischen den Linien NA (Nasion-A-Punkt) und OK1 (Apc11-Inz11)
OK1/NSL	Winkel zwischen den Linien NL (Spa-Spp) und OK1 (Apc11-Inz11)
UK1/ML	Winkel zwischen den Linien Uk1 (Apc41-Inz41) und ML (Go-Me)
UK1/NB	Winkel zwischen den Linien NB (Nasion-B-Punkt) und UK1 (Apc41-Inz41)

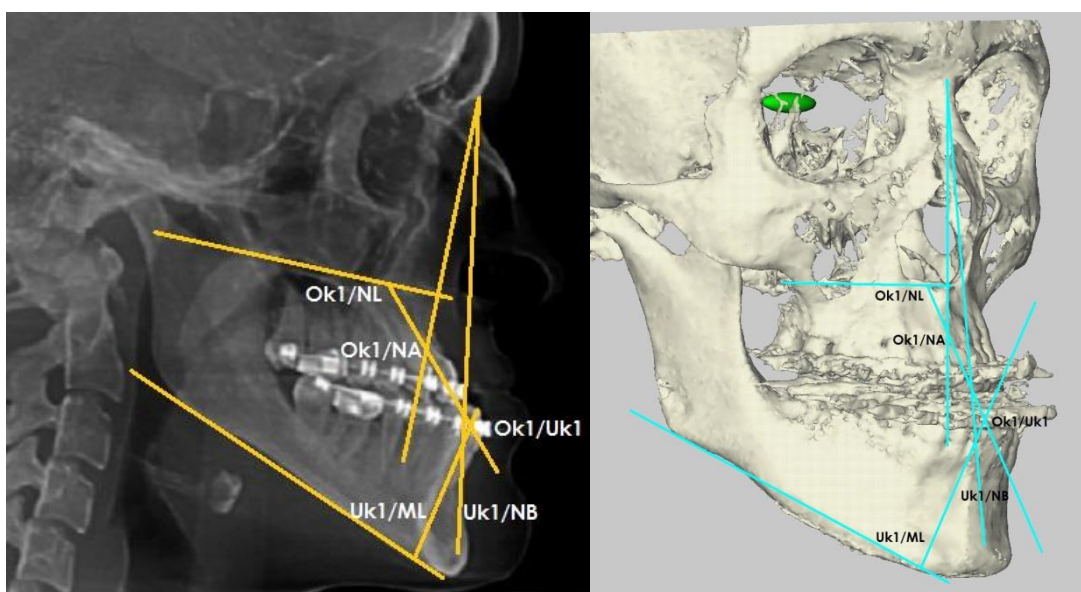


Abbildung 29: dento-basale Messungen 2D-Röntgenbild und 3D-Schädelmodell (Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.4 Vergleich FH/OcP zwischen digitalisiertem Oberkiefermodell und 3D-Schädelmodell

Nachdem die 2D-Kephalometrie (modifiziert nach Hasund) mit der 3D-Kephalometrie verglichen wurde, wurde die Übertragung der Oberkieferposition des Patienten in den Artikulator überprüft. Dazu wurden die an Gipsmodell und 3D-Schädelmodell gemessenen Winkel zwischen Frankfurter Horizontale und Okklusallplanum miteinander verglichen. Die Differenz dieser Winkel beschreibt dabei den Übertragungsfehler, der durch die Gesichtsbogenübertragung entsteht. Da ein 3D-Winkel sich allein nur schwierig interpretieren lässt und keine Aussagen über seine klinischen Folgen zulässt, wurde der Winkel zusätzlich in seinen sagittalen und transversalen Bestandteil aufgeteilt, also zusätzlich in sagittaler und transversaler Richtung gemessen.

2.4.1 3D-Winkel

Wenn man Winkel zwischen zwei Ebenen im dreidimensionalen Raum berechnen will, muss man deren Interpretation in Abgrenzung zur 2D-Kephalometrie differenziert betrachten. Beispielsweise führt eine Neigung des Okklusalplanums um 7° in der sagittalen Ebene (ohne jegliche Neigung in der lateralen Ebene) zu einem 3D-Winkel von ebenfalls 7° . Besteht zusätzlich zur Neigung in sagittaler Richtung auch noch eine Neigung in der transversalen Ebene von beispielsweise 10° , entsteht insgesamt ein 3D-Winkel von 12° (Gateno et al. 2011b). Der alleinige Betrag des Winkels von 12° zwischen diesen beiden Ebenen ermöglicht keine Aussagen über Neigung der Ebenen in sagittaler oder transversaler Richtung. So lässt nur eine Aufteilung von 3D-Winkeln in ihre sagittalen und transversalen Bestandteile ein Urteil über die dadurch entstehenden klinischen Konsequenzen zu. Das gleiche Problem besteht, wenn ein Winkel zwischen zwei Linien oder der Winkel zwischen einer Linie und einer Ebene im dreidimensionalen Raum berechnet werden soll. Diese Tatsache muss vor allem berücksichtigt werden, wenn man 2D- und 3D-Winkel miteinander vergleicht.

Zur Bestimmung des 3D-Winkels zwischen zwei Ebenen im Raum wurden zunächst die Normalvektoren dieser Ebenen bestimmt. Anschließend wurde der Winkel zwischen diesen beiden Normalvektoren gemessen. Der Normalvektor steht orthograd auf der jeweiligen Ebene (siehe Abbildung 30). Der Winkel zwischen diesen beiden Normalvektoren ist der 3D-Winkel zwischen den beiden Ebenen.

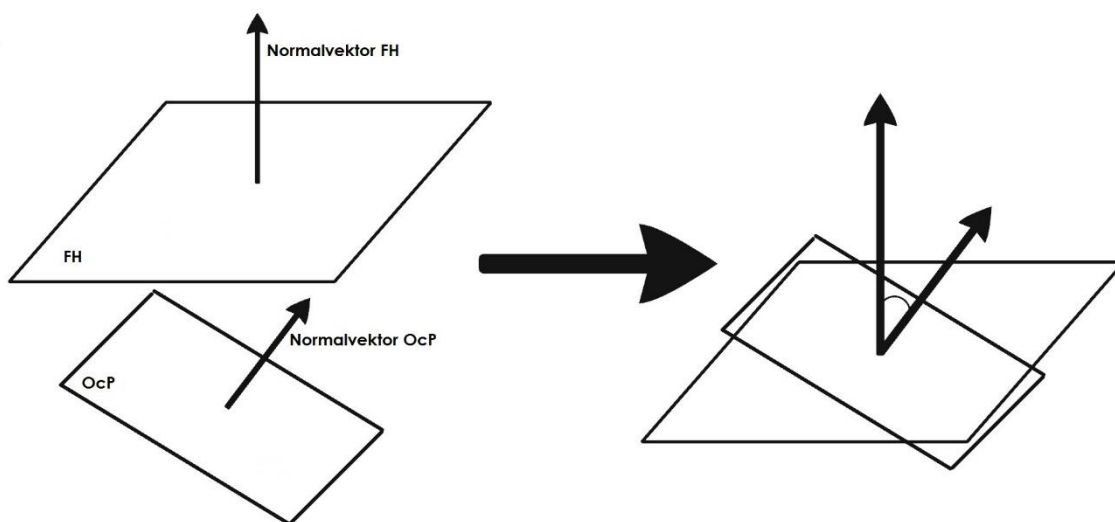


Abbildung 30: Schematische Erklärung zur Bestimmung eines 3D-Winkels zwischen zwei Ebenen (eigene Abbildung)

Abb. 31 zeigt die Berechnung des 3D-Winkels zwischen den Ebenen Frankfurter Horizontale und Okklusalplanum jeweils am Gipsmodell sowie am 3D-Schädelmodell.

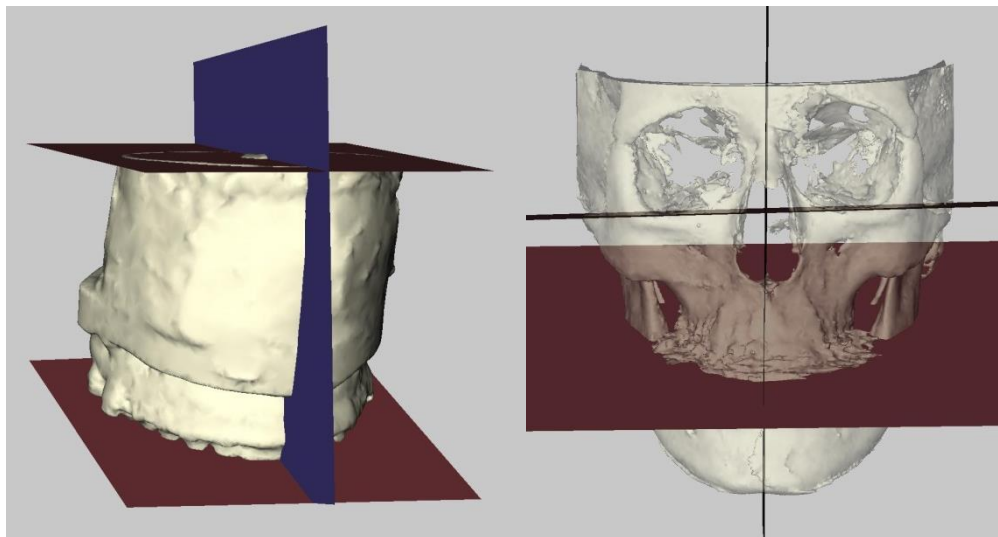


Abbildung 31: Winkelberechnung zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusalebene (Screenshots aus Maxilim)

Um den 3D-Winkel in einen sagittalen und einen transversalen Winkel aufzuteilen, sind Umwege notwendig.

2.4.2 FH/OcP am digitalisierten Oberkiefermodell

Um den sagittalen Anteil des 3D-Winkels FH/OcP von seinem transversalen Anteil zu lösen, wurde die Ebene FH in eine Linie (FH_sag) umgewandelt. Dazu wurde eine Verbindungslinie vom Mittelpunkt der Punkte SAM1 und SAM3 (definiert als por_mid) und dem Punkt SAM2 gebildet.

Analog dazu wurde die Ebene OcP ebenfalls in eine Linie (OcP_sag) umgewandelt, indem eine Verbindungslinie vom Mittelpunkt der Punkte Mb16 und Mb26 (definiert als midpoint_mb1626) und dem Punkt KPOK gebildet wurde.

Anschließend wurden beide Linien (FH_sag und OcP_sag) auf die Ebene Mittsagittalebene projiziert und der Winkel zwischen den beiden Linien berechnet (siehe Abb. 31).

Um den transversalen Anteil des 3D-Winkels von seinem sagittalen Anteil zu lösen, wurde ähnlich vorgegangen. Die Ebene FH wurde in eine Linie (FH_trans) umgewan-

delt, indem die Verbindungslinie zwischen den Punkten SAM1 und SAM3 gebildet wurde.

Analog dazu wurde die Ebene (OcP_trans) in eine Linie umgewandelt, indem die Verbindungslinie zwischen Mb16 und Mb26 gebildet wurde.

Beide Linien (FH_trans und OcP_trans) wurden auf die Frontalebene projiziert um den Winkel zwischen den beiden Linien zu berechnen (siehe Abb. 31).

Tabelle 11 fasst die Berechnungen des Winkels FH/OcP am Gipsmodell zusammen.

Tabelle 11: Berechnung des Winkels FH/OcP am digitalisierten Oberkiefermodell

Winkel	Definiert durch die Punkte...
FH / OcP 3D	3D-Winkel zwischen FH und OcP
FH / OcP sag	Winkel zwischen den auf die Mittelsenkrechte projizierten Verbindungslinien „Por_mid“ zu „SAM2“ sowie „midpoint16_26“ zu „KPOK“
FH / OcP trans	Winkel zwischen den auf die Frontalebene projizierten Verbindungslinien zwischen „SAM1“ und SAM3“ sowie Mb16 und Mb26.

Abb. 32 zeigt die Aufteilung des Winkels FH/OcP in seinen sagittalen und transversalen Anteil am Gipsmodell.

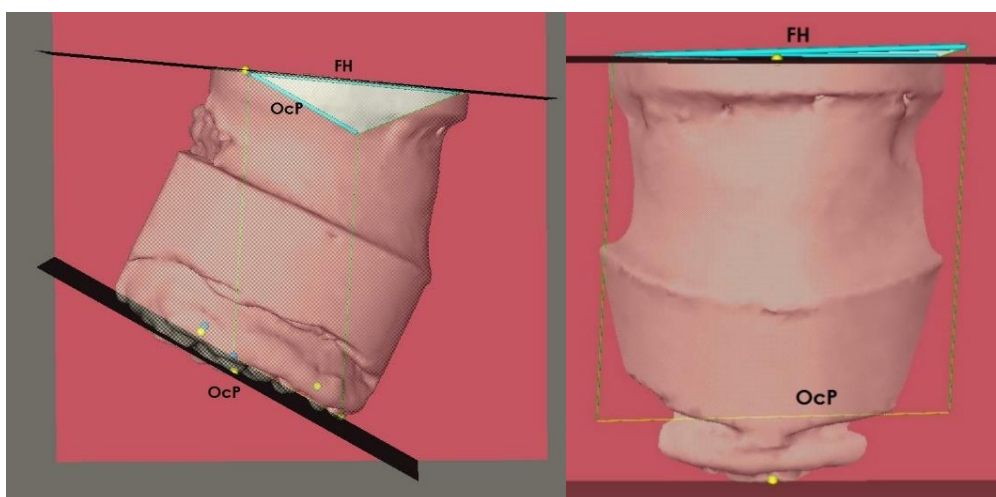


Abbildung 32: sagittaler und transversaler Anteil des Winkels FH/OcP am Gipsmodell (Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.4.3 FH/OcP am 3D-Schädelmodell

Um den sagittalen Anteil des 3D-Winkels FH/OcP von seinem transversalen Anteil zu lösen, wurde beim 3D-Schädelmodell (bzgl. der Frankfurter Horizontalen) der Mittelpunkt zwischen linken und rechten *Porion* sowie zwischen linken und rechten Infraorbitalpunkt berechnet. Anschließend wurde die Verbindungslinie zwischen diesen beiden Punkten auf die Ebene Mittelsenkrechte projiziert.

Analog dazu wurde (bzgl. des Okklusalplanums) der Mittelpunkt zwischen den Punkten Mb16 und Mb26 berechnet und eine Verbindungslinie zum Punkt KPOK gebildet.

Anschließend wurden beide Linien auf die Ebene Mittelsenkrechte projiziert und der Winkel zwischen den beiden Linien berechnet.

Um den transversalen Anteil des 3D-Winkels von seinem sagittalen Anteil zu lösen, wurde die Verbindungslinie zwischen linken und rechten *Porion* (bei der Ebene FH) gebildet. Analog dazu (bei OcP) die Verbindungslinie zwischen Mb16 und Mb26. Diese beiden Verbindungslinien wurden auf die Frontalebene projiziert um daraufhin den Winkel zwischen den beiden Linien zu berechnen.

Tabelle 12 fasst die Berechnungen des Winkels FH/OcP am 3D-Schädelmodell zusammen.

Tabelle 12: Berechnung des Winkels FH/OcP am Schädelmodell

Winkel	Definiert durch die Punkte...
FH / OcP 3D	3D-Winkel zwischen FH und OcP
FH / OcP sagittal	Winkel zwischen den auf die Mittelsenkrechte projizierten Verbindungslinien „Por_mid“ zu iO_mid sowie „Mb16/26_mid“ zu „KPOK“
FH / OcP transversal	Winkel zwischen den auf die Frontalebene projizierten Verbindungslinien zwischen <i>Porion</i> links und <i>Porion</i> rechts sowie Mb16 und Mb26.

Abb. 33 zeigt die Aufteilung des Winkels FH/OcP in seinen sagittalen und transversalen Anteil am 3D-Schädelmodell.

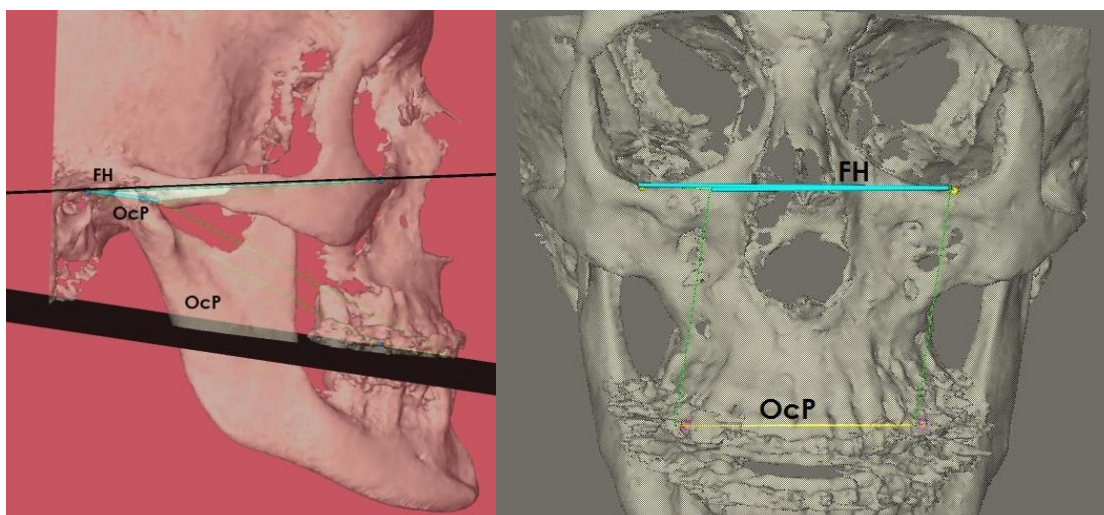


Abbildung 33: sagittaler und transversaler Anteil des Winkels FH/OcP am 3D-Schädelmodell (Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

2.4.4 Den Gesichtsbogen beeinflussende Faktoren

Im letzten Schritt wurde nach Dysgnathie-assoziierten morphologischen Eigenschaften gesucht, die möglicherweise einen Einfluss auf die Gesichtsbogenübertragung haben. Dies betraf anatomische Strukturen, an denen der Gesichtsbogen bei der Erfassung der Oberkieferposition ansetzt.

Um eine Korrelation zwischen einer fehlerhaften Gesichtsbogenübertragung und diesen anatomischen Strukturen überprüfen zu können, wurden die Patienten anhand morphologischer Merkmale gruppiert und anschließend miteinander verglichen (siehe Tabelle 13).

Tabelle 13: Einteilung der Patientengruppe nach morphologischen Eigenschaften

Morphologische Eigenschaft	Definition
skelettale Klasse	Wits-Wert (> 2 mm: Klasse II; < -2 mm: Klasse III) (Jacobson 1975)
Laterognathie	Abstand <i>Menton</i> - MedianPlane: < 2 mm symmetrisch; ≥ 2 mm asymmetrisch, siehe Abb. 34) (Severt und Proffit 1997)
Maxillaneigung	Winkel NL/NSL: <5,5° anterior, 5,5°-11,4° neutral, ≥11,5° posterior (Segner und Hasund 2003)
Sagittale <i>Porien</i> -Asymmetrie	Abstand der auf die MedianPlane projizierten <i>Porien</i> -Punkte in anterior-posteriorer Richtung < 2 mm symmetrisch; ≥ 2 mm asymmetrisch) (Definition analog zu Laterognathie, siehe Abb. 35)
Transversale <i>Porien</i> -Asymmetrie	Differenz der Strecken zwischen den beiden <i>Porien</i> zur MedianPlane (< 3 mm symmetrisch; ≥ 3 mm asymmetrisch) (Einteilung durch Median-Split, siehe Abb. 35) (Iacobucci et al. 2015)
Oberkieferprognathiegrad	Winkel SNA: < 79° retrognath, 79-85° orthognath, > 85° prognath) (Segner und Hasund 2003)
vertikale Relation	ML/NL < 20,5 tief, 20,5-26,4 neutral, ≥ 26,5 offen (Thilander et al. 2005)



Abbildung 34: Ansicht der Abweichung des Mentons zur MedianPlane (Screenshot aus Maxilim, eigens modifiziert)

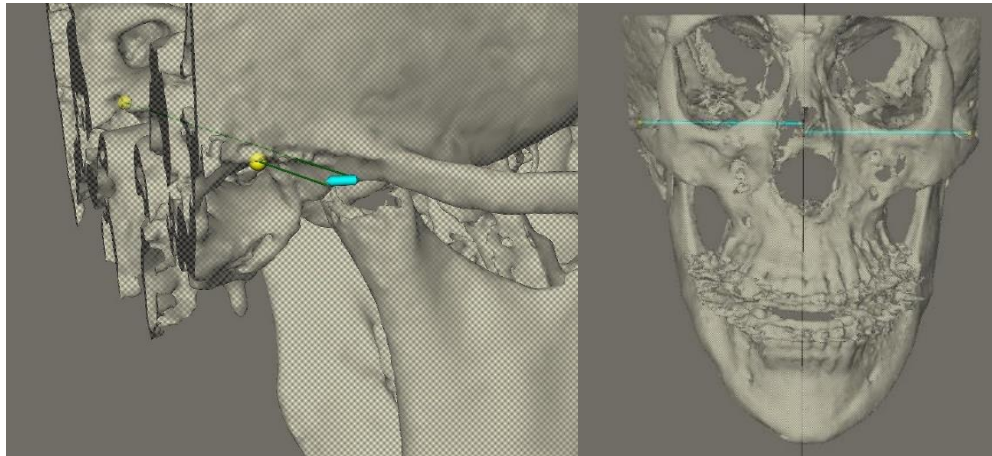


Abbildung 35: Darstellung der sagittalen (links) und transversalen (rechts) Porienasymmetrie (Screenshots aus Maxilim)

2.5 Statistische Methoden

Zur statistischen Auswertung wurden alle bei der Kephalometrie verwendeten Messungen aus den Computerprogrammen Maxilim und OnyxCeph in die Statistiksoftware SPSS (Statistical Package for Social Science®, Version 23.0, IBM, Chicago, Illinois, USA) importiert.

Mithilfe von Quantil-Quantil-Diagrammen wurden die Ergebnisse grafisch auf Normalverteilung getestet.

2.5.1 Methodenfehler

Da kephalometrische Analysen immer auch eine zum Teil subjektive Lokalisierung der einzelnen Fixpunkte beinhaltet, ist deren Genauigkeitsprüfung notwendig (Cançado und Lauris 2014).

Um die Genauigkeit bei der Durchführung der Kephalometrie gewährleisten zu können, wurde bei dieser Forschungsarbeit die subjektive Lokalisierung der Fixpunkte sowohl durch eine Intrarater- (erneute Kephalometrie durch denselben Beurteiler) als auch durch eine Interrater-Reliabilität (erneute Kephalometrie durch einen weiteren Beurteiler) überprüft.

2.5.1.1 Intrarater-Reliabilität

Derselbe Beurteiler (Rater) führte die Kephalometrie an 10 zufällig ausgesuchten Patienten zwei Monate nach initialer Durchzeichnung ein zweites Mal durch. Alle Werte wurden anhand einer Intraklassenkorrelation auf ihre Übereinstimmung geprüft. Als Reliabilitätsanalyse kam der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (zweifach gemischtes Model, Konsistenztyp) zur Anwendung. Werte unter 0,5 können dabei als schwach, Werte zwischen 0,5 und 0,75 als mäßig verlässlich, zwischen 0,75 und 0,9 als gut und Werte über 0,9 als exzellent angesehen werden (Koo und Li 2016).

2.5.1.2 Interrater-Reliabilität

Ein zweiter Beurteiler führte die Kephalometrie erneut an anderen 10 zufällig ausgesuchten Patienten durch.

Analog zur Intraklassenkorrelation wurde eine Interklassenkorrelation durchgeführt.

2.5.2 Neutralisierung der Alpha-Fehler-Kumulierung

Beim multiplen Testen desselben Datensatzes steigt die Wahrscheinlichkeit des Alpha-Fehlers (Fehler 1. Art). Das bedeutet, dass fälschlicherweise Ergebnisse als positiv anerkannt werden können, die in Wirklichkeit nicht positiv sind (McLaughlin und Sainani 2014).

Anders ausgedrückt, je mehr Hypothesen man innerhalb eines Datensatzes testet, desto höher steigt die Wahrscheinlichkeit, dass eine davon (fehlerhaft) als zutreffend angenommen wird.

Um diese sogenannte Alpha-Fehler-Kumulierung auszugleichen, wurde in dieser Forschungsarbeit die Bonferroni-Holmes-Korrektur angewandt (Victor et al. 2010).

Dabei wird in einem ersten Schritt das globale Alpha-Niveau auf den üblichen Wert 0,05 festgelegt. Im zweiten Schritt werden alle Tests durchgeführt und die dazugehörigen p-Werte ermittelt. Anschließend werden die Ergebnisse gemäß ihrem p-Wert auf-

steigend sortiert. Am Ende wird jedem p-Wert ein lokaler Alpha-Fehler zugeordnet, der über die Annahme der einzelnen Testung entscheidet.

Dabei wird dem Test mit dem kleinsten p-Wert $0,05 / k$ als lokale Alpha-Fehler-Schwelle zugeordnet, wobei k die Anzahl der Tests ist. Dem Test mit dem zweitkleinsten p-Wert wird die lokale Alpha-Fehler-Schwelle von $0,05 / (k-1)$, dem dritten $0,05 / (k-2)$ usw. (siehe Tabelle 14) zugeordnet.

Tabelle 14: Beispielhafte Berechnung der Bonferroni-Holm-Korrektur bei 10 Testungen

p-Werte in Aufsteigender Sortierung	lokale Alpha-Fehler-Schwelle
kleinster p-Wert	0,005
zweitkleinster p-wert	0,00555556
drittkleinster p-Wert	0,00625
...	...

Beim multiplen Testen der Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Werten nahm die Variable k den Wert 12 an, da mithilfe des t-Tests mit verbundenen Stichproben 12 verschiedene kephalometrische Messungen miteinander verglichen wurden.

Beim Vergleich zwischen 3D-Schädelmodell und digitalisiertem Oberkiefermodell nahm die Variable den Wert 3 an, da der t-Test in diesem Falle dreimal hintereinander durchgeführt wurde, um den 3D-Wert, den sagittalen Winkel und den transversalen Winkel jeweils miteinander zu vergleichen.

Es werden nur Tests als positiv angenommen, deren p-Wert den lokalen Alpha-Fehler nicht übersteigen (McLaughlin und Sainani 2014).

Bei allen Tabellen, die Ergebnisse zeigen, die mit der Bonferroni-Holm-Korrektur berechnet wurden und direkt davon betroffen sind, wurde der lokale Alpha-Fehler direkt neben dem p-Wert angegeben.

2.5.3 Vergleich 2D/3D

Nachdem alle Messungen am 2D-Röntgenbild, 3D-Schädelmodell und digitalisiertem Oberkiefermodell durchgeführt wurden, wurden die Daten aus den Programmen Maxilim und OnyxCeph exportiert und in eine gemeinsame Tabelle zur statistischen Auswertungen in das Program SPSS importiert.

Um statistisch signifikante Unterschiede zwischen den 2D-Messungen der Software OnyxCeph und ihren dreidimensionalen Pendanten der Software Maxilim zu überprüfen, wurden zwischen diesen jeweiligen Werten gepaarte t-Tests mit verbundenen Stichproben durchgeführt. Der Signifikanzwert p , der über die Annahme des t-Tests entscheidet,

wurde auf 0,05 festgelegt und bei multiplen Testungen entsprechend der oben erklärten Bonferroni-Holm-Korrektur angepasst.

2.5.4 Statistik des Gesichtsbogenübertragungsfehlers

Im nächsten Schritt wurden die Unterschiede des Winkels zwischen der Frankfurter Horizontalen und dem Okklusalplanum am digitalisiertem Oberkiefermodell mit dem korrespondierenden Winkel am 3D-Schädelmodell verglichen, um zu überprüfen, wie genau die Oberkieferposition mithilfe des Gesichtsbogens in den Artikulator übertragen wurde.

2.5.4.1 t-Test

Dabei wurden ebenfalls t-Tests mit verbundenen Stichproben zwischen den Winkeln FH/OcP am Gipsmodell und seinen Pendants am 3D-Schädelmodell durchgeführt. Der Signifikanzwert von 0,05 wurde entsprechend der Bonferroni-Holm-Korrektur angepasst.

2.5.4.2 Assoziation mit bestimmten Dysgnathien

Im letzten Schritt sollte überprüft werden, ob bestimmte Dysgnathie-assoziierte Merkmale der Patienten einen Einfluss auf die Gesichtsbogenübertragung haben.

Dabei wurde bei den Tests, deren Merkmale zwei Möglichkeiten besitzen (skelettale Klasse und Laterognathie, sagittale und transversale *Porien*-Asymmetrie) t-Tests mit unabhängigen Stichproben und dem jeweiligen Merkmal als Gruppierungsvariable durchgeführt.

Bei Tests, deren Merkmale drei Möglichkeiten besitzen (Maxillaneigung, Oberkieferprognathiegrad und vertikale Relation) wurde eine einfaktorielle ANOVA mit dem entsprechenden Merkmal als Faktor durchgeführt, um mögliche statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen nachzuweisen. Zur Überprüfung der Varianzhomogenität wurde der Levene-Test durchgeführt.

3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Methodenfehlerberechnung, die deskriptive Statistik des Patientenkollektivs, die Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie sowie die Ergebnisse des Übertragungsfehlers des Gesichtsbogens präsentiert.

3.1 Methodenfehler

3.1.1 Intrarater-Reliabilität

Die Übereinstimmung zwischen erster und zweiter Kephalometrie am 3D-Schädelmodell lag im Mittel bei 0,979 (siehe Tabelle 15) und kann somit als exzellent (Koo und Li 2016) bezeichnet werden. Der Minimalwert (0,81 bei FH/OcP 3D) kann als gut bezeichnet werden.

Tabelle 15: Intraklassenkorrelationsberechnung der 3D-Schädelmodellkephalometrie

	Cronbachs Alpha	min	max
FH/OcP sag [°]	0,983	0,929	0,996
FH/OcP trans [°]	0,959	0,837	0,99
FH/OcP 3D [°]	0,953	0,81	0,988
ANB 3D [°]	0,992	0,97	0,998
SNA 3D [°]	0,983	0,931	0,996
SNB 3D [°]	0,998	0,992	0,999
MLNL 3D [°]	0,992	0,969	0,998
MLNSL 3D [°]	0,996	0,982	0,999
NLNSL 3D [°]	0,986	0,945	0,997
Cond/Go/Me li [°]	0,984	0,935	0,996
Cond/Go/Me re [°]	0,992	0,969	0,998
Ok1/NA 3D [°]	0,963	0,852	0,991
Ok1/NSL 3D [°]	0,979	0,915	0,995
Uk1/ML 3D [°]	0,954	0,817	0,989
Uk1/NB 3D [°]	0,967	0,865	0,992
Wits [mm]	0,996	0,984	0,999
Men-Median [mm]	0,972	0,889	0,993
Por_AP [mm]	0,996	0,985	0,999
Index [%]	0,963	0,85	0,991
Mittelwert	0,979	0,917	0,995

Die Übereinstimmung bei der Kephalemetrie des Gipsmodells kann als exzellent bezeichnet werden. Tabelle 16 zeigt die Ergebnisse dafür. Die mittlere Übereinstimmung lag hierbei bei 0,991 (Min. 0,932 und Max. 0,999).

Tabelle 16: Intraklassenkorrelationsberechnung des Gipsmodells

	Cronbachs Alpha	Min	Max
FH_OcP sag [°]	0,995	0,978	0,999
FH_OcP trans [°]	0,983	0,932	0,996
FH_OcP_3D [°]	0,995	0,981	0,999
Mittelwert	0,991	0,964	0,998

3.1.2 Interrater-Reliabilität

Die Interrater-Reliabilität zeigte eine mittlere Übereinstimmung von 0,983 (siehe Tabelle 17). Die minimale Übereinstimmung lag bei 0,815.

Tabelle 17: Interklassenkorrelationsberechnung der 3D-Schädelmodellkephalometrie

	Cronbachs Alpha	Min	Max
FH/OcP sag [°]	0,973	0,891	0,993
FH/OcP trans [°]	0,976	0,904	0,994
FH/OcP 3D [°]	0,973	0,892	0,993
ANB 3D [°]	0,998	0,993	1
SNA 3D [°]	0,977	0,909	0,994
SNB 3D [°]	0,997	0,987	0,999
ML/NL 3D [°]	0,996	0,985	0,999
ML/NSL 3D [°]	0,996	0,984	0,999
NL/NSL 3D [°]	0,989	0,956	0,997
Ok1/NA 3D [°]	0,986	0,945	0,997
Ok1/NSL 3D [°]	0,995	0,981	0,999
Ok1/Uk1 3D [°]	0,954	0,815	0,989
Uk1/ML 3D [°]	0,985	0,941	0,996
Uk1/NB 3D [°]	0,957	0,825	0,989
Wits [mm]	0,994	0,975	0,998
Men-Median [mm]	0,99	0,959	0,997
Por_AP [mm]	0,972	0,889	0,993
Index [%]	0,991	0,965	0,998
Mittelwert	0,983	0,933	0,996

Tabelle 18 zeigt die Ergebnisse für die Interklassenkorrelation für die Kephalometrie des digitalisierten Oberkiefermodells. Die Übereinstimmung lag im Mittel bei 0,996 und kann als exzellent bezeichnet werden.

Tabelle 18: Interklassenkorrelationsberechnung des Gipsmodells

	Cronbachs Alpha	Min	Max
FH_OcP_sag [°]	0,996	0,984	0,999
FH_OcP_trans [°]	0,995	0,979	0,999
FH_OcP_3D [°]	0,996	0,985	0,999
Mittelwert	0,996	0,983	0,999

3.2 Deskriptive Statistik

Im Folgenden wird zunächst das Patientenkollektiv vorgestellt: Tabelle 19 zeigt die deskriptive Statistik der kephalometrischen 3D-Auswertung, aufgeteilt nach skelettaler Klasse: Das Alter der Patienten lag zwischen 18 und 44 Jahren in der Klasse-II-Gruppe und zwischen 18 und 36 Jahren in der Klasse-III-Gruppe.

Es zeigten sich typische Mittelwerte für die jeweiligen Gruppen.

Tabelle 19: Deskriptive Statistik (3D/Maxilim), aufgeteilt nach skelettaler Klasse

	Klasse-II-Patienten (n = 19)					Klasse-III-Patienten (n = 19)				
	Mittelwert	SD	Median	Min	Max	Mittelwert	SD	Median	Min	Max
Alter	26,7	7,5	25,0	18,0	44,0	22,7	5,8	20,0	18,0	36,0
Wits	6,6	3,0	7,2	2,4	11,0	-9,0	3,8	-8,4	-15,0	-3,4
SNA [°]	80,5	3,6	81,3	74,3	86,8	82,1	4,1	82,8	74,0	91,0
SNB [°]	73,2	3,9	72,7	66,1	80,5	84,4	4,9	84,2	76,4	92,1
ANB [°]	7,4	2,3	7,0	3,9	12,2	-2,3	3,7	-2,8	-9,2	3,2
ML/NL [°]	22,8	9,0	20,6	7,7	40,8	21,3	6,0	22,0	13,6	35,4
ML/NSL [°]	30,0	8,6	29,8	14,0	48,5	29,8	7,1	29,3	15,5	46,8
NL/NSL [°]	7,5	3,8	8,7	1,2	12,4	8,8	4,5	8,1	1,0	16,3
Index [%]	83,2	8,1	83,4	70,4	103,7	78,0	7,9	78,0	63,7	94,0

Die Methode der Quantil-Quantil-Diagramme ist exemplarisch für den Winkel SNA dargestellt (siehe Abb. 36). Sie wurde für alle Winkel überprüft und bestätigte für alle Messwerte die Normalverteilung.

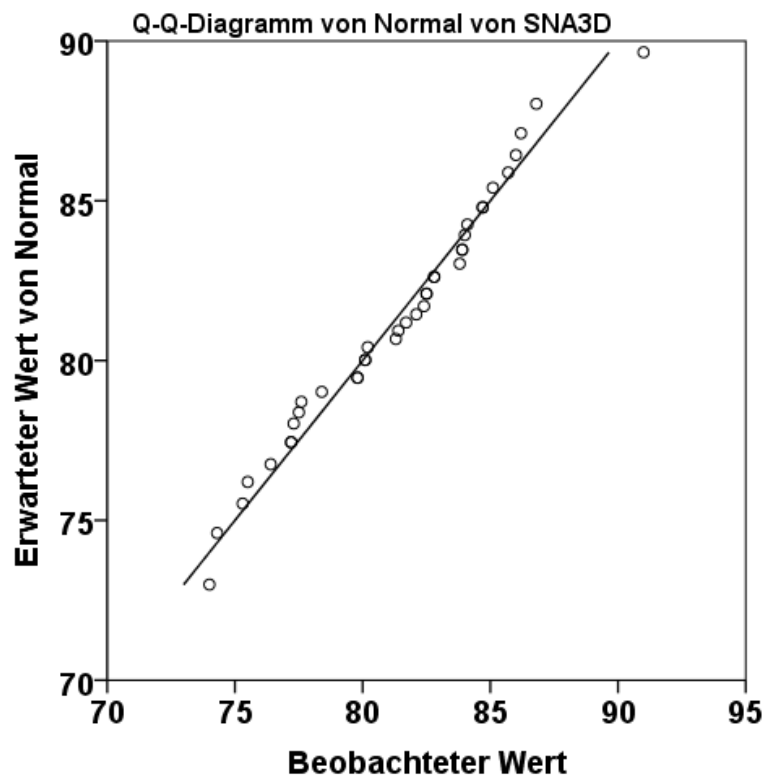


Abbildung 36: Q-Q-Plot des Winkels SNA (3D)

3.3 Vergleich zwischen 2D- und 3D-Werten

Zunächst wurden die konventionelle 2D-Kephalometrie der Software OnyxCeph und die 3D-Kephalometrie der Software Maxilim miteinander verglichen.

Die folgenden Tabellen stellen die 2D- den 3D-Werten gegenüber und zeigen den Signifikanzwert p der Mittelwertsdifferenzen. Als statistische Methode kam der t-Test mit gepaarten Stichproben zum Einsatz (bei einem 95%igen Konfidenzintervall).

Zur besseren Übersicht wurden die Ergebnisse in sagittale, vertikale und dento-basale Messungen unterteilt.

3.3.1 Sagittale Messungen

Die Werte für Wits ($p = 0,732$), SNA ($p = 0,302$) und SNB ($p = 0,413$) zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie (siehe Tabelle 20).

Tabelle 20: Sagittale Werte des *t*-Tests zwischen 2D-(OnyxCeph)- und 3D-(Maxilim)-Kephalometrie ($n = 38$)

	2D (OnyxCeph)		3D (Maxilim)		p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)	
Wits [mm]	-1,3	(9,1)	-1,2	(8,6)	0,732 n.s.
SNA [°]	81,7	(4,1)	81,3	(3,9)	0,302 n.s.
SNB [°]	79,1	(7,2)	78,8	(7,2)	0,413 n.s.

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.3.2 Vertikale Messungen

Die Winkel ML/NL und ML/NSL wurden am 3D-Schädelmodell im Mittel kleiner als am 2D-FRS gemessen. NL/NSL und Index-Wert wurden dagegen am 3D-Schädelmodell größer als am 2D-FRS gemessen. Der Kieferwinkel (Cond/Go/Me) wurde wiederum am 3D-Schädelmodell kleiner als am 2D-FRS gemessen.

Die Unterschiede der Werte für ML/NL, ML/NSL und Index (alle drei $p < 0,001$) sowie Kieferwinkel (Cond/Go/Me $p = 0,005$) zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie waren statistisch signifikant (siehe Tabelle 21).

Tabelle 21: Vertikale Werte des *t*-Tests zwischen 2D-(OnyxCeph) und 3D-(Maxilim)-Kephalometrie ($n = 38$)

	2D (OnyxCeph)		3D (Maxilim)		Lok. α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
ML/NL [°]	25,7	(8,2)	22,1	(7,6)	0,004	< 0,001*
ML/NSL [°]	33,4	(8,6)	29,9	(7,8)	0,005	< 0,001*
NL/NSL [°]	7,8	(5,0)	8,1	(4,2)	0,017	0,496 n.s.
Index [%]	78,0	(6,8)	80,6	(8,3)	0,006	< 0,001*
Cond/Go/Me [°]	125,6	(10,4)	122,8	(6,2)	0,006	0,005*

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.3.3 Dento-basale Messungen

Der Winkel Uk1/ML unterschied sich statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie (siehe Tabelle 22). Die Winkel Ok1/NA und Uk1/NB zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p = 0,091$ und $p = 0,044$).

Tabelle 22: Dento-basale Werte des t-Tests zwischen 2D-(OnyxCeph)- und 3D-(Maxilim)-Kephalometrie ($n = 38$)

	2D (OnyxCeph)		3D (Maxilim)		Lok. α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
Ok1/NA [°]	23,1	(7,6)	24,1	(7,6)	0,008	0,091 n.s.
Uk1/NB [°]	24,9	(6,6)	26,4	(6,1)	0,007	0,044 n.s.
Ok1/NSL [°]	104,8	(8,3)	104,9	(8,2)	0,05	0,899 n.s.
Uk1/ML [°]	92,4	(11,3)	97,3	(9,5)	0,005	< 0,001*

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.3.4 Asymmetrische versus symmetrische Patienten

Es wurde ein t-Test mit verbundenen Stichproben durchgeführt, der überprüfen sollte, ob Unterschiede zwischen symmetrischen und asymmetrischen Patienten bestehen. In Tabelle 23 sind die Ergebnisse der symmetrischen und asymmetrischen Gruppe einander gegenübergestellt. Die Ergebnisse zeigen lediglich geringe Abweichungen zwischen den beiden Gruppen.

Tabelle 23: Vergleich zwischen symmetrischer ($n = 20$) und asymmetrischer ($n = 18$) Gruppe anhand der 2D-(OnyxCeph)- und 3D-(Maxilim)-Kephalometrie

	symmetrische Gruppe		asymmetrische Gruppe	
	lok. α -Fehler	p-Wert	lok. α -Fehler	p-Wert
Wits [mm]	0,017	0,773 n.s.	0,025	0,618 n.s.
SNA [°]	0,025	0,839 n.s.	0,01	0,263 n.s.
SNB [°]	0,05	0,989 n.s.	0,017	0,347 n.s.
ML/NL [°]	0,005	0,001*	0,004	< 0,001*
ML/NSL [°]	0,004	< 0,001*	0,005	0,017 n.s.
NL/NSL [°]	0,013	0,721 n.s.	0,008	0,182 n.s.
Index [%]	0,005	0,002*	0,006	0,032 n.s.
GnGoAr [°]	0,006	0,027 n.s.	0,007	0,104 n.s.
Ok1/NA [°]	0,007	0,065 n.s.	0,05	0,761 n.s.
Uk1/NB [°]	0,01	0,491 n.s.	0,006	0,039 n.s.
Ok1/NSL [°]	0,008	0,246 n.s.	0,013	0,305 n.s.
Uk1/ML [°]	0,006	0,0056*	0,005	0,001*

n. s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.4 Vergleich des Winkels FH/OcP im DVT und am Gipsmodell

Tabelle 24 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Winkels FH/OcP (in sagittaler und transversaler Dimension sowie als 3D-Winkel) sowie die Ergebnisse des t-Tests für verbundene Stichproben zwischen dem digitalisiertem Oberkiefermodell und dem 3D-Schädelmodell. Der sagittale Winkel und der 3D-Winkel waren am digitalisierten Oberkiefermodell im Mittel größer als am 3D-Modell. Sagittaler ($p < 0,001$), transversaler ($p = 0,001$) und 3D-Winkel ($p < 0,001$) zeigten statistisch signifikante Unterschiede zwischen Gipsmodell und 3D-Schädelmodell.

Tabelle 24: : t-Tests bei verbundenen Stichproben zwischen digitalisiertem Oberkiefermodell und 3D-Schädelmodell ($n = 38$)

	Gipsmodell		3D-Modell		lok α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
FH / OcP sag [°]	11,8	(4,8)	8,5	(4,8)	0,02	< 0,001*
FH / OcP trans [°]	-0,6	(2,0)	0,3	(1,6)	0,05	0,001*
FH / OcP 3D [°]	12,0	(4,8)	8,9	(4,7)	0,025	< 0,001*

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.4.1 Statistik des Übertragungsfehlers

Abbildung 37 zeigt die Verteilung der Kippung des Oberkiefers in sagittaler Richtung (*pitch*) nach Gesichtsbogennahme. In 6 Fällen (15,8 %) kam es durch die Gesichtsbogennahme zu einem verkleinerten Winkel zwischen FH und OcP, in den übrigen Fällen (84,2 %) zu einem vergrößerten Winkel.

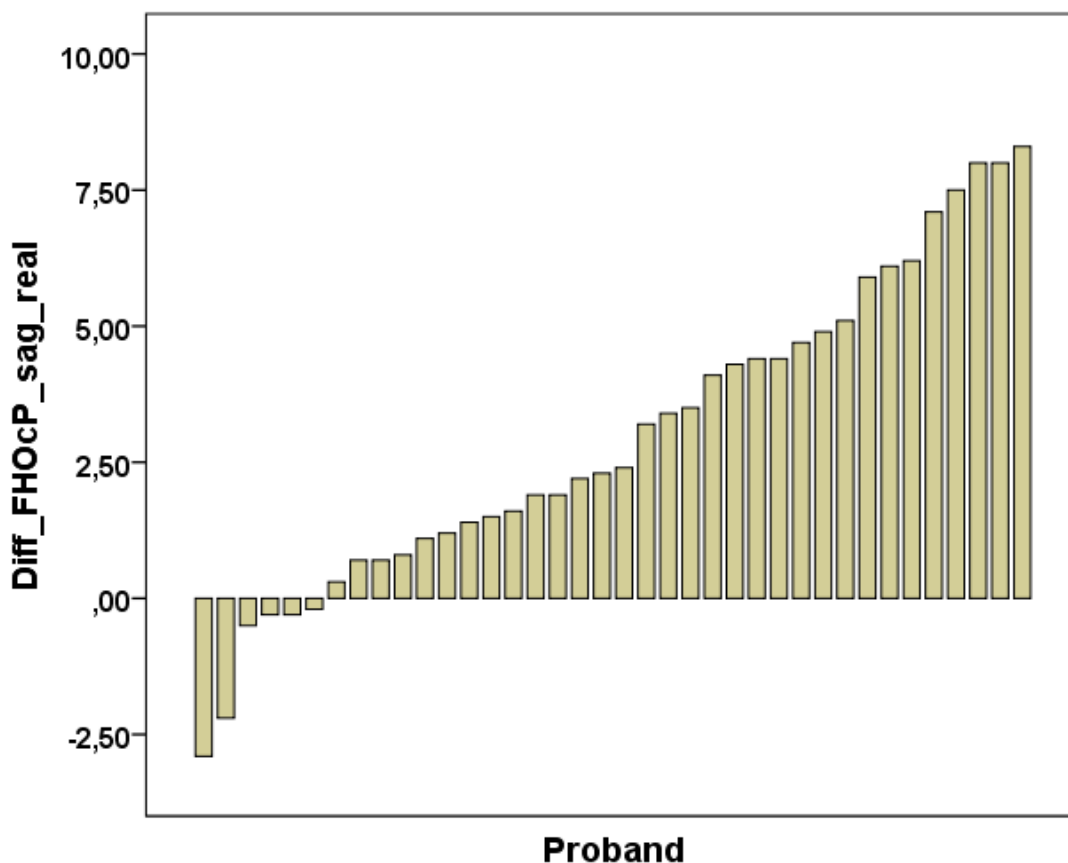


Abbildung 37: Werteverteilung der durch den Gesichtsbogen erzeugten sagittalen Fehler

Abbildung 38 zeigt die Verteilung der Kippung des Oberkiefers in transversaler Richtung (*roll*) nach Gesichtsbogennahme. Beim Vergleich der transversalen Anteile des Winkels zwischen FH und OcP wurde festgestellt, dass es in 12 Fällen (31,6 %) durch den Gesichtsbogen zu einem *roll* des Oberkiefers im Uhrzeigersinn gekommen ist. In 25 Fällen (65,8 %) kam es zu einem *roll* gegen den Uhrzeigersinn. In einem Fall gab es keine Rotation (2,6 %).

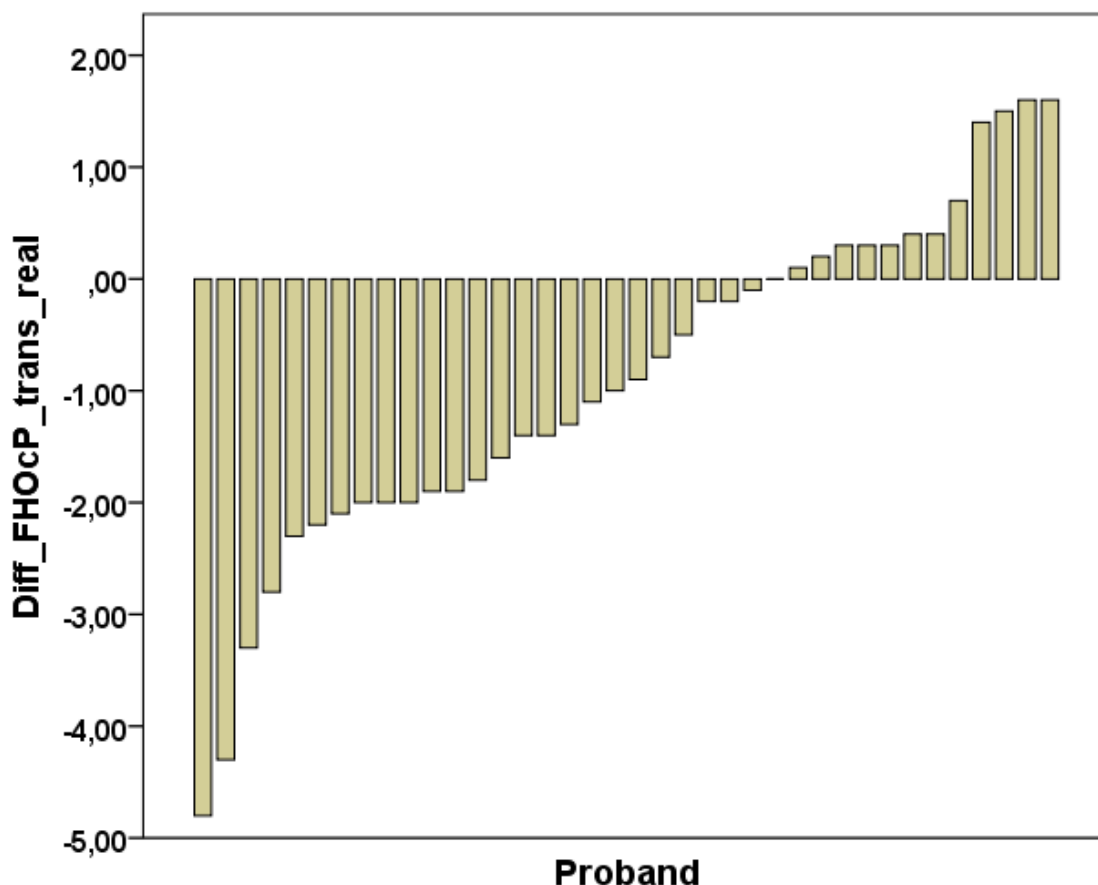


Abbildung 38: Werteverteilung der durch den Gesichtsbogen erzeugten transversalen Fehler

Bei der Berechnung des Übertragungsfehlers unterscheidet man zwischen realen und absoluten Differenzen. Bei realen Differenzen wird die Richtung des *rolls* durch das mathematische Vorzeichen berücksichtigt. Die absoluten Differenzen beschreiben dafür das Ausmaß des Fehlers.

Tabelle 25 zeigt die deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers für alle Patienten (reale Differenzen). Die Daten zeigen, dass der Winkel FH/OcP_sag am Gipsmodell im Mittel $3,0^\circ$ ($2,7^\circ$ beim 3D-Winkel) steiler gemessen wurde als am digitalen 3D-Schädelmodell. Dabei wurden Maximalwerte von $8,3^\circ$ ($8,2^\circ$ am 3D-Winkel) erreicht. Beim transversalen Anteil des Winkels wurde im Mittel ein Unterschied von $-0,9^\circ$ gemessen, die Werte bewegten sich dabei zwischen $-4,8$ und $1,6$.

Tabelle 25: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aller Patienten ($n = 38$)

	Mittelwert	SD	Median	Min	Max
Diff_FHOcP sag [°]	3,0	2,9	2,4	-2,9	8,3
Diff_FHOcP trans [°]	-0,9	1,5	-1,0	-4,8	1,6
Diff_FHOcP 3D [°]	2,7	2,9	2,4	-3,1	8,2

Sag. und 3D: positiver Wert = vergrößerter Winkel, negativer Wert = verkleinerter Winkel

trans: positiver Wert = roll im Uhrzeigersinn, negativer Wert = roll gegen den Uhrzeigersinn

Tabelle 26 beschreibt den Übertragungsfehler mit absoluten Differenzen. Die Daten zeigen, dass durch den Gesichtsbogen in der sagittalen Ebene im Mittel ein Übertragungsfehler von $3,3^\circ$ und in der transversalen Ebene von $1,4^\circ$ produziert wird. Die Richtungen, in die der Oberkiefer durch den Gesichtsbogen gekippt wurde, sind hierbei nicht berücksichtigt.

Tabelle 26: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (absolute Differenzen) aller Patienten ($n = 38$)

	Mittelwert	SD	Median	Min	Max
Diff_FHOcP sag [°]	3,3	2,5	2,7	0,2	8,3
Diff_FHOcP trans [°]	1,4	1,1	1,4	0	4,8
Diff_FHOcP 3D [°]	3,2	2,3	2,9	0,3	8,2

3.5 Einflussfaktoren auf den Übertragungsfehler des Gesichtsbogens

3.5.1 Skelettale Klasse

Tabelle 27 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Übertragungsfehlers bei Klasse-II- und Klasse-III-Patienten. Dabei fällt auf, dass der sagittale Übertragungsfehler mit $3,7^\circ$ bei Klasse-II-Patienten größer gemessen wurde als bei Klasse-III-Patienten ($2,2^\circ$). Der transversale Übertragungsfehler ist dagegen bei Klasse-III-Patienten größer (-1°) als bei Klasse-II-Patienten ($-0,8^\circ$). Diese Unterschiede waren statistisch nicht signifikant.

Tabelle 27: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) bei Kl. II- und Kl. III-Patienten sowie t-Test bei unabhängigen Stichproben

	Klasse-II-Patienten ($n = 19$)		Klasse-III-Patienten ($n = 19$)		lok. α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
Diff_FHOcP sag [°]	3,7	(2,7)	2,2	(2,9)	0,003	0,121 n.s.
Diff_FHOcP trans [°]	-0,8	(1,3)	-1,0	(1,8)	0,008	0,679 n.s.
Diff_FHOcP 3D [°]	3,4	(2,5)	2,0	(3,1)	0,004	0,144 n.s.

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.5.2 Laterognathie

Tabelle 28 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Übertragungsfehlers aufgeteilt nach Laterognathie: Es zeigte sich, dass der Übertragungsfehler in transversaler

Dimension bei asymmetrischen Patienten größer (auch größere Standardabweichung) als bei symmetrischen Patienten ist. Dieser Unterschied war nicht statistisch signifikant.

Tabelle 28: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach Laterognathie sowie die Ergebnisse des t-Tests mit unabhängigen Stichproben

	symmetrisch (n = 20)		asymmetrisch (n = 18)		lok. α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
Diff_FHOcP sag [°]	3,2	(2,8)	2,7	(3,0)	0,007	0,612 n.s.
Diff_FHOcP trans [°]	-0,6	(1,2)	-1,3	(1,8)	0,004	0,158 n.s.
Diff_FHOcP 3D [°]	3,0	(2,8)	2,4	(3,0)	0,005	0,563 n.s.

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.5.3 Vertikale Relation

Tabelle 29 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Übertragungsfehlers aufgeteilt nach vertikaler Relation. Bei Patienten, die tiefe und offene vertikale Relationen besaßen, war der Übertragungsfehler in sagittaler Dimension größer als bei Patienten mit neutraler vertikaler Relation.

Tabelle 29: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach vertikaler Dimension

	tief (n = 11)		neutral (n = 17)		offen (n = 10)	
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)
Diff_FHOcP sag [°]	3,6	(3,6)	2,4	(2,7)	3,3	(2,3)
Diff_FHOcP trans [°]	-0,5	(1,3)	-1,5	(1,6)	-0,3	(1,4)
Diff_FHOcP 3D [°]	2,6	(3,3)	2,6	(3,0)	2,9	(2,3)

Da Patienten bezüglich dieses morphologischen Merkmals in drei Subgruppen (tief, neutral, offen) unterteilt wurden, wurde eine einfaktorische ANOVA durchgeführt, um nach statistisch signifikanten Unterschieden zu suchen.

Die Unterschiede waren nicht statistisch signifikant. Weder beim sagittalen Fehler ($F(2,37) = 0,585$; $p = 0,563$), noch beim transversalen Fehler ($F(2,37) = 2,689$; $p = 0,082$), noch beim 3D-Fehler waren die Unterschiede statistisch signifikant ($F(2,37) = 0,025$; $p = 0,975$).

3.5.4 Maxillaneigung

Tabelle 30 zeigt die deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers aufgeteilt nach Maxillaneigung: Bei Patienten mit anteriorer Maxillaneigung war der Übertragungsfehler

sowohl in sagittaler als auch in transversaler Dimension im Vergleich zu Patienten mit neutraler und posteriorer Maxillaneigung am größten.

Tabelle 30: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach Maxillaneigung

	anterior (n = 12)		neutral (n = 15)		posterior (n = 11)	
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)
Diff_FHOcP sag [°]	4,5	(2,5)	2,9	(2,8)	1,4	(2,8)
Diff_FHOcP trans [°]	-1,4	(1,4)	-0,6	(1,4)	-0,9	(1,8)
Diff_FHOcP 3D [°]	4,1	(2,6)	2,6	(2,8)	1,3	(2,6)

Die Durchführung der einfaktoriellen ANOVA mit Maxillaneigung als Faktor ergab weder für den sagittalen Fehler ($F(2,37) = 3,683$; $p = 0,035$ n.s. bei einem lok. a-Fehler von 0,002), noch für den transversalen Fehler ($F(2,37) = 0,946$; $p = 0,398$), noch für den 3D-Fehler ($F(2,37) = 3,130$; $p = 0,056$) einen statistisch signifikanten Unterschied.

3.5.5 Oberkieferprognathiegrad

Tabelle 31 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Übertragungsfehlers aufgeteilt nach Oberkieferprognathiegrad. Patienten mit prognather Oberkieferstellung zeigten in sagittaler sowie transversaler Dimension die größten Übertragungsfehler.

Tabelle 31: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach Oberkieferprognathiegrad

	retrognath (n = 11)		orthognath (n = 21)		prognath (n = 6)	
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)
Diff_FHOcP sag [°]	3,3	(3,4)	2,5	(2,8)	3,8	(2,2)
Diff_FHOcP trans [°]	-0,5	(1,4)	-0,7	(1,3)	-2,5	(1,7)
Diff_FHOcP 3D [°]	3,3	(3,1)	2,1	(2,9)	3,6	(2,5)

Die Durchführung der einfaktoriellen ANOVA mit Oberkieferprognathiegrad als Faktor ergab weder für sagittalen Fehler ($F(2,37) = 0,557$; $p = 0,578$), noch für den transversalen Fehler $F(2,37) = 4,528$; $p = 0,018$ bei einem lok. a-Fehler von 0,002), noch für den 3D-Fehler ($F(2,37) = 0,884$; $p = 0,42$) einen statistisch signifikanten Unterschied.

3.5.6 Sagittale *Porien*-Asymmetrie

Tabelle 32 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Übertragungsfehlers aufgeteilt nach sagittaler *Porien*-Asymmetrie. Der Übertragungsfehler in sagittaler Dimen-

sion war bei beiden Subgruppen gleich, unterschied sich allerdings in der transversalen Dimension. Der Unterschied in transversaler Dimension war statistisch signifikant.

Tabelle 32: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach sagittaler Porien-Asymmetrie sowie Ergebnisse des t-Tests

	symmetrisch (n = 21)		asymmetrisch (n = 17)		lok. α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
Diff_FHOcP sag [°]	3,0	(2,9)	3,0	(2,9)	0,05	0,990 n.s.
Diff_FHOcP trans [°]	-0,4	(1,3)	-1,6	(1,6)	0,017	0,010*
Diff_FHOcP 3D [°]	2,7	(3,0)	2,7	(2,8)	0,03	0,958 n.s.

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

3.5.7 Transversale *Porien*-Asymmetrie

Tabelle 33 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen des Übertragungsfehlers aufgeteilt nach transversaler *Porien*-Asymmetrie. Bei Patienten mit transversaler *Porien*-Asymmetrie zeigte sich ein größerer Übertragungsfehler in der transversalen Dimension. Der Unterschied zu den symmetrischen Patienten war nicht statistisch signifikant.

Tabelle 33: Deskriptive Statistik des Übertragungsfehlers (reale Differenzen) aufgeteilt nach transversaler *Porien*-Asymmetrie

	symmetrisch (n = 19)		Asymmetrisch (n = 19)		lok. α -Fehler	p-Wert
	Mittelwert	(SD)	Mittelwert	(SD)		
Diff_FHOcP sag [°]	3,0	(3,0)	2,9	(2,8)	0,05	0,917 n.s.
Diff_FHOcP trans [°]	-0,5	(1,3)	-1,4	(1,7)	0,017	0,084 n.s.
Diff_FHOcP 3D [°]	2,6	(3,1)	2,7	(2,7)	0,03	0,903 n.s.

n.s. = nicht signifikant, * = signifikant

4 Diskussion

4.1 Methodenkritik

4.1.1 Virtuell generiertes FRS

Statt der in der kieferorthopädischen Praxis üblichen FRS-Röntgenbilder wurden in dieser Studie aus 3D-DVT-Datensätzen generierte Fernröntgenseitenbilder verwendet, um die Patienten, die sich einer kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathithherapie unterziehen, keiner doppelten Strahlenbelastung aussetzen. Ein Vergleich zwischen tatsächlichen 2D-Fernröntgenseitenbildern und 3D-DVT-Röntgenbildern hätte die klinische Praxis realistischer nachgeahmt. Studien konnten allerdings zeigen, dass aus der digitalen Volumentomographie erzeugte 2D-Bilder mit konventionellen Fernröntgenseitenbildern bezüglich ihrer Genauigkeit vergleichbar sind (Gribel et al. 2011; Kumar et al. 2007). So kann davon ausgegangen werden, dass die Benutzung virtuell generierter Fernröntgenseitenbilder keinen negativen Einfluss auf die Genauigkeit der Messergebnisse hatte.

4.1.2 Genauigkeit des DVT

Dem in dieser Studie verwendete DVT-Gerät (Pax Zenith 3D, Vatech, Korea) wurde in einer anderen Studie hohe Genauigkeit und Vergleichbarkeit mit Computertomographie-Geräten attestiert (Chen et al. 2018). Bei der Herstellung von 3D-Röntgenbildern wurde in dieser Studie eine *Voxel*größe von 0,3 mm verwendet. Die *Voxel*größe beschreibt die Auflösung des 3D-Bildes, das bei der Aufzeichnung entsteht. Je kleiner die *Voxel*größe gewählt wird, desto schärfer bzw. genauer wird das entstehende 3D-Röntgenbild in der Theorie. Es konnte allerdings gezeigt werden, dass bei der Rekonstruktion von 3D-Röntgenbildern mit DVT-Geräten eine Erhöhung der Auflösung von 0,3 mm auf 0,15 mm *Voxel*größe keine signifikant erhöhte Genauigkeit erzielt (Sang et al. 2016).

Kleine *Voxel*größen sorgen allerdings für Probleme bei der anschließenden Datenverarbeitung, da 3D-Röntgenbilder mit hoher Auflösung (d.h. kleiner *Voxel*größe) eine deutlich verlängerte Zeit bei der Datenverarbeitung benötigen. Daher ist es effektiver für die Aufnahme von 3D-Röntgenbildern eine *Voxel*größe zu wählen, die einerseits eine ausreichend genaue Auflösung bietet und andererseits aber nicht zu große Datenmengen produziert.

Durch die Verwendung einer *Voxel*größe von 0,3 mm besteht theoretisch die Möglichkeit, dass bei den gemessenen Unterschieden zwischen 3D-Schädel-Röntgenbild und Gipsmodell Abweichungen von bis zu 0,6 mm allein durch die technische Limitation des DVT-Geräts entstehen. Diese Tatsache sollte bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden.

4.1.3 Patientenzahl

Da die Patienten noch in weitere Subgruppen eingeteilt worden sind, kann die Anzahl der Patienten, die an dieser Studie teilgenommen haben, als relativ gering angesehen werden. Man kann davon ausgehen, dass die hier aufgedeckten Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Planung im Zuge von Dysgnathie-therapie bei einer größeren Patientenzahl noch stärker in Erscheinung träten.

Durch die Gruppeneinteilung werden außerdem verschiedene morphologische Merkmale miteinander vermischt. Folglich können die morphologischen Merkmale nie vollständig unabhängig voneinander untersucht werden. Eine Einteilung, die die teilnehmenden Patienten nur nach einem einzigen morphologischen Merkmal gruppiert, ist allerdings in der Praxis nicht möglich, da davon ausgegangen werden kann, dass viele morphologische Merkmale miteinander vergesellschaftet sind und selten isoliert auftreten.

Dieser Studie standen keine symmetrischen und vertikal neutralen Klasse-I-Patienten zur Verfügung, da nur bei Patienten, die sich einer kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathie-therapie unterziehen, die Indikation zur digitalen Volumentomographie besteht. Möglicherweise ist die Genauigkeit der Gesichtsbogenübertragung bei eugnathen Klasse-I-Patienten höher als bei Patienten, bei denen die Indikation zur chirurgischen Dysgnathie-therapie besteht. Folglich lassen sich die Ergebnisse dieser Studie nur eingeschränkt auf die in der zahnärztlichen Prothetik übliche Anwendung des Gesichtsbogens zur Herstellung von festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz anwenden. Allerdings ist davon auszugehen, dass der beobachtete Fehler bzgl. der Inklinationsübertragung der Maxilla (steilere Inklination im Artikulator als im 3D-DVT) primär methodisch begründet ist. Damit wäre auch bei weitestgehend eugnathen Gesichtsschädelaufbau eine fehlerhafte Übertragung zu beobachten.

Die Tatsache, dass selbst bei einer relativ kleinen Patientenzahl bereits statistisch signifikante Unterschiede auftreten, sollte die Benutzung des Gesichtsbogens bei der Planung im Zuge von kombiniert kieferorthopädisch-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathie-therapie hinterfragen.

4.1.4 Verschiedene Behandler

Die Applikation des Gesichtsbogens zur Übertragung der Kieferrelationen in den Artikulator wurde von verschiedenen Behandlern durchgeführt. Wäre die Gesichtsbogen-

nahme von nur einem einzigen Behandler durchgeführt worden, könnten man die Ergebnisse als objektiver bezeichnen. Dagegen spricht, dass alle Behandler, die einen Gesichtsbogen an einem Patienten angelegt haben, erfahrene Zahnärzte, die sich in der Weiterbildung zum Fachzahnarzt für Kieferorthopädie befinden. Die Applikation des Gesichtsbogens wurde von allen Behandlern strikt nach Herstellerangaben durchgeführt. Außerdem konnten Bamber et al. zeigen, dass der Behandler keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Applikation des Gesichtsbogens hat (Bamber et al. 1996).

4.1.5 Inter-/Intrarater-Reliabilität

Die Bestimmung des Methodenfehlers, die durch die Anwendung einer Interrater- und einer Intrarater-Reliabilität durchgeführt wurde, zeigte über alle Messwerte gute bis exzellente Übereinstimmungen (Bewertung nach (Koo und Li 2016)). Reliabilität beschreibt dabei die Verlässlichkeit wissenschaftlicher Messungen.

Dabei zeigte die Intraraterreliabilität, dass die bei der Kephalemtrie verwendeten Fixpunkte nicht willkürlich sondern reproduzierbar gesetzt wurden. Die Ergebnisse der Intraraterreliabilität bestätigen die Ergebnisse von Lagravère et al., die ebenfalls Werte über 0,9 für die meisten Fixpunkte belegen (Lagravère et al. 2010).

Folglich erhält man bei den anschließenden Berechnungen mit diesen Werten auch reproduzierbare Ergebnisse.

Die Interrater-Reliabilität zeigt, dass die bei der Kephalemtrie verwendeten Fixpunkte zu einem hohen Grad objektiv, d.h. unabhängig von Behandler, gesetzt wurden.

Im Gegensatz zu Lagravère et al. (Lagravère et al. 2010) sowie Miloro et al. (Miloro et al. 2014), konnte diese Studie ebenfalls hohe Übereinstimmung bei Fixpunkten belegen, die sich außerhalb der Median-Ebene befinden (z. B. *Condylus*, *Gonion* und *Porion*).

Aus diesen Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass die bei dieser Forschungsarbeit verwendeten kephalometrischen Daten formal korrekt sind.

4.1.6 Gipsexpansion

Eine Beeinträchtigung der Genauigkeit bei der Übertragung der Kieferrelationen nach Gesichtsbogennahme kann durch eine Expansion des zur Fixierung der Gipsmodelle verwendeten Gipses entstehen (Bamber et al. 2001). Eine Beeinträchtigung der Planungsgenauigkeit, kann bei der Verwendung von Gips nie ausgeschlossen und auch nur schwierig quantifiziert werden. Durch die Verwendung eines Gipses mit einer minimalen Abbindeexpansion von $< 0,04\%$ (picodent Dental-Produktions- und Vertriebs-GmbH 2018) und unter strengster Einhaltung des Mischverhältnisses von Gipspulver und Wasser (43-45 ml dest. Wasser auf 100 g Pulver) bei einer Rührzeit unter Vakuum von 15 Sekunden kann die Expansion des Gipses zur Fixierung der Gipsmodell aller-

dings auf ein Minimum reduziert werden (Choi et al. 1999). Die Fixierung der Gipsmodelle im Artikulator wurde von erfahrenen Zahnmedizinischen Fachangestellten unter strenger Einhaltung der Gipsherstellerangaben durchgeführt.

4.2 Vergleich 2D/3D-Kephalometrie

Der Vergleich zwischen 2D-Kephalometrie auf Basis des Fernröntgenseitenbilds und 3D-Kephalometrie auf Basis des DVT-Datensatzes konnte Unterschiede zwischen den beiden Messmethoden darstellen. Einige dieser Messungen zeigten im Vergleich statistisch signifikante Unterschiede.

Im Folgenden soll diskutiert werden, welche Gründe dafür verantwortlich sein können.

4.2.1 Sagittale Messungen

Die sagittalen Winkel SNA und SNB zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie. Die Fixpunkte, die zur Messung dieser Winkel verwendet werden, liegen alle nahe der Median-Ebene bzw. weichen nur bei starker Gesichtsasymmetrie von dieser ab. Das bedeutet, dass eine dritte Dimension (die frontale Ebene) beim Erfassen dieser Winkel nur eine untergeordnete Rolle spielt bzw. nicht notwendig ist. So lässt sich erklären, dass die 2D-Kephalometrie auf Basis eines Fernröntgenseitenbildes ähnliche kephalometrische Ergebnisse hervorbringt wie die 3D-Kephalometrie am 3D-Schädelmodell. Diese Ergebnisse bestätigen, die von Gateno et al. an künstlichen Schädelmodellen gefundenen Messergebnisse bezüglich des Winkels SNA, bei dem es bei der Anwendung der 2D-Messmethode zu keiner Verzerrung kommt (Gateno et al. 2011b).

4.2.2 Vertikale Messungen

Im Gegensatz zu den sagittalen Messungen, kam es bei den vertikalen Messungen ML/NL, ML/NSL, Kieferwinkel (Cond/Go/Me) und Index zu statistisch signifikanten Unterschieden.

Beim Winkel ML/NL handelt es sich um einen Winkel, dessen Fixpunkte zum Teil (*Gonion*) außerhalb der Median-Ebene liegen, d.h. die dritte Dimension (frontale Ebene) ist für die Lokalisierung dieses Punktes notwendig und beeinflusst die Messung dieses Winkels.

Gateno et al. (Gateno et al. 2011b) kamen in ihrer Studie, die 2D- und 3D-Messungen an künstlichen Schädelmodellen verglich, zu ähnlichen Ergebnissen bezüglich vertikaler kephalometrischer Messungen. Sie erklärten die Tatsache, dass diese Messungen bei der 2D-Messmethode verzerrt werden, damit, dass die Punkte nicht orthogonal auf die

Filmebene projiziert werden, und dass die relative Position der Fixpunkte zur Median-Ebene bei asymmetrischen Patienten die Genauigkeit der 2D-Messmethode verzerrt.

Ein weiterer Aspekt, der die Genauigkeit dieser Winkelmessung beeinflusst, ist die Tatsache, dass *Gonion* ein paariger Fixpunkt ist, der sowohl auf der linken als auch auf der rechten Seite des Schädels vorkommt. Bei der 2D-Kephalometrie auf Basis eines Fernröntgenseitenbildes kann diese Tatsache nicht berücksichtigt werden. Sofern diese Punkte bei der Herstellung des Fernröntgenseitenbildes in einem Strahlengang liegen, stellt dies kein Problem dar. Ist dies nicht der Fall, müssen linker und rechter Punkt interpoliert, d.h. gemittelt werden, was wiederum die Genauigkeit der Winkelmessung beeinflusst (siehe Abbildung 39) und ein in der Kephalmetrie bekanntes Problem darstellt (Yen 1960; Segner und Hasund 2003).

Die Ergebnisse dieser Studie, bestätigen ebenfalls die von Miloro et al. gefundenen Ungenauigkeiten bei der korrekten Lokalisierung von Fixpunkten am Fernröntgenseitenbild. Vor allem die Punkte *Porion*, *Condylus* und *Gonion* zeigten Abweichungen (Miloro et al. 2014).



Abbildung 39: Interpolierung am Fernröntgenseitenbild am Beispiel des Punktes Go (Screenshot aus OnyxCeph, eigens modifiziert)

Hinzukommt, dass der Punkt *Spina Nasalis Posterior* (Snp), der zur Definition der Nasalebene benötigt wird, in der konventionellen 2D-Kephalometrie nicht lokalisierbar ist. Stattdessen muss der konstruierte Fixpunkt *Pterygomaxillare* als

„Schnittpunkt der dorsalen Kontur des Corpus Maxillae mit der Kontur des harten bzw. weichen Gaumens“ (Segner und Hasund 2003)

zur Definition der Nasallinie herangezogen werden. In der 3D-Kephalometrie dagegen kann die *Spina Nasalis Posterior* zur Definition der Nasallinie direkt am 3D-Schädelmodell von kaudal durch die Schädelöffnung (siehe Abb. 40) lokalisiert werden (Zinser et al. 2013; Swennen et al. 2006).

Beide oben beschriebenen Problematiken stellen potentielle Fehlerquellen bei den Messungen des Winkels ML/NL in der 2D-Kephalometrie dar.

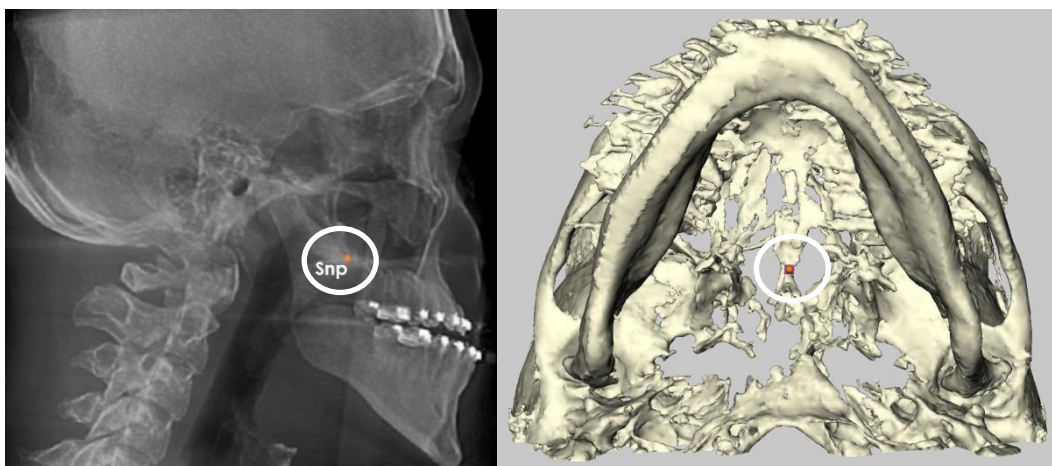


Abbildung 40: Lokalisierung des Punktes Spina Nasalis Posterior am FRS (links) und am 3D-Schädelmodell (rechts) (Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

Bei der Messung des Winkels ML/NSL kam es ebenfalls zu statistisch signifikanten Unterschieden zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie. Wie auch Winkel ML/NL, ist ML/NSL einerseits ebenfalls durch die Lokalisierungsproblematik des Punktes *Gonion* betroffen, andererseits stellt die Lokalisierung der *Sella Turcica* eine weitere potentielle Fehlerquelle dar. Während im 2D-Fernröntgenseitenbild die *Sella Turcica* durch knöcherne Überlagerungen des Keilbeins nur unscharf abgebildet wird und darüber hinaus zusätzlich auf die Median-Plane projiziert wird, kann im 3D-Röntgenbild eine exakte Lokalisierung in den sagittalen, transversalen und koronalen Schichten des DVTs erfolgen (Swennen et al. 2009) (siehe Abb. 41). So können bei der Messung des Winkels ML/NSL durch die Verwendung 3D-Röntgenbilder eine Reihe von Ungenauigkeiten vermieden werden.

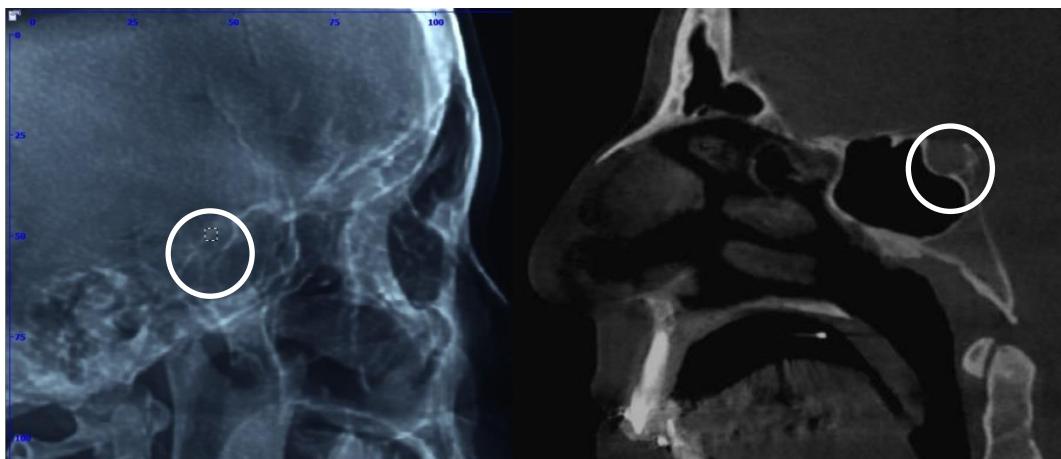


Abbildung 41: Lokalisierung der Sella Turcica im FRS (links) und in den DVT-Schichten (rechts)
(Screenshots aus Maxilim, eigens modifiziert)

Es ist auffällig, dass die Berechnung des Index-Wertes sich zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie statistisch signifikant voneinander unterschied, obwohl alle Fixpunkte, die zur Verwendung der Indexberechnung herangezogen wurden, innerhalb oder zumindest nahe der Median-Ebene (*Nasion*, *Sp'*, *Menton*) lagen. Die statistisch signifikanten Unterschiede bei dieser Messung können allerdings wie oben bereits beschrieben mit der Tatsache, dass vertikale Messungen nicht orthogonal auf die Filmebene projiziert werden, erklärt werden (Gateno et al. 2011b). Für eine korrekte Berechnung des Index-Wertes bei der 3D-Kephalometrie spricht auch die Tatsache, dass der Winkel ML/NL eine ähnliche Tendenz zeigt. Beide Werte lassen durch ihre Interpretation Rückschluss auf die vertikale Relation des Patienten zu. Sowohl der Index-Wert als auch der Winkel ML/NL beschreiben durch die gemessenen Mittelwerte bei der 3D-Kephalometrie offenere vertikale Relationen als bei der 2D-Kephalometrie.

Der Kieferwinkel wurde am 3D-Schädelmodell kleiner gemessen als am 2D-FRS-Bild. Der Unterschied war statistisch signifikant. Wie auch beim Winkel ML/NL liegen die Fixpunkte für die Berechnung des Kieferwinkels teilweise außerhalb der Median-Ebene (*Condylus* und *Gonion*). Dazu kommt, dass neben *Gonion* auch der Fixpunkt *Condylus* paarig ist, wodurch seine Lokalisierung durch knöcherne Überlagerung im Röntgenbild (wie oben beschrieben) erschwert ist. Ungenauigkeiten bei der Lokalisierung dieses Punktes wurden bereits von anderen Autoren beschrieben (Miloro et al. 2014).

4.2.3 Dento-basale Messungen

Bei den dento-basalen Messungen zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede beim Winkel Uk1/ML. Dieser Winkel beschreibt die Stellung der Unterkiefer*incisivi* in Relation zur Mandibularebene.

Im Vergleich zu den anderen dento-basalen Messungen fällt erneut auf, dass der Winkel Uk1/ML teilweise (*Gonion*) durch außerhalb der Medianebene liegende Fixpunkte definiert und somit durch die fehlende Frontalebene beeinflusst ist. Es kann davon ausgegangen werden, dass auch dieser Unterschied zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie ebenfalls dieser Problematik geschuldet ist.

Die bereits oben erwähnte Studie von Li et al, die tatsächliche 2D-FRS-Röntgenbilder mit 3D-DVT-Bildern verglich, konnte bei allen ihren Messungen (sagittale, vertikale, dento-basale und lineare) statistisch signifikante Unterschiede feststellen und begründet diese Unterscheide mit den bekannten bereits oben beschriebenen Nachteilen der 2D-Bildgebung (Bildüberlagerungen, Verzerrungen, falsche Kopfpositionierung während der Aufnahme) (Li et al. 2017).

4.2.4 Grundsätzliche Unterschiede 2D/3D

Zusätzlich zu den oben beschriebenen Gründen, die zu unterschiedlichen Ergebnissen zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie geführt haben, muss noch ein weiterer wichtiger Aspekt bedacht werden: Sollen 2D- und 3D-Messungen miteinander verglichen werden, so ist zu beachten, dass die festgelegten Standardwerte für die kephalometrische Analyse von kieferorthopädischen Patienten auf Basis der Technik des Fernröntgenseitenbilds festgelegt wurden (Hofrath 1931). Diese konventionelle 2D-Analyse beinhaltet in ihren standardisierten Werten also bereits potentielle Ungenauigkeiten, die durch das Fehlen der dritten Dimension entstehen, wie Experimente an Schädelmodellen bereits zeigen konnten (Gateno et al. 2011b).

So unterstreichen die Ergebnisse dieser Arbeit die Annahme, dass eine 3D-Kephalometrie an einem 3D-Schädelmodell auch andere Normwerte als ein 2D-FRS-Röntgenbild erzeugt. Dies ist der Tatsache geschuldet, dass die 3D-Position eines Punktes im Raum die Relation zu anderen Punkten beeinflusst (wie bereits unter 1.2. beschrieben). So muss geschlussfolgert werden, dass die 2D-Kephalometrie die Winkel am Schädel nicht falsch, sondern zwangsläufig anders als die 3D-Kephalometrie misst. Auch wenn es in der Literatur bereits Anleitungen für computergestützte 3D-Planungsroutinen mit 3D-Kephalometrien (Swennen et al. 2006; Gateno et al. 2011b; Plooij et al. 2011) gibt, stellen diese Studien, keine standardisierten Richtwerte 3D-Kephalometrie dar, sondern beziehen sich auf die konventionellen 2D-Werte. Objektiv kann lediglich festgestellt werden, dass wenn man die 2D- und 3D-Kephalometrie eines Patienten miteinander vergleicht, es zu teilweise statistisch signifikant unterschiedlichen Messwerten kommt, die auf die fehlende dritte Dimension zurückzuführen sind.

Es liegt dann am behandelnden interdisziplinären Team aus Kieferorthopäden und Chirurgen, die 3D-Kephalometrie im Vergleich zur 2D-Kephalometrie korrekt zu interpretieren. So sollte man in der Zukunft versuchen, sich auf neue standardisierte Normwerte

innerhalb der 3D-Kephalometrie zu einigen. Diese standardisierten 3D-Werte werden sich zwangsläufig von den konventionellen 2D-Normwerten unterscheiden müssen.

4.3 Vergleich zwischen Artikulator und DVT

Beim Vergleich zwischen Gipsmodell und 3D-Schädelmodell zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede beim Winkel zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusallplanum. Hierbei wurden nicht nur – wie bisher in der Literatur (Walker et al. 2008; Zizelmann et al. 2012) – der sagittale Anteil des Winkels quantifiziert, sondern ebenfalls der transversale Anteil sowie der vollständige 3D-Winkel zwischen FH und OcP im dreidimensionalen Raum.

4.3.1 3D-Fehler

Da eine Interpretation dreidimensionaler Größen in der kieferorthopädischen sowie mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Praxis nicht alltäglich ist, erleichtert die Aufteilung dieses Winkels in einen sagittalen (*pitch*) und transversalen Anteil (*roll*) seine Interpretation und vereinfacht dadurch auch die Erklärung klinischer Auswirkungen.

Dies zeigt, dass der sagittale Anteil des Fehlers mit $3,3^\circ$ im Vergleich zum transversalen Anteil von $1,4^\circ$ (absolute Differenzen) einen größeren Einfluss auf den dreidimensionalen Übertragungsfehler hat. Folglich entsteht bei der Gesichtsbogenübertragung in der sagittalen Dimension ein gravierenderer Fehler als in transversaler Dimension.

4.3.2 Sagittaler Fehler

Beim Vergleich des sagittalen Anteils des Winkels FH/OcP zwischen Gipsmodell und 3D-Schädelmodell zeigte sich ein Winkel von $+3^\circ$ (reale Differenzen), d.h. das Gipsmodell wurde durch die Übertragung mithilfe des Gesichtsbogens im Mittel 3° steiler im Artikulator fixiert. Die Berechnung der absoluten Differenzen zeigte, dass der Gesichtsbogen generell bei der Übertragung des Oberkiefergipsmodells einen Fehler von $3,3^\circ$ in sagittaler Richtung produziert.

Der in dieser Forschungsarbeit berechnete durchschnittliche Übertragungsfehler von 3° (maximal $8,3^\circ$) ist dabei noch als gering anzusehen. In diesem Zusammenhang erscheinen die Maximalwerte interessanter als die Durchschnittswerte, da vor allem diese enttäuschende OP-Ergebnisse zur Folge haben könnten. Vergleichbare Forschungsarbeiten fanden Maximalwerte von $18,9^\circ$ (Zizelmann et al. 2012) und sogar 26° (Walker et al.

2008). So kann davon ausgegangen werden, dass im klinischen Alltag beträchtliche Schwankungen der Genauigkeit der Gesichtsbogenübertragung zu Fehlern von starkem Ausmaß führen.

Bei einem zu steilen Winkel FH/OcP kommt es bei einer chirurgischen Dysgnathietherapie zu bekannten Fehlern. Wenn man weiß, mit welchem Fehler das Oberkiefergipsmodell zu steil im Artikulator fixiert wurde, kann vorhergesagt werden, inwiefern sich ein zu steiler sagittaler Winkel FH/OcP auf das OP-Resultat auswirkt (siehe Tabelle 34). Bei einer beispielsweise geplanten Vorverlagerung des Oberkiefers, kommt es zu einer geringeren Vorverlagerung und zu einer zusätzlichen Verlagerung des Oberkiefers nach kaudal (Barbenel et al. 2010).

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, konnte in einer Reihe von Studien nachgewiesen werden (Pitchford 1991; Bailey und Nowlin 1984; Lauciello und Appelbaum 1978; Ellis et al. 1992; Barbenel et al. 2010), dass mithilfe des Gesichtsbogens nicht der Winkel zwischen Frankfurter Horizontalen und Okklusallplanum, sondern stattdessen der Winkel zur sog. *axis orbitale plane* (Pitchford 1991), die einen Winkel von 7° zur Frankfurter Horizontalen bildet, in den Artikulator übertragen wird.

Folglich müssen die in dieser Studie gemessenen sagittalen Werte anders interpretieren werden, d.h. dass nicht ein Übertragungsfehler zwischen 3D-Schädelmodell und Gipsmodell von 0° eine korrekte Übertragung beschreibt, sondern ein Übertragungsfehler von ca. 7° . Die Tatsache, dass in dieser Studie im Mittel ein Übertragungsfehler von 3° in sagittaler Dimension gemessen wurde, bedeutet folglich, dass die Oberkiefergipsmodelle im Mittel 4° zu flach im Artikulator fixiert wurden.

Tabelle 34: postoperative Auswirkungen des Übertragungsfehlers in sagittaler Dimension (Barbenel et al. 2010)

	zu steiler Winkel	zu flacher Winkel
OK-Vorverlagerung	weniger Vorverlagerung zusätzliche Vertiefung	weniger Vorverlagerung zusätzliche Impaktierung
OK-Rückverlagerung	weniger Rückverlagerung zusätzliche Impaktierung	weniger Rückverlagerung zusätzliche Vertiefung
OK-Impaktierung	weniger Impaktierung zusätzliche Vorverlagerung	weniger Impaktierung zusätzliche Vorverlagerung
OK-Vertiefung	weniger Vertiefung zusätzliche Rückverlagerung	weniger Vertiefung zusätzliche Rückverlagerung

Vor allem wenn bei der Dysgnathieoperation durch eine falsche Modell-OP eine zusätzliche, nicht eingeplante Impaktierung resultiert, kann dies zu intraoperativen Problemen führen. Zur korrekten Platzierung des Oberkiefers wird dann mehr Platz benötigt als vorhanden ist, da keine zusätzliche Osteotomie zur nun resultierenden Impaktierung geplant war.

Eine zu steile oder zu flache Fixierung des Oberkiefers im Artikulator hat darüber hinaus auch Auswirkungen auf die postoperative Position des Unterkiefers, da dieser bei der Umstellungsosteotomie kongruent zum Oberkiefer fixiert wird, und darüber hinaus auf den Profilverlauf des Patienten.

Eine verstärkte Kinnprominenz, ein verlängertes Untergesicht und eine damit in Verbindung stehende offenere vertikale Relation können die postoperative Folge sein, wenn bei der Gesichtsbogenübertragung der Oberkiefer zu steil im Artikulator fixiert wird. Ästhetische und funktionelle Probleme, die potentiell zu Okklusionsstörungen und Kiefergelenksproblemen führen, können dabei nicht ausgeschlossen werden, was zu kieferorthopädischer oder gar mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Nachbehandlung führen kann.

Analog zu einer zu steilen Fixierung des Oberkiefers besteht auch die Möglichkeit, dass der Oberkiefer zu flach im Artikulator fixiert wird. Dieser Fehler hätte eine Abschwächung der Kinnprominenz und eine Verringerung der vertikalen Dimension zur Folge. Auch wenn Komplikationen nach dysgnathiechirurgischen Eingriffen eher selten auftreten (Kim und Park 2007), besteht die Gefahr von postoperativen Okklusionsstörungen, die einerseits eine Beeinträchtigung der Kaufunktion (Iwase et al. 1998) und andererseits ggf. Kiefergelenksproblematiken zur Folge haben können (Alanen 2002; Le Bell et al. 2002).

In diesem Zusammenhang sollte auch erwähnt werden, dass der Gesichtsbogen nicht für die Anwendung zur Planung von Dysgnathiechirurgie entwickelt wurde, sondern der zahnärztlichen Prothetik entstammt. Die ersten Versionen des Gesichtsbogens wurden bereits im 19. Jahrhundert von Bonwill und Balkwill unabhängig voneinander eingesetzt, um bei zahnlosen Patienten im Zuge der Herstellung von Totalprothesen die Kieferrelationsbestimmungen durchzuführen (Brandrup-Wognsen 1953). Eine stetig weiterentwickelter Gesichtsbogen fand später dann auch Einzug in die Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie (Turvey 1982). Da jedoch der Übertragungsfehler zum Großteil methodischen Ursprungs zu sein scheint, ist davon auszugehen, dass auch bei der Behandlung von Patienten auf dem Gebiet der zahnärztlichen Prothetik ähnliche Fehler bestehen. Die Literatur bestätigt diesen Verdacht (Ruzicka und Schindler 2007; Morneburg et al. 2010; Farias-Neto et al. 2013).

4.3.3 Transversaler Fehler

Der Vergleich des transversalen Anteils des Winkels FH/OcP zwischen Gipsmodell und 3D-Schädelmodell zeigte, dass der Gesichtsbogen bei der Übertragung des Oberkiefergipsmodells einen Fehler von $1,4^\circ$ in transversaler Richtung produziert (absoluten Differenzen).

Der *roll*, also der transversale Fehler bei der Gesichtsbogenübertragung, ist im Vergleich zum sagittalen Übertragungsfehler (*pitch*) zwar weniger stark, allerdings auch weniger vorhersagbar, da es jeweils in ca. der Hälfte der Fälle ein *roll* in Uhrzeigerichtung bzw. gegen Uhrzeigerichtung kommt. Ein transversaler Übertragungsfehler kann zwei klinische Probleme zur Folge haben: Der *roll* tritt im Artikulator entweder stärker in Erscheinung als er in Wirklichkeit ist, oder er zeigt sich durch die fehlerhafte Übertragung weniger stark und wird dadurch kaschiert.

Auch wenn die Indikation zur Korrektur des Oberkiefer*rolls* klinisch mitbeurteilt wird, führt eine fehlerhafte Übertragung des Oberkiefermodells in den Artikulator möglicherweise zu fehlerhafter Befundung, was ggf. auch Auswirkungen auf die Indikationsstellung haben kann. Bei der OP-Planung könnte es folglich durch den Versuch diesen fehlerhaften *roll* zu korrigieren zu einer Überkorrektur und damit zu einem postoperativen *roll* in die entgegengesetzte Richtung kommen. Bei einer Kaschierung des *rolls* durch eine fehlerhafte Gesichtsbogenübertragung könnte in der Folge eine Korrektur einer transversalen Kippung übersehen und folglich auch nicht chirurgisch korrigiert werden.

In beiden Fällen induziert der transversale Anteil des Übertragungsfehlers einen ungewünschten postoperativen *roll* des Oberkiefers in transversaler Richtung, der in seinem Ausmaß direkt mit der Größe des Übertragungsfehlers in transversaler Richtung korreliert ist.

Auch wenn Laien eine Oberkieferkippung erst ab einem Unterschied im Seitenvergleich von 3 mm wahrnehmen (Kokich et al. 1999), kann davon ausgegangen werden, dass der Patient selbst das postoperative Ergebnis seiner Dysgnathitherapie kritischer einschätzen wird (Kiyak und Zeitler 1988).

Dieser *roll* in der transversalen Ebene führt einerseits zu einer postoperativen Kippung der Oberkieferebene in transversaler Dimension bei der Le-Fort-I-Osteotomie und andererseits zusätzlich zu einem *roll* des Unterkiefers, da dieser in kongruenter Okklusion zum Oberkiefer bei der sagittalen Spaltosteotomie während der UK-Vor- bzw. Rückverlagerung positioniert wird. Diese chirurgischen Fehler können nicht nur die intraoralen Positionen von Ober- und Unterkieferebene beeinflussen, sondern haben auch Auswirkungen auf die darüber liegenden Weichteile und bieten dadurch die Gefahr einer durch die Umstellungsosteotomie induzierten Gesichtssymmetrie des Patienten.

4.3.4 Ursachen für den Übertragungsfehler

Durch die Gruppierung der Patienten nach bestimmten morphologischen Merkmalen sollte nach patientenspezifischen Eigenschaften gesucht werden, die einen Einfluss auf die Gesichtsbogenübertragung ausüben.

Die Vermutung, dass die Gesichtsbogenübertragung bei Klasse-II-Patienten einen größeren Fehler produziert als bei Klasse-III-Patienten (McCance et al. 1992), zeigte sich tendenziell auch in dieser Studie, war statistisch allerdings nicht signifikant ($p = 0,121$).

Ein morphologisches Merkmal, das die Gesichtsbogenübertragung negativ beeinflusst, konnte durch diese Forschungsarbeit allerdings identifiziert werden: So zeigte sich, dass bei Patienten, die eine sagittale *Porien*-Asymmetrie aufweisen, der Gesichtsbogen einen statistisch signifikant größeren Übertragungsfehler in der transversalen Ebene produziert als bei Patienten ohne sagittale *Porien*-Asymmetrie.

Möglicherweise erlaubt die Steifigkeit des oberen Teils des Gesichtsbogens, der in den äußeren Gehörgängen des Patienten fixiert wird, keine patientenindividuelle Übertragung der morphologischen Verhältnisse in den Artikulator. Dazu passt, dass Choi et al herausfanden, dass die äußeren Gehörgänge, die zur Gesichtsbogenübertragung verwendeten werden, keinen kongruenten Abstand zum anatomischen *Porion* bilden. Außerdem wiesen vor allem Patienten mit ausgeprägter Gesichtsasymmetrie und Oberkieferkipfung ebenfalls Asymmetrien der äußeren Gehörgänge auf (Choi et al. 2015). Wenn die äußeren Gehörgänge nicht kongruent mit dem zur Konstruktion der Frankfurter Horizontalen verwendeten *Porien* sind, kann folglich mithilfe des Gesichtsbogens keine korrekte Übertragung dieser Referenzebene in den Artikulator erfolgen. Dies scheint sich eher auf den transversalen Anteil des Winkels FH/OcP als auf den sagittalen Anteil auszuwirken.

Darüber hinaus haben die Ergebnisse Hinweise auf mögliche morphologische Eigenschaften gegeben, die die Gesichtsbogenübertragung beeinflussen könnten: So provozierten Patienten mit Gesichtsasymmetrie einen stärkeren Übertragungsfehler des Gesichtsbogens in transversaler Dimension ($p = 0,158$). Darüber hinaus zeigten Patienten mit anteriorer Maxillaneigung einen verstärkten Übertragungsfehler des Gesichtsbogens in sagittaler Dimension ($p = 0,035$). Ohne Bonferroni-Korrektur wäre dieser p-Wert als statistisch signifikant identifiziert worden. Gleiches gilt für Patienten mit prognathen Oberkieferstellung: Bei diesen Patienten wurde ein verstärkter Übertragungsfehler in transversaler Dimension diagnostiziert, der ebenfalls ohne Bonferroni-Korrektur als statistisch signifikant identifiziert worden wäre ($p = 0,018$).

Außerdem zeigten Patienten mit transversaler *Porien*-Asymmetrie vergrößerte Übertragungsfehler in transversaler Relation ($p = 0,084$). Patienten mit neutraler vertikaler Relation zeigten einen vergrößerten Übertragungsfehler in transversaler Relation ($p = 0,082$).

Für eine genauere Untersuchung dieser Merkmale sind anschließende Studien mit einer weiter differenzierten Patientenklassifikation sowie eine neutrale Kontrollgruppe indiziert. Die Methodik und die Daten dieser Studie könnten als Basisuntersuchung herangezogen werden.

4.4 Klinische Auswirkungen und Ausblick

4.4.1 2D- versus 3D-Bildgebung

Inwiefern die festgestellten Ungenauigkeiten der 2D-Kephalometrie Auswirkungen auf die Planung einer chirurgischen Umstellungsosteotomie hat, muss bei jedem Einzelfall im Gesamtzusammenhang mit dem übrigen Befund bewertet werden. Die für die Dysgnathieplanung wichtigen sagittalen Messungen, die die anterior-posteriore Position des Ober- und Unterkiefers zum Schädel beschreiben (SNA und SNB), zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie.

Vertikale Messungen (ML/NL, ML/NSL, Kieferwinkel und Index-Wert) zeigten allerdings statistisch signifikante Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie. Die Patienten wurden durch die 3D-Kephalometrie vertikal offener dargestellt als in der 2D-Kephalometrie. Auch wenn die Indikation zur Bissschließung im ersten Planungsschritt klinisch gestellt wird, könnte die kephalometrische Analyse dazu führen, dass Patienten im Zuge der Chirurgieplanung bezüglich ihrer vertikalen Relation offener wahrgenommen werden und eine Neutralisierung bzw. Schließung des offenen Bisses angestrebt wird. Es ist davon auszugehen, dass die Patienten nicht wirklich offenere vertikale Relationen aufweisen: Ihre kephalometrischen Werte sind den generellen strukturellen Unterschieden zwischen 2D und 3D geschuldet und bedürfen einer anderen Interpretation.

Von größerer Relevanz erscheint die klinische Befundung des transversalen Anteils der Kephalometrie, da Fehler dieser Art Auswirkungen auf die vom Patienten möglicherweise verstärkt wahrgenommene Gesichtssymmetrie haben.

Leichte Ausprägungen von Gesichtsasymmetrien kommen bei allen Menschen vor und werden bis zu einem gewissen Grad nicht als unästhetisch wahrgenommen. Ab welchem Grad eine Gesichtsasymmetrie wahrgenommen und als unästhetisch identifiziert wird, wird von einer Vielzahl weicheiliger Faktoren wie Kieferwinkeldifferenz (Lee et al. 2010) und *Menton*abweichung (Masuoka et al. 2005) beeinflusst und unterliegt der

persönlichen Betrachtung des Patienten oder des behandelnden Kieferorthopäden (Lee et al. 2010). Aus diesem Grund sollte bei der präoperativen Befunderhebung von Dysgnathiepatienten zwingend eine korrekte Beurteilung von Gesichtsasymmetrien wie *Menton*abweichung und Kieferwinkeldifferenz stattfinden. Die bereits seit den 1930er Jahren in der Kieferorthopädie verbreiteten Anterior-Posterior-Röntgenbilder (a.p.-Projektion) erlauben dabei zwar eine Detektion von Asymmetrien anhand eines Links-Rechts-Vergleiches der knöchernen Strukturen (z. B. die Prominenz des Kieferwinkels), sind bei der Detektion von Kinnabweichungen (*Menton*abweichungen) deutlich weniger genau als DVT-Röntgenbilder (Damstra et al. 2013). Für eine korrekte Detektion von Gesichtsasymmetrien ist das DVT-Röntgenbild die bessere Wahl, da die Abweichung des *Mentons* von der Gesichtsmittellinie als wichtigste Größe zur Beurteilung von Gesichtsasymmetrien gilt (Masuoka et al. 2005).

Darüber hinaus war ein Ziel dieser Studie, die 2D- und 3D-Kephalometrie bezüglich ihrer Unterschiede bei verschiedenen Arten von Dysgnathien zu untersuchen. Dabei konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Patienten mit einer Dysgnathie in sagittaler, vertikaler oder transversaler Dimension nachgewiesen werden. Daraus lässt sich schließen, dass die individuellen morphologischen Eigenschaften des Patienten keinen Einfluss auf die Genauigkeit der 2D-Kephalometrie haben, sondern dass generelle der Technik geschuldete Abweichungen (Gateno et al. 2011a, 2011b; Li et al. 2017) bei der 2D-Kephalometrie bestehen.

Die Forschungsergebnisse belegen eine reduzierte Genauigkeit des FRS-Röntgenbildes. Die Messung von Winkeln im dreidimensionalen Raum anhand 2D-Kephalometrie, wie sie am Gesichtsschädel zur Diagnostik durchgeführt werden, führen zur 3D-Kephalometrie unterschiedlichen Ergebnissen, da Ungenauigkeiten durch die fehlende dritte Dimension, durch die erschwerte Lokalisation der Fixpunkte und weitere technisch bedingte Unterschiede entstehen. Für die flächendeckende Benutzung dreidimensionaler Kephalometrie werden folglich allgemein gültige standardisierte Kephalometriewerte, wie sie für die 2D-Kephalometrie bereits existieren, benötigt. Diese Werte müssten entweder anhand großer Patientenzahlen generiert oder anhand mathematischer Berechnungen erzeugt werden.

Letztendlich ist noch anzumerken, dass die kephalometrische Analyse nur einen Teil der Informationen darstellt, auf deren Basis die Chirurgieplanung erfolgt. Laterale und frontale Fotografien bzw. 3D-Weichteildaten der Patienten, intraorale Fotos der Zahnbögen sowie die Analyse der Gipsmodelle (bzw. der virtuellen Modelle) von Ober- und Unterkiefer dienen darüber hinaus der Analyse und als Planungsgrundlage.

4.4.2 Ausblick und Anwendung des Gesichtsbogens im klinischen Alltag

Der Gesichtsbogen als zweiter Aspekt der Planung der Dysgnathie­therapie in dieser Studie konnte ebenfalls als potentielle Fehlerquelle identifiziert werden. Diese Arbeit deckte zusätzlich zu dem bereits bekannten Übertragungsfehler in der sagittalen Dimension einen Übertragungsfehler in der transversalen Dimension auf, durch den während der Planung im Zuge der Dysgnathie­therapie Asymmetrien entweder übersehen werden oder ggf. postoperativ entstehen können.

Bei fast allen Patienten, egal welche Dysgnathie sie aufwiesen, zeigte die Analyse der Gesichtsbogenübertragung ähnliche Ungenauigkeiten. Lediglich Patienten, die eine sagittale *Porien*-Asymmetrie aufwiesen, provozierten stärkere transversale Übertragungsfehler als Patienten ohne *Porien*-Asymmetrie, was möglicherweise auf inkongruente Positionen zwischen den äußeren Gehörgängen und *Porien* zurückzuführen ist.

Zur genaueren Untersuchung dieses Forschungsergebnisses wäre es empfehlenswert, in anknüpfenden Studien den Einfluss der *Porien*-Asymmetrie auf die Gesichtsbogenübertragung mit einer größeren Patientengruppe zu analysieren. Möglicherweise tritt bei einer größeren Anzahl teilnehmender Patienten der Effekt noch stärker in Erscheinung und nimmt ggf. auch Einfluss auf den sagittalen Anteil des Übertragungsfehlers.

Auch wenn bei Patienten, die keine *Porien*-Asymmetrie aufweisen, die Gesichtsbogenübertragung genauer war als bei Patienten mit *Porien*-Asymmetrie, ist ein Einsatz des traditionellen Gesichtsbogens zur Planung von Dysgnathiechirurgie auch bei diesen Patienten nicht zu empfehlen. Inwiefern eine *Porien*asymmetrie Auswirkungen auf die Gesichtsbogenübertragung mit individuell justierbaren Gesichtsbogen/Artikulatorsystemen hat, könnte darüber hinaus in anknüpfenden Studien untersucht werden. Möglicherweise kann eine *Porien*asymmetrie mit Hilfe von Gesichtsbögen, die weniger starre bzw. individuell adjustierbare Gestelle aufweisen, die anatomischen Verhältnisse von Patienten mit *Porien*asymmetrie genauer übertragen.

Da sich allerdings Ungenauigkeiten bei der Übertragung der Oberkieferposition zum Gesichtsschädel auch bei allen übrigen Patienten nicht ausschließen lassen und darüber hinaus ein Großteil der Asymmetrien, darunter auch *Porien*-Asymmetrien, ohne 3D-Bildgebung nicht ausschließen bzw. diagnostizieren lassen, sollte die Indikation zur 3D-Bildgebung bei allen Patientengruppen für eine Dysgnathie­therapie gestellt werden. Wenn eine 3D-Bildgebung zur Diagnostik angefertigt wird, ist es ratsam auch von allen Vorteilen der computergestützten Planung Gebrauch zu machen.

Eine konventionelle Planung im Zuge der Dysgnathie­therapie kann bei den heutzutage existierenden Möglichkeiten bezüglich Bildgebung und computergestützter Planung, wie die Untersuchungsergebnisse dieser Forschungsarbeit belegen, nicht mehr als zeitgemäß erachtet werden.

5 Zusammenfassung

Die weit verbreitete konventionelle Planung von Dysgnathieerapie basierend auf 2D-Bildgebung sowie mit Gesichtsbogen übertragenen Gipsmodellen von Ober- und Unterkiefer kann dank des Einzugs der 3D-Bildgebung seitens der digitalen Volumentomographie und moderner computergestützter Planungssoftware auf Genauigkeit untersucht werden. Diese Arbeit sollte die konventionelle Planungsmethode mit der computergestützten 3D-Planungsmethode vergleichen und dabei potentielle Fehlerquellen bei der konventionellen 2D-Planung aufdecken. Im Zuge dessen sollte zum einen die 2D-Radiographie mittels Fernröntgenseitenbild mit auf DVT-Daten basierenden 3D-Röntgenbildern verglichen werden. In einem zweiten Schritt sollte die Genauigkeit des zur Planung benutzten Gesichtsbogens überprüft werden. Dazu wurde der Winkel zwischen der Frankfurter Horizontalen und dem Okklusallplanum am Gipsmodell und am 3D-Schädelmodell in allen drei Dimensionen miteinander verglichen. Der dabei gemessene Übertragungsfehler sollte quantifiziert und seine klinischen Folgen diskutiert werden.

Der Vergleich zwischen 2D- und 3D-Kephalometrie deckte statistisch signifikante Unterschiede bei einigen Messungen auf. Vor allem Messungen, die auf Fixpunkten, die außerhalb der Median-Ebene oder intraossär liegen und damit im 2D-Röntgenbild nur näherungsweise lokalisierbar sind oder aufgrund von knöchernen Überlagerungen nur ungenau dargestellt werden, basieren, produzieren Ungenauigkeiten im Vergleich zu ihren dreidimensionalen Pendanten am 3D-Schädelmodell.

Um zu überprüfen, ob die Morphologie des Patienten Einfluss auf Ungenauigkeiten bei der konventionellen 2D-Kephalometrie hat, wurden die Patienten bezüglich ihrer skelettalen Klasse sowie Gesichtsasymmetrie in Gruppen eingeteilt und miteinander verglichen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen aufgedeckt werden, was darauf hindeutet, dass die Patientenmorphologie keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Kephalometrie hat, sondern dass stattdessen generelle technisch bedingte Ungenauigkeiten bei der 2D-Bildgebung existieren.

Im zweiten Schritt wurde der Winkel zwischen Frankfurter Horizontale und Okklusallplanum am Gipsmodell und am 3D-Schädelmodell miteinander verglichen. Es zeigte sich, dass im Mittel der Oberkiefer steiler im Artikulator fixiert wird, als er am 3D-Schädelmodell gemessen wird. Dieser Unterschied wurde im dreidimensionalen Raum sowie in der sagittalen Dimension im Mittel mit 3° gemessen.

Zusätzlich zu dem in der Literatur bekannten Fehler in der sagittalen Ebene konnte diese Arbeit darüber hinaus eine Ungenauigkeit in der transversalen Ebene identifizieren:

Dort wurden im Mittel Übertragungsfehler von $1,4^\circ$ gemessen. Dieser *roll* im Oberkiefer trat sowohl in Uhrzeigerichtung sowie in entgegengesetzter Richtung auf. Ein Fehler in der transversalen Dimension kann bei der OP-Planung ggf. zur Kaschierung einer Gesichtasymmetrie führen oder eine postoperative Gesichtasymmetrie induzieren, die sich auch auf die Unterkieferposition auswirken kann.

Bei der anschließenden Einteilung der Patienten in Subgruppen entsprechend ihrer Dysgnathie in sagittaler, vertikaler und transversaler Richtung konnte festgestellt werden, dass lediglich bei Patienten, die eine sagittale *Porien*-Asymmetrie aufweisen, ein verstärkter Übertragungsfehler des Gesichtsbogens in transversaler Dimension entsteht. Der Unterschied zwischen Patienten mit und ohne sagittaler *Porien*-Asymmetrie war statistisch signifikant. Bei der Unterteilung der Patienten bezüglich anderer morphologischer Parameter konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede gefunden werden.

Diese Arbeit konnte zwei Teilaspekte der konventionellen 2D-Dysgnathiechirurgieplanung als potentielle Fehlerquellen identifizieren. Zum einen stellt die FRS-basierte 2D-Kephalometrie eine potentielle Fehlerquelle dar, zum anderen erzeugt der Gesichtsbogen durch seine ungenaue Übertragung der Oberkieferposition in den Artikulator einen weiteren Fehler, der nicht nur Auswirkungen in der sagittalen, sondern auch in der transversalen Dimension hat.

Da Schwächen bei der 2D-Bildgebung sowie Fehler bei der Gesichtsbogenübertragung bei der konventionellen Planung im Zuge von Dysgnathietherapie bestehen, sollte die Indikation zur 3D-Bildgebung und computergestützten Planung bei allen Patienten, die sich einer kombinierten kieferorthopädischen-mund-, kiefer-, gesichtschirurgischen Dysgnathietherapie unterziehen, gestellt werden.

6 Literaturverzeichnis

Ackerman JL, Proffit WR, Sarver DM, Ackerman MB, Kean MR (2007): Pitch, roll, and yaw: Describing the spatial orientation of dentofacial traits. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 131, 305–310

Alanen P (2002): Occlusion and temporomandibular disorders (TMD): still unsolved question? *J Dent Res* 81, 518–519

Bailey JO, Nowlin TP (1984): Evaluation of the third point of reference for mounting maxillary casts on the Hanau articulator. *J Prosthet Dent* 51, 199–201

Bamber MA, Firouzai R, Harris M, Linney A (1996): A comparative study of two arbitrary face-bow transfer systems for orthognathic surgery planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 25, 339–343

Bamber MA, Abang Z, Ng WF, Harris M, Linney A (1999): The effect of posture and anesthesia on the occlusal relationship in orthognathic surgery. *J Maxillofac Oral Surg* 57, 1164–1172

Bamber MA, Harris M, Nacher C (2001): A validation of two orthognathic model surgery techniques. *J Orthod* 28, 135–142

Barbenel JC, Paul PE, Khambay BS, Walker FS, Moos KF, Ayoub AF (2010): Errors in orthognathic surgery planning: The effect of inaccurate study model orientation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39, 1103–1108

Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG (2009): Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 136, 19–25; discussion 25–8

Baumrind S, Moffitt FH, Curry S (1983): The geometry of three-dimensional measurement from paired coplanar x-ray images. *Am J Orthod* 84, 313–322

Brandrup-Wognsen T (1953): The face-bow, its significance and application. *J Prosthet Dent* 3, 618–630

Bryan DC, Hunt NP (1993): Surgical accuracy in orthognathic surgery. *Brit J Oral Maxillofac Surg* 31, 343–349

Cançado RH, Lauris JRP (2014): Error of the method: What is it for? *Dental Press J Orthod* 19, 25–26

Chen H, van Eijnatten M, Aarab G, Forouzanfar T, Lange J de, van der Stelt P, Lobbezoo F, Wolff J (2018): Accuracy of MDCT and CBCT in three-dimensional evaluation of the oropharynx morphology. *Eur J Orthod* 40, 58–64

- Choi DG, Bowley JF, Marx DB, Lee S (1999): Reliability of an ear-bow arbitrary face-bow transfer instrument. *J Prosthet Dent* 82, 150–156
- Choi JW, Jung SY, Kim H-J, Lee S-H (2015): Positional symmetry of porion and external auditory meatus in facial asymmetry. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 37, 33
- Damstra J, Fourie Z, Ren Y (2013): Evaluation and comparison of postero-anterior cephalograms and cone-beam computed tomography images for the detection of mandibular asymmetry. *Eur J Orthod* 35, 45–50
- Ellis E (1990): Accuracy of model surgery: Evaluation of an old technique and introduction of a new one. *J Maxillofac Oral Surg* 48, 1161–1167
- Ellis E, Tharanon W, Gambrell K (1992): Accuracy of face-bow transfer: Effect on surgical prediction and postsurgical result. *J Maxillofac Oral Surg* 50, 562–567
- Farias-Neto A, Dias AHM, Miranda BFS de, Oliveira AR de (2013): Face-bow transfer in prosthodontics: a systematic review of the literature. *J Oral Rehabil* 40, 686–692
- Flanary et al. (1990): Impact of orthognathic surgery on normal and abnormal personality dimensions: A 2-year follow-up study of 61 patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990, 313–322
- Friede H, Kahnberg K-E, Adell R, Ridell A (1987): Accuracy of cephalometric prediction in orthognathic surgery. *J Maxillofac Oral Surg* 45, 754–760
- Garson JG (1885): The Frankfort Craniometric Agreement, with Critical Remarks Thereon. *J Royal Anthropol Inst* 14, 64
- Gateno J, Forrest KK, Camp B (2001): A comparison of 3 methods of face-bow transfer recording: implications for orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 59, 635-40; discussion 640-1
- Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF (2011a): New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 69, 606–622
- Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF (2011b): Effect of facial asymmetry on 2-dimensional and 3-dimensional cephalometric measurements. *J Oral Maxillofac Surg* 69, 655–662
- Gelesko S, Markiewicz MR, Weimer K, Bell RB (2012): Computer-aided orthognathic surgery. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 20, 107–118
- Gonzalez JB, Kingery RH (1968): Evaluation of planes of reference for orienting maxillary casts on articulators. *J Am Dent Assoc* 76, 329–336
- Grayson BH, McCarthy JG, Bookstein F (1983): Analysis of craniofacial asymmetry by multiplane cephalometry. *Am J Orthod* 84, 217–224

- Grayson BH, Cutting C, Bookstein FL, Kim H, McCarthy JG (1988): The three-dimensional cephalogram: Theory, techniques, and clinical application. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 94, 327–337
- Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA, Manzi FR (2011): Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod* 81, 26–35
- Hofrath H (1931): Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr Orthodont* 1, 232–258
- Hsu SS-P, Gateno J, Bell RB, Hirsch DL, Markiewicz MR, Teichgraber JF, Zhou X, Xia JJ (2013): Accuracy of a computer-aided surgical simulation protocol for orthognathic surgery: A prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg* 71, 128–142
- Iacobucci D, Posavac SS, Kardes FR, Schneider MJ, Popovich DL (2015): The median split: Robust, refined, and revived. *J Consumer Psychol* 25, 690–704
- Iwase M, Sugimori M, Karachi Y, Nagumo M (1998): Changes in bite force and occlusal contacts in patients treated for mandibular prognathism by orthognathic surgery. *J Maxillofac Oral Surg* 56, 850–855
- Jacobson A (1975): The “Wits” appraisal of jaw disharmony. *Am J Orthod* 67, 125–138
- Jacobson R, Sarver DM (2002): The predictability of maxillary repositioning in LeFort I orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 122, 142–154
- Kim M-G, Lee J-W, Cha K-S, Chung D-H, Lee S-M (2014): Three-dimensional symmetry and parallelism of the skeletal and soft-tissue poria in patients with facial asymmetry. *Korean J Orthod* 44, 62–68
- Kim S-G, Park S-S (2007): Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 65, 2438–2444
- Kiyak HA, Zeitler DL (1988): Self-assessment of profile and body image among orthognathic surgery patients before and two years after surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 46, 365–371
- Kokich VO, Kiyak HA, Shapiro PA (1999): Comparing the perception of dentists and lay people to altered dental esthetics. *J Esthet Dent* 11, 311–324
- Koo TK, Li MY (2016): A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 15, 155–163
- Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevdanes L (2007): Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 36, 263–269
- Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, Major PW (2010): Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized

- lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 137, 598–604
- Lauciello FR, Appelbaum M (1978): Anatomic comparison to arbitrary reference notch on Hanau articulators. *J Prosthet Dent* 40, 676–681
- Le Bell Y, Jämsä T, Korri S, Niemi PM, Alanen P (2002): Effect of artificial occlusal interferences depends on previous experience of temporomandibular disorders. *Acta Odontol Scand* 60, 219–222
- Lee M-s, Chung DH, Lee J-W, Cha K-S (2010): Assessing soft-tissue characteristics of facial asymmetry with photographs. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 138, 23–31
- Li N, Hu B, Mi F, Song J (2017): Preliminary evaluation of cone beam computed tomography in three-dimensional cephalometry for clinical application. *Exp Ther Med* 13, 2451–2455
- Marchetti C, Bianchi A, Bassi M, Gori R, Lamberti C, Sarti A (2006): Mathematical modeling and numerical simulation in maxillo-facial virtual surgery (VISU). *J Craniofac Surg* 17, 661-7; discussion 668
- Masuoka N, Momoi Y, Ariji Y, Nawa H, Muramatsu A, Goto S, Ariji E (2005): Can cephalometric indices and subjective evaluation be consistent for facial asymmetry? *Angle Orthod* 75, 651–655
- McCance AM, Moss JP, James DR (1992): Le Fort I maxillary osteotomy: Is it possible to accurately produce planned pre-operative movements? *Br J Oral Maxillofac Surg* 30, 369–376
- McLaughlin MJ, Sainani KL (2014): Bonferroni, Holm, and Hochberg corrections: Fun names, serious changes to p values. *PM R* 6, 544–546
- Metzger MC, Hohlweg-Majert B, Schwarz U, Teschner M, Hammer B, Schmelzeisen R (2008): Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105, e1-7
- Miloro M, Borba AM, Ribeiro-Junior O, Naclério-Homem MG, Jungner M (2014): Is there consistency in cephalometric landmark identification amongst oral and maxillofacial surgeons? *Int J Oral Maxillofac Surg* 43, 445–453
- Modig M, Andersson L, Wårdh I (2006): Patients' perception of improvement after orthognathic surgery: Pilot study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 44, 24–27
- Morneburg TR, Hugger A, Türp JC, Schmitter M, Utz K-H, Freesmeyer WB, Rammelsberg P: Anwendung des Gesichtsbogens beim funktionsgesunden Patienten im Rahmen restaurativer Maßnahmen. *Dtsch Zahnärztliche Z. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln 2010*

- Nazir N, Sujesh M, Kumar R, Sreenivas P (2012): Accuracy of two face-bow/semi-adjustable articulator systems in transferring the maxillary occlusal cant. *Indian J Dent Res* 23, 437–442
- O'Malley AM, Milosevic A (2000): Comparison of three facebow/semi-adjustable articulator systems for planning orthognathic surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 38, 185–190
- Pitchford JH (1991): A reevaluation of the axis-orbital plane and the use of orbitale in a facebow transfer record. *J Prosthet Dent* 66, 349–355
- Plooij JM, Maal TJJ, Haers P, Borstlap WA, Kuijpers-Jagtman AM, Bergé SJ (2011): Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 40, 341–352
- Polido WD, Ellis E, Sinn DP (1991): An assessment of the predictability of maxillary repositioning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 20, 349–352
- Ritto FG, Schmitt ARM, Pimentel T, Canellas JV, Medeiros PJ (2018): Comparison of the accuracy of maxillary position between conventional model surgery and virtual surgical planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 47, 160–166
- Rotskoff KS, Herbosa EG, Villa P (1991): Maintenance of condyle-proximal segment position in orthognathic surgery. *J Maxillofac Oral Surg* 49, 2–7
- Ruzicka B, Schindler T (2007): Vergleichende Bestimmung der Okklusionsebenen- neigung im lateralen Fernröntgenbild und in der instrumentellen Modellanalyse. *Stomatologie* 104, 169–179
- Sang Y-H, Hu H-C, Lu S-H, Wu Y-W, Li W-R, Tang Z-H (2016): Accuracy Assessment of Three-dimensional Surface Reconstructions of In vivo Teeth from Cone-beam Computed Tomography. *Chin Med J* 129, 1464–1470
- Segner D, Hasund A: Individualisierte Kephalemetrie, 4., unveränd. Aufl; Segner, Hamburg 2003
- Severt TR, Proffit WR (1997): The prevalence of facial asymmetry in the dentofacial deformities population at the University of North Carolina. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 12, 171–176
- Sharifi A, Jones R, Ayoub A, Moos K, Walker F, Khambay B, McHugh S (2008): How accurate is model planning for orthognathic surgery? *Int J Oral Maxillofac Surg* 37, 1089–1093

- Steinhäuser EW (1996): Historical development of orthognathic surgery. *J Cranio-MaxilloFac Surg* 24, 195–204
- Swennen GRJ, Mollemans W, Schutyser F (2009): Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg* 67, 2080–2092
- Swennen GRJ, Schutyser F, Barth E-L, de Groeve P, de Mey A (2006): A new method of 3-D cephalometry Part I: The anatomic Cartesian 3-D reference system. *J Craniofac Surg* 17, 314–325
- Tang X, Cai J, Lin B, Yao L, Lin F (2015): Motivation of adult female patients seeking orthodontic treatment: An application of Q-methodology. *Patient Prefer Adherence* 9, 249–256
- Thilander B, Persson M, Adolfsson U (2005): Roentgen-cephalometric standards for a Swedish population. A longitudinal study between the ages of 5 and 31 years. *Eur J Orthod* 27, 370–389
- Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B (1997): Cephalometric landmarks identification and reproducibility: A Meta analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 112, 165–170
- Tucker S, Cevidanes LHS, Styner M, Kim H, Reyes M, Proffit W, Turvey T (2010): Comparison of actual surgical outcomes and 3-dimensional surgical simulations. *J Oral Maxillofac Surg* 68, 2412–2421
- Turvey TA (1982): Simultaneous mobilization of the maxilla and mandible: Surgical technique and results. *J Maxillofac Oral Surg* 40, 96–99
- van Vlijmen OJC, Bergé SJ, Swennen GRJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM (2009): Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg* 67, 92–97
- Victor A, Elsäßer A, Hommel G, Blettner M (2010): Wie bewertet man die p-Wert-Flut? Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen – Teil 10 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. *Dtsch Arztebl Int* 107, 50–56
- Walker F, Ayoub AF, Moos KF, Barbenel J (2008): Face bow and articulator for planning orthognathic surgery: 1 face bow. *Br J Oral Maxillofac Surg* 46, 567–572
- Wang Y-C, Ko EW-C, Huang C-S, Chen Y-R (2006): The inter-relationship between mandibular autorotation and maxillary LeFort I impaction osteotomies. *J Craniofac Surg* 17, 898–904
- Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Christensen AM, Lasky RE, Lemoine JJ, Liebschner MAK (2007): Accuracy of the computer-aided surgical simulation (CASS) system in

the treatment of patients with complex craniomaxillofacial deformity: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg* 65, 248–254

Xia JJ, Shevchenko L, Gateno J, Teichgraber JF, Taylor TD, Lasky RE, English JD, Kau CH, McGrory KR (2011): Outcome study of computer-aided surgical simulation in the treatment of patients with craniomaxillofacial deformities. *J Oral Maxillofac Surg* 69, 2014–2024

Yen PKJ (1960): Identification Of Landmarks In Cephalometric Radiographs. *Angle Orthod* 30, 35–41

Zinser MJ, Sailer HF, Ritter L, Braumann B, Maegele M, Zöller JE (2013): A paradigm shift in orthognathic surgery? A comparison of navigation, computer-aided designed/computer-aided manufactured splints, and "classic" intermaxillary splints to surgical transfer of virtual orthognathic planning. *J Oral Maxillofac Surg* 71, 2151.e1-21

Zizelmann C, Hammer B, Gellrich N-C, Schwestka-Polly R, Rana M, Bucher P (2012): An evaluation of face-bow transfer for the planning of orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 70, 1944–1950

Danksagung

Ich möchte mich hiermit bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Philipp Meyer-Marcotty, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Göttingen, bedanken, der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen.

Frau Dr. med. dent. Anja Quast danke ich besonders für die hervorragende Betreuung und ihre ständige Diskussions- und Hilfsbereitschaft. Auch für die wertvolle Unterstützung bei statistischen Fragestellungen möchte ich mich herzlich bedanken.

Besonderen Dank auch an die gesamte Arbeitsgruppe für die gute Arbeitsatmosphäre, die wertvollen Anregungen und die stete Hilfsbereitschaft, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.