

Universität Ulm
Department für Zahnheilkunde
Klinik für Kieferorthopädie und Orthodontie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki

Vergleichbarkeit der Erfassung metrischer Werte an konventionellen Gipsmodellen und 3D-Scans

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von
Cynthia Lorena von der Wense geb. Hack
aus Buenos Aires, Argentinien

2013

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Alexander Schramm
Tag der Promotion:	13. November 2014

Stefan

it had to be you

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abkürzungsverzeichnis.....	III
1. Einleitung.....	1
1.1 Kieferorthopädische Modellanalyse	2
1.1.1 Historische Aspekte der Modellanalyse	3
1.1.2 Diagnostische Aspekte der Modellanalyse	4
1.2 Vorteile der digitalen Modellanalyse	16
1.3 Ziele und Fragestellungen der vorliegenden Studie.....	19
2 Material und Methodik	21
2.1 Material	21
2.1.1 Kiefermodelle	21
2.1.2 Instrumentarium für die manuelle Modellanalyse.....	21
2.1.3 Hard- und Software für die digitale Modellanalyse.....	22
2.2 Methodik	23
2.2.1 Pilotstudie	23
2.2.2 Hauptstudie.....	24
2.3 Statistische Methoden	27
2.3.1 Methodenvergleich nach Bland und Altman	27
2.3.2 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test	28
2.3.3 Deskriptive Statistik	29
3 Ergebnisse.....	31
3.1 Vergleich der Methoden.....	31
3.2 Wiederholbarkeit.....	35
3.3 Reproduzierbarkeit	37
3.4 Zeitaufwand	46
3.5 Gültigkeit der Vorhersagetabellen.....	46
3.5.1 Digitale Methode	47
3.5.2 Manuelle Methode	49
4 Diskussion	52
4.1 Diskussion von Material und Methodik	52
4.1.1 Modellgut	52
4.1.2 Manuelle Vermessung	54
4.1.3 Digitale Vermessung.....	54
4.1.4 Untersucher	55
4.2 Diskussion der Ergebnisse	56
4.3 Schlussfolgerung	62
5 Zusammenfassung	64
6 Literaturverzeichnis.....	66
Anhang.....	77
Danksagung.	112
Lebenslauf.....	113

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
B	korrelationsstatistische Methode nach Berendonk
bzw.	beziehungsweise
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CCD	<i>Charge-coupled device</i>
cm	Zentimeter
d. Diff.	der Differenzen
Dr.	Doktor
<i>et al.</i>	et alii
KFO	Kieferorthopädin
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
M	korrelationsstatistische Methode nach Moyers
mm	Millimeter
MS	Messschieber
MTA	medizinisch-technische Assistentin
MW	Mittelwert
OC	<i>OnyxCeph</i> ^{3TM}
PC	Personal Computer
RME	Raphe-Median-Ebene
s.	siehe
SD	Standardabweichung

SI OK	Summe der Inzisivi im Oberkiefer
SI UK	Summe der Inzisivi im Unterkiefer
STL	<i>Surface Tesselation Language</i>
Tab.	Tabelle
TM	<i>Unregistered Trademark</i>
vgl.	vergleiche
vs.	<i>versus</i>
ZA	Zahnärztin

1 Einleitung

Die Modellanalyse wird seit Beginn des 19. Jahrhunderts in der Kieferorthopädie systematisch praktiziert. Die metrische Erfassung der Gebissverhältnisse im direkten Verfahren an einem Untersuchungsobjekt in den drei Raumebenen ermöglicht bei manchen Parametern eine exaktere Beurteilung von eventuellen Abweichungen von entsprechenden Richtwerten als die intraorale Untersuchung [41].

Die metrische Analyse des Gebissmodells dient der Beurteilung der Breite und Länge des Zahnbogens, dem sagittalen und transversalen Symmetrievergleich einschließlich der Feststellung einer Verschiebung der Zahnbogenmitte, der Erfassung von Abweichungen einzelner Zähne, der Beurteilung der Platzverhältnisse im Zahnbogen und der Feststellung von Disharmonien des Zahnmaterials [95].

Mit dem in der kieferorthopädischen Nomenklatur verwendeten Begriff „Stützzone“ wird der Zahnbogenabschnitt zwischen der distalen Fläche des seitlichen Schneidezahns und der mesialen Fläche des ersten Molaren bezeichnet [74].

Im Wechselgebiss wird für die Bestimmung der Platzverhältnisse in den Stützonen die Differenz zwischen dem Platzangebot und dem Platzbedarf für die Einordnung der Eckzähne sowie der ersten und zweiten Prämolaren errechnet. Das Platzangebot wird direkt ermittelt, indem in allen vier Quadranten die Distanz zwischen der distalen Fläche des permanenten lateralen Schneidezahns und der mesialen Fläche des ersten permanenten Molaren gemessen wird. Der Platzbedarf setzt sich aus der Summe der mesio-distalen Breiten von bleibendem Eckzahn sowie erstem und zweitem Prämolaren zusammen [118]. Diese Größen sind jedoch vor der Eruption der Zähne in die Mundhöhle unbekannt. Für die Voraussage dieser Werte und damit zur Abschätzung des Platzbedarfs in der Stützzone stehen dem diagnostizierenden Zahnarzt bzw. Kieferorthopäden unterschiedliche Methoden zur Verfügung, wobei den korrelationsstatistischen Methoden nach Berendonk [10] und Moyers [88] besondere Bedeutung zukommt.

Die in der Praxis über Jahrzehnte erprobte Auswertung von Gipsmodellen mit Hilfe von Messinstrumenten, Berechnungen und Tabellen hat sich als zuverlässiges Verfahren bewährt. Jedoch ist das praktische Vorgehen mit einer Reihe von Nachteilen verbunden, wie z. B. einem hohen Platzbedarf für die Lagerung der

Modelle, dem Zeitaufwand für Wiederfindung eines bestimmten Modells, einem hohen Beschädigungsrisiko und dem umständlichen Transport für konsiliarische oder gutachterliche Zwecke [2, 5, 6, 40, 105, 114, 116].

Im Zuge der Entwicklung einer modernen, vollständig digitalen Verwaltung der Patientenunterlagen wurden in jüngerer Zeit im Bereich der Modellherstellung bzw. -analyse Verfahren entwickelt, mit denen die geschilderten Nachteile der Gipsmodelle ausgeglichen werden können. Der Streifenlichtprojektionsscanner d-*STATION*^{3D} der Firma *Breuckmann GmbH* (Meersburg, Deutschland) zur dreidimensionalen Erfassung von Gipsmodellen der Kiefer in Kombination mit der Diagnostik- und Dokumentationssoftware *OnyxCeph*^{3TM} (*Image Instruments GmbH*, Chemnitz, Deutschland) zur anschließenden metrischen Auswertung der digitalisierten Modelle stellen ein Beispiel für ein solches Verfahren dar.

Nach einigen historischen Aspekten der Modellanalyse, die in Kapitel 1.1 genannt werden, sollen in Kapitel 1.2 der Arbeit zunächst die Grundlagen der Modellanalyse mit besonderem Augenmerk auf die Stützonenprognose sowie die verschiedenen Verfahren zur Modelldigitalisierung dargestellt und der aktuelle Forschungsstand skizziert werden. Kapitel 1.3 präzisiert anschließend die Ziele und Fragestellungen der vorliegenden Arbeit. In Kapitel 2 werden Aufbau der Studie, Material und Methodik dargestellt, wobei als Grundlage für eine tragfähige Beurteilung zunächst geklärt wird, inwieweit die Wahrscheinlichkeitstafeln von Berendonk [10] und Moyers [88] für unsere Population gültig sind. In Kapitel 3 der Dissertation werden die Ergebnisse dargestellt. Deren Interpretation und eine kritische Auseinandersetzung mit denselben erfolgt in Kapitel 4.

1.1 Kieferorthopädische Modellanalyse

Die kieferorthopädische Modellanalyse ist ein wichtiger Baustein der kieferorthopädischen Befunderhebung, seitdem das Fach in systematischer Weise betrieben wird [124]. Definitionsgemäß ist die Modellanalyse ein dreidimensionales, metrisches und deskriptives Verfahren außerhalb des Mundes auf der Basis von Ober- und Unterkiefermodellen. Dabei ist entscheidend, dass nicht nur die Stellung der Zähne in einem Kiefer, sondern auch die Stellung der oberen zu den unteren Zähnen berücksichtigt werden [57]. Im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik

vermittelt die Modellanalyse entscheidende Kenntnisse für die Bestimmung von Therapiebedarf, Behandlungsziel und Behandlungsplan [41].

1.1.1 Historische Aspekte der Modellanalyse

Wissenschaftliche Konzepte werden oft auf der Basis empirischer Erfahrungen entwickelt. Der Übergang von der auf Erfahrungswissen beruhenden Zahnregulierung zur wissenschaftlich fundierten Orthodontie fand seinen Ursprung in den kausal-analytischen Überlegungen der Pioniere der Kieferorthopädie Anfang des 20. Jahrhunderts.

Als Vater der modernen Kieferorthopädie gilt Edward Hartley Angle (1855-1930), der 1892 als erster ausschließlich diese Disziplin in seiner Praxis ausübte und somit als der erste Spezialist für Kieferorthopädie gilt [100, 122].

Mit Hilfe einer Abformung der Kiefer lassen sich die wesentlichen Elemente des Gebisses frei beobachten und als Modellabguss leicht aus dem Organverband herauslösen. Die Betrachtung von Kiefermodellen mit normaler und gestörter Okklusion bildete die Grundlage für Angles Werk „Classification of malocclusion“ [4] aus dem Jahre 1899, in dem die sagittale Relation der Ober- und Unterkieferzahnbögen zueinander dargestellt wurde. Angle bezeichnete den oberen ersten Molaren der permanenten Dentition als „Schlüssel der Okklusion“ und teilte die Bissanomalien in drei Klassen ein, bezogen auf die Stellung des 6-Jahr-Molaren in der Sagittalebene. Mit diesem zunächst eindimensionalen Maßstab etablierte Angle das grundlegende Ziel für therapeutische Handlungen, nämlich die Überführung von abnormalen okklusalen Beziehungen in die neutrale Bisslage [46].

Körbitz [72] vertiefte dieses Konzept, indem er die transversale Symmetrie der Zahnbögen zur Voraussetzung einer idealen Okklusion erklärte. Zur praktischen Durchführung des transversalen Symmetrievergleichs anhand von Gebissmodellen führte er 1909 die Raphe-Median-Ebene in die Vermessung ein. Damit war die zweite Dimension des Gebisses der Analyse zugänglich gemacht worden [46].

Ebenfalls im Jahr 1909 veröffentlichte Pont [102] eine Arbeit, in der er einen korrelationsstatistisch konstruierten Zahn-Index beschrieb, der als Mittel zur Erkennung aller Anomalien des Zahnbogens in transversaler Richtung in Abhängigkeit von der Summe der oberen Schneidezähne dienen sollte. Er wies

darauf hin, dass die Form und die Beziehungen der Zahnbögen und Kiefer in allen anderen Ebenen des Raumes geprüft werden müssen.

Nach Pont entwickelten eine Vielzahl von Autoren Zahnbogenindices, um die Gesetzmäßigkeiten zwischen Zahnbogenbreite, Zahnbogenlänge und mesio-distalem Kronendurchmesser auf der Grundlage von mathematischen Berechnungen und biometrischen Mittelwerten festlegen zu können [24, 51, 58, 71, 74, 135].

Als Basis für die gegenwärtig praktizierte Modellanalyse dient der im Jahr 1939 von der Kieferorthopädin Professor Dr. Elsbeth von Schnizer an der Universität Heidelberg entworfene dreidimensionale Behandlungsplan. Dieser hat sich aufgrund seines didaktischen Wertes in der universitären Ausbildung bewährt. Die Erweiterung des ursprünglichen Entwurfs um aktuelle diagnostische Erkenntnisse hat seine klinische Bedeutung zusätzlich erhöht [41, 133].

1.1.2 Diagnostische Aspekte der Modellanalyse

Die metrische Analyse der Situationsmodelle von Ober- und Unterkiefer dient der Beurteilung des Zahnbogenumfangs im Vergleich zur Summe der mesio-distalen Zahnbreiten aller bleibenden Zähne einerseits, andererseits werden die individuellen Längen- und Breitenmaße des Zahnbogens mit Sollwerten eugnather, harmonischer Gebisse verglichen oder in Relation zu Breiten- und Höhenmaßen des Schädels gesetzt [52]. Die Breiten der permanenten Zähne können präeruptiv durch direkte Observation der Mundhöhle oder des Modells nicht ermittelt werden. Für die Wechselgebissanalyse werden die in Korrelationstabellen bereitgestellten oder am Röntgenbild gemessenen Zahnbreiten zugrunde gelegt [103].

Bei allen Untersuchungsschritten, insbesondere durch den Zahn- und Röntgenstatus, den Funktionsbefund sowie durch die dreidimensionale Modellanalyse, werden in Einzelheiten definierte Abweichungen von der morphologischen Eugnathie festgestellt. Betrachtet man die Vielzahl der Kombinationsmöglichkeiten von Fehlstellungen jedes einzelnen Zahnes und von den Zahnreihen zueinander in sagittaler, transversaler und vertikaler Richtung, so ergibt sich eine enorme Anzahl an möglichen Zahnstellungs- und Bissfehlern [118].

Es bedarf eines systematischen Vorgehens, um Abweichungen im Einzelnen zu erkennen und zu beurteilen. Bei der kieferorthopädischen Modellanalyse hat es sich

bewährt, zunächst die beiden Einzelkiefer bzw. die beiden Einzelzahnbögen und dann erst die Beziehungen der Einzelzahnbögen zueinander in habitueller Okklusion zu analysieren [118].

1.1.2.1 Bestimmung der *Summa incisivorum* und Zahnbogenbreite

Das Bezugsmaß für die artifizielle Konstruktion des Zahnbogens ist nach Pont [102] die Summe der mesio-distalen Breiten der Schneidezähne. Er setzte die Zahnbogenbreiten in eine korrelative Abhängigkeit von der *Summa incisivorum* der Oberkiefer-Frontzähne.

Die Bestimmung der *Summa incisivorum* des Oberkiefers (SI OK) erfolgt durch Messung der Breiten der oberen vier Schneidezähne und Summation der Einzelwerte. Entsprechend ist für die Bestimmung der *Summa incisivorum* des Unterkiefers (SI UK) zu verfahren.

$$\text{SI OK} = \text{Zahnbreiten (12 + 11 + 21 + 22) in mm}$$

$$\text{SI UK} = \text{Zahnbreiten (32 + 31 + 41 + 42) in mm}$$

Zur Ermittlung der Breitensumme der Schneidezähne wird der größte mesio-distale Durchmesser jedes einzelnen Schneidezahnes parallel zur Inzisalkante bestimmt. Gemessen wird also nicht die absolute Breite der klinischen Zahnkrone, sondern die auf die Kauebene bezogene mesio-distale Strecke (Abb. 1) [95].

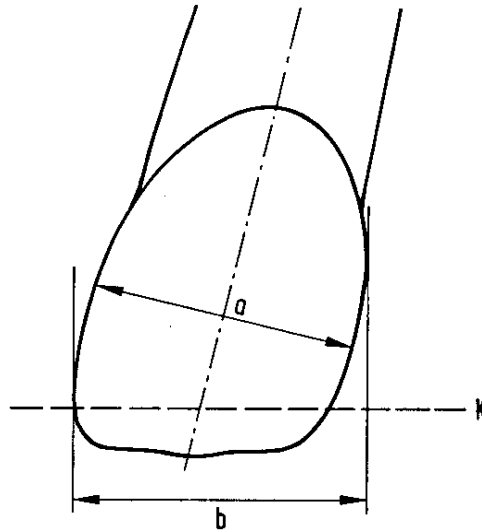


Abbildung 1, Ermittlung des größten mesio-distalen Durchmessers eines Schneidezahns, a = absolut größte Breite der klinischen Zahnkrone, b = parallel zur Inzisalkante gemessene größte Zahnbreite, K = Kauenebene [41]

Der 1909 von Pont [102] aufgestellte Index stellt eine Korrelation zwischen der Breitensumme der oberen Schneidezähne und dem transversalen Zahnbogenabstand in Höhe der ersten Prämolaren und der ersten Molaren her. Daraus ergeben sich die anteriore und posteriore Zahnbogenbreite (gemessen in mm) nach folgenden Formeln:

$$\text{anteriore Zahnbogenbreite} = \text{SI OK} \times 100 : 80$$

$$\text{posteriore Zahnbogenbreite} = \text{SI OK} \times 100 : 64$$

Das von Pont [102] untersuchte Kollektiv setzte sich ausschließlich aus südostfranzösischen Individuen zusammen. Wie mehrere Studien nachfolgend ergaben, bestanden die so berechneten Zahnbogenbreiten für die Gesamtheit der Europäer im individuellen Fall nur selten. Aus diesem Grund wurden später verschiedene korrigierte Tabellen publiziert [24, 51, 58, 74, 89, 119, 135].

Flock *et al.* [43] überprüften, wie häufig bei kieferorthopädisch behandelten Kindern mit eugnatem Behandlungsergebnis die transversalen Sollwerte nach Pont erreicht

worden waren. Aus den Untersuchungen ergab sich nicht nur, dass eine Übereinstimmung in keinem der Fälle nachgewiesen werden konnte, sondern auch, dass große Differenzen vorlagen. Die von Flock *et al.* [43] errechneten Mittelwerte dienten als Grundlage für neue, modifizierte Sollwerte (gemessen in mm) gemäß den Formeln:

$$\text{anteriore Zahnbogenbreite} = \text{SI OK} + 8 \text{ mm}$$

$$\text{posteriore Zahnbogenbreite} = \text{SI OK} + 16 \text{ mm}$$

Schulze [118] kritisierte diesen Arbeitsansatz, indem er zum Ausdruck brachte, dass die arithmetischen Mittelwerte keinesfalls als nach Behandlungsabschluss zu erreichende Sollwerte zu betrachten sind, auch wenn sie vom Praktiker oft in diesem Sinne missverstanden werden.

Nach Rakosi und Jonas [106] ist den oben genannten Auswertungsmethoden in der Vergangenheit eine zu große Bedeutung beigemessen worden, da diese neben ihren klaren Vorteilen auch deutliche Nachteile aufweisen. Nachteilig ist beispielweise die nach heutigem Kenntnisstand geringe Aussagekraft, da es sich hier vornehmlich um Korrelationsanalysen handelt, bei der die Zahnbogenbreite in Abhängigkeit zur Zahngröße beurteilt wird, wobei individuelle Istwerte mit Sollbogenwerten des „Normgebisses“ verglichen werden. Kritikpunkte sind zudem die Nichtberücksichtigung von Zahnstellung und apikaler Basis sowie die Variationen auf Grund von phänotypischen Polymorphismen und multifaktorieller Ätiologie von Dysgnathien [39, 69].

Unter Beachtung der anzubringenden Kritikpunkte findet das Verfahren in der kieferorthopädischen Praxis dennoch breite Anwendung, nicht zuletzt aufgrund des großen Vorteils, mit nur einer praktisch einfach umsetzbaren Auswertungsmethode Normabweichungen ermitteln zu können.

1.1.2.2 Stützzonenanalyse

Die Stützzonenanalyse besteht darin, die Differenz zwischen dem Platzangebot und dem Platzbedarf für die Einordnung des bleibenden Eckzahns und Prämolaren (d. h.

der Zähne 3, 4 und 5) zu ermitteln. Das Platzangebot wird direkt bestimmt, indem die Distanz zwischen der distalen Fläche des in den Zahnbogen eingeordneten permanenten lateralen Schneidezahns und der mesialen Fläche des ersten Molaren gemessen wird. Der Platzbedarf setzt sich aus der Summe der mesio-distalen Breiten von bleibendem Eckzahn sowie erstem und zweitem Prämolaren zusammen [118].

1.1.2.3 Therapeutische Relevanz der Stützzoneenvorhersage

Die Beurteilung der Platzverhältnisse, häufig als „Platzbilanz“ bezeichnet, erfolgt im distalen Zahnbogensegment durch die Differenzbildung zwischen der Summe der mesio-distalen Breiten der Zähne 3, 4 und 5 (Platzbedarf) und dem verfügbaren Platzangebot im Bereich der Stützzone. Bei Minuswerten besteht Platzmangel, bei Pluswerten Platzüberschuss. Das Ergebnis der Platzbilanz in den Stützzone ist nicht nur bei der Entscheidung über die Indikation für eine kieferorthopädische Therapie, sondern auch bei der Wahl der Behandlungsstrategie relevant. Schließlich ist die Quantifizierung des Engstandes für gesetzlich Versicherte in der Bundesrepublik Deutschland auch deswegen relevant, weil ein definiertes Mindestmaß an Platzmangel vorhanden sein muss, damit die Behandlung zum Leistungsumfang der gesetzlichen Krankenversicherung gehört [111].

Engstand wird definiert als die Folge eines Platzmangels. Symptomatisch für einen Engstand können Zahnkippen in mesio-distaler oder oro-vestibulärer Richtung, Rotationen, Schachtelstellungen und Retentionen sein [33]. Der Engstand ist eine Gebissanomalie, die keinesfalls zum Selbstausgleich neigt [18].

Je nach Schweregrad wird der Engstand im Front- und Seitenzahnbereich beispielsweise wie folgt klassifiziert [18]:

- Grad I: leichter Engstand (bis -3 mm)
- Grad II: mittlerer Engstand (bis -6 mm)
- Grad III: schwerer Engstand (mehr als -6 mm)

Die Platzanalyse in der Ruhephase oder frühen zweiten Wechselgebissphase zur Bestimmung des Platzbedarfs in den Stützzone ermöglicht die Voraussage des wahrscheinlichen Platzbedarfs im permanenten Gebiss. Als „primärer Engstand“ wird

das genetisch bedingte Missverhältnis zwischen Zahn- und Kiefergröße bezeichnet. Charakteristisch sind typische Fehlstellungen der Frontzähne sowie unterminierende Resorptionen. Im Wechselgebiss haben die Milchzähne im Bereich der Stützzone die Aufgabe, die sagittale und vertikale Abstützung der Zahnbögen während der Zahnwechselphase zu sichern. Sind die Stützzone durch Mesialwanderung der 6-Jahr-Molaren nach kariesbedingter Reduktion der mesio-distalen Breite oder vorzeitigem Verlust der Milchmolaren eingeengt, wird der so entstandene erworbene Platzverlust als „sekundärer Engstand“ bezeichnet.

Eine zentrale Rolle spielt der Zeitpunkt der kieferorthopädischen Intervention zur Auflösung von Engständen. Leichte und mittlere Platzdiskrepanzen, die bereits in der Wechselgebissphase diagnostiziert werden, können durch den Erhalt des sog. *Leeway space* ausgeglichen werden. Diese Platzreserve ergibt sich aus der mesio-distalen Breitendifferenz zwischen Milch- und Ersatzzähnen in der Stützzone und beträgt im Durchschnitt 0,9 mm im maxillären und 1,7 mm im mandibulären Zahnbogen [106]. Bei späterem Behandlungsbeginn kommen die transversale Nachentwicklung des Kiefers, die approximale Schmelzreduktion bleibender Zähne und die Distalisierung von Seitenzähnen als therapeutische Strategien in Frage. Im Falle eines stark ausgeprägten Engstandes muss zur Erlangung eines stabilen Ergebnisses eine Extraktionstherapie in Erwägung gezogen werden.

Um diagnostische Fehlentscheidungen zu verhindern, ist eine möglichst akkurate Prognose des Platzbedarfs in der Stützzone notwendig. Hierfür stehen dem Behandler verschiedene Schätzungsmethoden zur Verfügung.

1.1.2.4 Methoden zur Platzbedarfsprognose

Die gebräuchlichen Methoden zur Vorhersage der Breiten von noch nicht durchgebrochenen bleibenden Eckzähnen und Prämolaren lassen sich in vier Kategorien einteilen, die im Folgenden kurz dargestellt sein sollen [77].

I. Schätzung des Zahndurchmessers anhand von Mittelwerten

Mühlreiter [90] führte nach unserem Kenntnisstand als Erster genaue anatomische Studien mit Vermessung von Zähnen durch und gilt als Begründer der Odontometrie. Die Schätzung des Platzbedarfs in den Stützzone auf der Basis von Mittelwerten

hat ihren Ursprung in den Ende des 19. Jahrhunderts von Greene Vardiman Black [15] erstellten Tabellen, die er nach Vermessung einer großen Anzahl menschlicher Zähne verfasste. Die von Schwarz [119] für die Stützzone ermittelten Durchschnittswerte betragen 21,9 mm im Oberkiefer und 21,4 mm im Unterkiefer. Moorrees *et al.* [85, 86] berechneten die Mittelwerte der Stützzonebreiten getrennt für Jungen und Mädchen. Der Platzbedarf für Knaben beträgt gemäß dieser Studien im Oberkiefer 21,8 mm und im Unterkiefer 21,4 mm. Für Mädchen liegen die Werte etwas niedriger, nämlich bei 21,2 mm im Oberkiefer und 20,6 mm im Unterkiefer.

Pancherz und Schäffer [99] führten einen Einheitswert von 22,0 mm ein, basierend auf der Vermessung von 200 Gebissmodellen der permanenten Dentition von 100 männlichen und 100 weiblichen Probanden. Dieser Wert ermöglichte die Vorhersage eines Platzmangels in Ober- und Unterkiefer mit einem Konfidenzniveau von 83,5 %.

II. Korrelationsstatistische Verfahren zur Platzbedarfsprognose

Die Vorhersage des Platzbedarfs in der Stützzone vor der Eruption der bleibenden Canini und Prämolaren auf der Basis von Korrelations- und Regressionsgleichungen wird von zahlreichen Autoren beschrieben und ist heute das von den meisten Kieferorthopäden bevorzugte Verfahren. Diese Gleichungen setzen einen engen quantitativen Zusammenhang zwischen den Zahnbreiten der während der ersten Wechselgebissphase durchgebrochenen permanenten Zähne und denen der Stützzone voraus.

Seipel [120] veröffentlichte schon 1946 eine Studie, in der er die mögliche statistische Beziehung zwischen Unterkieferfront- und Stützzonezahnbreiten postulierte. Die Existenz einer mehr oder weniger linearen Korrelation wurde im selben Jahr von Carey [27] bewiesen. 1947 publizierten Ballard und Wylie [8] Korrelationskoeffizienten zur Platzbedarfsprognose, wobei ebenfalls die Summe der Breite der Unterkieferinzisivi als unabhängige Variable diente.

Berendonk [10] untersuchte 1965 die Relation zwischen der Summe der Breiten der bleibenden Oberkieferschneidezähne und dem Platzbedarf in der Stützzone. Dafür wurden 180 Kiefermodelle von Patienten der kieferorthopädischen Abteilung der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz vermessen. Die Evaluation der gemessenen Werte bestätigte den quantitativen Zusammenhang zwischen den

Zahnbreiten der bleibenden Oberkieferschneidezähne (SI OK) und denen der Stützzonenzähne in beiden Kiefern. Das Heranziehen von SI OK als unabhängige Variable schränkt die Anwendbarkeit der Methode gewissermaßen ein, dadurch dass die Schneidezähne im Oberkiefer später durchbrechen als die Antagonisten und insbesondere im Bereich der seitlichen Inzisivi Aplasien oder Formanomalien häufig vorkommen [65]. Auch Zahnverlust oder Verletzungen der klinischen Zahnkrone in Folge von dentalem Trauma betreffen hauptsächlich Schneidezähne des Oberkiefers. Berendonk fasste die korrelationsstatistische Auswertung ihrer Messergebnisse in Form einer Tabelle zusammen (vgl. Tabelle 1), die eine korrekte Vorausbestimmung der Breiten der noch nicht durchgebrochenen Ersatzzähne in der Stützzone für etwa 84 % der Fälle auf einfacher Weise ermöglicht.

Tabelle 1, Tabelle zur Stützzonenberechnung nach Berendonk [10]. Anhand der gemessenen Summe der mesio-distalen Breiten der bleibenden Oberkieferschneidezähne (SI OK) können die Breiten der Stützzonen im Oberkiefer (345 OK) und Unterkiefer (345 UK) vorhergesagt werden (Werte in mm).

S I O K	28,0	28,5	29,0	29,5	30,0	30,5	31,0	31,5	32,0	32,5	33,0	33,5	34,0	34,5	35,0	35,5	36,0
3 4 5 O K	20,7	20,9	21,2	21,5	21,8	22,0	22,2	22,4	22,7	22,9	23,1	23,3	23,5	23,6	23,8	23,9	24,0
3 4 5 U K	20,0	20,3	20,6	20,9	21,2	21,5	21,8	22,0	22,3	22,5	22,7	22,9	23,0	23,2	23,3	23,5	23,6

Die Wahrscheinlichkeitstafeln von Moyers [88] stellen eine klinisch ebenso einfache und praktikable Methode zur Vorhersage des Platzbedarfs in der Stützzone dar. Sie beruhen auf der Annahme, dass die Summe der mesio-distalen Breiten der bleibenden unteren Schneidezähne (SI UK) in einem bestimmten Verhältnis zu der Summe der Breiten von Eckzahn und Prämolaren sowohl im Unter- als auch im Oberkiefer steht. Die korrelationsstatistisch kalkulierten Werte können jeweils einer Tabelle entnommen werden (vgl. Tabellen 2 und 3). Dabei werden für einen bestimmten SI UK-Wert sämtliche Prognosewerte angegeben, gestaffelt nach der zu

erwartenden Häufigkeit. Für die praktische Anwendung empfiehlt Moyers die Werte der Wahrscheinlichkeit von 75 %; das bedeutet, dass in 3 von 4 Fällen der von Moyers vorhergesagte Platzbedarf für die Einstellung des Eckzahns und der Prämolaren dem tatsächlich benötigten Platz entspricht [38].

Tabelle 2, Wahrscheinlichkeitstabelle nach Moyers für die Vorhersage der Stützzonenbreite im Oberkiefer [88]. Unter dem gemessenen Wert für die Summe der mesio-distalen Breiten der bleibenden unteren Schneidezähne (SI UK) stehen mehrere Prognosewerte für den Platzbedarf in der Oberkieferstützzone. Diese sind der Wahrscheinlichkeit nach (in Prozent ausgedrückt) geordnet. Klinisch hat es sich bewährt, den Wert auf dem 75 %-Niveau für die Vorhersage heranzuziehen, hier farbig hinterlegt. Zahnbreiten in mm.

SI UK	19,5	20,0	20,5	21,0	21,5	22,0	22,5	23,0	23,5	24,0	24,5	25,0
95 %	21,6	21,8	22,1	22,4	22,7	22,9	23,2	23,5	23,8	24,0	24,3	24,6
85 %	21,0	21,3	21,5	21,8	22,1	22,4	22,6	22,9	23,2	23,5	23,7	24,0
75 %	20,6	20,9	21,2	21,5	21,8	22,0	22,3	22,6	22,9	23,1	23,4	23,7
65 %	20,4	20,6	20,9	21,2	21,5	21,8	22,0	22,3	22,6	22,8	23,1	23,4
50 %	20,0	20,3	20,6	20,8	21,1	21,4	21,7	21,9	22,2	22,5	22,8	23,0
35 %	19,6	19,9	20,2	20,5	20,8	21,0	21,3	21,6	21,9	22,1	22,4	22,7
25 %	19,4	19,7	19,9	20,2	20,5	20,8	21,0	21,3	21,6	21,9	22,1	22,4
15 %	19,0	19,3	19,6	19,9	20,2	20,4	20,7	21,0	21,3	21,5	21,8	22,1
5 %	18,5	18,8	19,0	19,3	19,6	19,9	20,1	20,4	20,7	21,0	21,2	21,5

Tabelle 3, Wahrscheinlichkeitstabelle nach Moyers für die Vorhersage der Stützzonenbreite im Unterkiefer [88]. Nach Ermittlung der Summe der mesio-distalen Breiten der bleibenden Unterkieferschneidezähne (SI UK) kann anhand der Tabelle die Breitensumme von Eckzahn und Prämolaren des Unterkiefers mit unterschiedlicher prozentualer Wahrscheinlichkeit vorausgesagt werden. In der Praxis wird üblicherweise der zu erwartende Platzbedarf auf dem hier farbig hinterlegten 75 %-Niveau abgelesen. Zahnbreiten in mm.

SI UK	19,5	20,0	20,5	21,0	21,5	22,0	22,5	23,0	23,5	24,0	24,5	25,0
95 %	21,1	21,4	21,7	22,0	22,3	22,6	22,9	23,2	23,5	23,8	24,1	24,4
85 %	20,5	20,8	21,1	21,4	21,7	22,0	22,3	22,6	22,9	23,2	23,5	23,8
75 %	20,1	20,4	20,7	21,0	21,3	21,6	21,9	22,2	22,5	22,8	23,1	23,4
65 %	19,8	20,1	20,4	20,7	21,0	21,3	21,6	21,9	22,2	22,5	22,8	23,1
50 %	19,4	19,7	20,0	20,3	20,6	20,9	21,2	21,5	21,8	22,1	22,4	22,7
35 %	19,0	19,3	19,6	19,9	20,2	20,5	20,8	21,1	21,4	21,7	22,0	22,3
25 %	18,7	19,0	19,3	19,6	19,9	20,2	20,5	20,8	21,1	21,4	21,7	22,0
15 %	18,4	18,7	19,0	19,3	19,6	19,8	20,1	20,4	20,7	21,0	21,3	21,6
5 %	17,7	18,0	18,3	18,6	18,9	19,2	19,5	19,8	20,1	20,4	20,7	21,0

Nach Tanaka und Johnston [128] wird der Platzbedarf in der Stützzone nach einer einfachen Formel für den Ober- und Unterkiefer getrennt berechnet. Nach Ermittlung der jeweiligen Summe der Frontzahnbreiten wird diese halbiert und zu dem Resultat werden 11 mm für den Oberkiefer und 10,5 mm für den Unterkiefer addiert.

Tränkmann und Raufmann [130] empfehlen ein geschlechts- und kieferspezifisches Vorgehen zur Schätzung des Platzbedarfs. Als Prädiktor wird die Summe des ersten Molaren und des seitlichen Schneidezahnes des jeweiligen Kiefers herangezogen.

Die geschilderten Prognosemethoden beruhen auf einfachen linearen Regressionsgleichungen, die die mesio-distalen Breiten von Zahngruppen als Summe und somit nur eine unabhängige Variable zur Grundlage haben. Im Bestreben nach präziseren Methoden zur Stützzonenvorhersage und unter der Annahme, dass nicht alle Zahnbreiten einer Gruppe in gleich hohem Ausmaß mit den Stützzonenbreiten korrelieren, wurden später multiple lineare Regressionsgleichungen konzipiert. So entwickelten Staley *et al.* [125] sechs Regressionsgleichungen mit multiplen Variablen, die eine geschlechts- und quadrantenspezifische Prognose ermöglichen.

Nach den Formeln von Bachmann [7] ergibt sich der Platzbedarf in den Stützzonen durch die Multiplikation der mesio-distalen Breiten der Zähne 22, 26 und 32 mit bestimmten Koeffizienten und Addition von 6,98 mm für den Ober- bzw. 6,96 mm für den Unterkiefer. Als vorteilhaft werden die hohen Korrelationskoeffizienten von 0,72 für den Ober- bzw. 0,71 für den Unterkiefer, die uneingeschränkte Anwendbarkeit durch die Erfassung von Extremwerten, die Gültigkeit der Gleichungen für weibliche wie männliche Patienten gleichermaßen sowie die Berechnung von oberer und unterer Stützzone mit insgesamt nur drei gemessenen Zahnbreiten angesehen.

Regressionsgleichungen mit Kombination von drei Variablen werden auch von Groß und Hasund [49] empfohlen. Dabei werden laut den Untersuchern die höchsten Korrelationskoeffizienten dann erreicht, wenn die mesio-distalen Breiten von 22 und 32 und die bukkolingualen Breite von 36 als unabhängige Variablen verwendet werden.

Um ethnisch bedingte Variationen der Zahndimensionen zu kompensieren, sind zahlreiche Regressionsgleichungen für spezifische Populationen modifiziert bzw. entwickelt worden [3, 13, 14, 35, 36, 63, 83, 94, 96, 101, 131, 138].

III. Schätzungsverfahren anhand von Röntgenbildern

Nance [93] führte im Jahre 1947 die Bestimmung der mesio-distalen Breiten der noch nicht durchgebrochenen Eckzähne und Prämolaren anhand von Röntgenbildern ein. Die Durchmesser der Stützzonenzähne wurden direkt an Zahnfilmen gemessen. Cohen [30] modifizierte später die Methode, indem er einen Multiplikationsfaktor zur Berücksichtigung der radiografischen Vergrößerung hinzufügte. Der Faktor ergibt sich aus der Division der intraoral gemessenen mesio-distalen Breite des ersten Molaren durch die mesio-distale Breite desselben Molaren gemessen an der Röntgenaufnahme.

In einer Studie von de Paula [34] an brasilianischen Kindern wurden die Zahnbreiten der noch nicht durchgebrochenen unteren Eckzähne und Prämolaren an einer Fernseitenröntgenaufnahme mit 45° schräg eingestellter Kopfhaltung gemessen, wobei die Autoren nicht näher präzisieren, wie der Kopf im Fernseitenröntgengerät justiert wurde. Die Vermessung der Zähne erfolgte erneut *post eruptionem* mit dem Resultat, dass die anhand der Röntgenaufnahme ermittelten Werte zwar größer

waren, diese allerdings mit den reellen Zahnbreiten stark korrelierten. Nach Korrektur des systematischen Fehlers waren die Paulas Prognosen präziser als jene, die mittels korrelationsstatistischer Methoden von anderen Autoren [8, 27, 88, 128] gemacht werden konnten.

Nachteilig bei den Verfahren zur Schätzung des Platzbedarfs in der Stützzone anhand von Röntgenbildern ist insbesondere die Exposition des Patienten zu ionisierender Strahlung. Ferner ist die genaue Messung der mesio-distalen Breite der noch nicht durchgebrochenen Zähne im Falle einer Rotation nicht möglich.

IV. Kombiniert röntgenologisch-korrelationsstatistische Methoden

Das von Hixon und Oldfather [55] entwickelte Verfahren kombiniert die Messung von Zahnbreiten bereits durchgebrochener Frontzähne am Modell mit der Bestimmung von Zahnbreiten noch nicht durchgebrochener Stützzoneenzähne mittels intraoraler Röntgenaufnahmen. Nachteile der Methode sind die notwendige Anfertigung von Röntgenbildern in einer voll standardisierten Aufnahmetechnik, um eine hohe Reproduktionsgenauigkeit zu gewährleisten sowie die Einschränkung der Anwendbarkeit auf den Unterkiefer. Die gemessenen Zahnbreiten dienen als Prädiktoren für die Schätzung des Platzbedarfs in der Stützzone mittels Regressionsgleichungen. Um die praktische Anwendbarkeit dieser Methode zu erleichtern, kann anhand des Wertes, der aus der Addition aller gemessenen Zahnbreiten hervorgeht, die wahrscheinliche Breite der unteren Stützzone aus einer Vorhersagetabelle abgelesen werden.

Die Methode von Hixon und Oldfather wurde von Staley und Kerber [126] modifiziert, indem der Mittelwert beider antimeren Zähne, z. B. beider ersten Prämolaren eines Kiefers, als unabhängige Variable in die Regressionsgleichung eingesetzt wurde.

Stähles [124] Methode zur Prädiktion der Zahnbreiten von Oberkiefereckzähnen und -prämolaren beruht auf der Messung an Modellen bzw. Röntgenbildern. Der mesio-distale Durchmesser des oberen Eckzahns wird geschätzt, indem die gemessene Breite des bereits durchgebrochenen oberen mittleren Schneidezahns mit einem Koeffizienten multipliziert wird, der sich aus der Messung dieser beiden Zähne an einem Kollektiv von 412 Schweizer Individuen ergab. Für die Schätzung der

Prämolarenbreiten werden von dem radiografisch gemessenen Wert jeweils 0,5 mm abgezogen, um die projektionsbedingte Vergrößerung zu korrigieren.

Eine Untersuchung von Ingervall und Lennartsson [61] an schwedischen Kindern ergab, dass die akkurateste Prognose der Stützzonenbreite im Oberkiefer anhand von multiplen Regressionsgleichungen erzielt werden konnte, welche die am Modell gemessene bucco-palatinal Breite des ersten oberen Molaren sowie die mittels Röntgenbild ermittelten mesio-distalen Breiten von Prämolaren und Eckzahn als unabhängige Variablen benutzten. Hingegen führte die Verwendung der an der Röntgenaufnahme gemessenen Zahnbreiten der unteren Eckzähne und Prämolaren als Gleichungsvariablen zu den besten Ergebnissen für die Vorhersage des Platzbedarfs im Unterkiefer.

Martinelli *et al.* [80, 81] verwenden Fernröntgenseitenaufnahmen mit 45° schräger Kopfeinstellung, um die mesio-distale Breite des ersten unteren Prämolaren zu bestimmen. Dieser Wert dient als unabhängige Variable in einer linearen Regressionsgleichung, mit der die Breiten von Eckzahn und Prämolaren des Unterkiefers vorhergesagt werden können.

Den kombiniert röntgenologisch-korrelationsstatistischen Methoden werden sehr hohe Korrelationskoeffizienten zugeschrieben [7]. Aufgrund des für die praktische Durchführung vergleichsweise hohen Aufwands fanden sie dennoch keine weite Verbreitung.

1.2 Vorteile der digitalen Modellanalyse

Die langbewährte Verwendung von Gipsmodellen zur kieferorthopädischen Diagnostik ist mit einer Reihe von Nachteilen verbunden. Gipsmodelle sind unhandlich und sperrig, können bei unsachgemäßer Handhabung beschädigt werden und müssen im Falle eines notwendigen Transports sorgfältig verpackt werden. Darüber hinaus nimmt die Archivierung Zeit und Lagerraum in Anspruch. Die geschilderten Umstände in Verbindung mit der unaufhaltsamen Technisierung der Medizin sowie der Forderung nach hohen Qualitätsstandards in Diagnostik und Therapie führt zu stetiger Entwicklung fortschrittlicher Techniken im Bereich der kieferorthopädischen Modellanalyse, welche die räumlich-metrische Erfassung von Patientendaten in digitaler Form in der täglichen Praxis ermöglichen sollen.

1.2.1 Zweidimensionale Methoden zur Modelldigitalisierung

Erste Alternativen zur konventionellen Vermessung von Gipsmodellen der Kiefer stellten fotografische Methoden wie die von Karwetzky [66] und Kinast [71] dar. Sie stellen die gemessenen Strecken, Winkel oder Flächen naturgemäß in nur zwei Dimensionen dar, weshalb diese Verfahren sich nicht durchsetzen konnten. Dasselbe Kriterium galt für Methoden, die Analysen anhand von Fotokopien oder mit Hilfe eines Flachbettscanners reproduzierten Modellen durchführten [112, 117].

1.2.2 Dreidimensionale Methoden zur Modelldigitalisierung

Die Weiterentwicklung der fotografischen Techniken zur dreidimensionalen Objektvermessung und -analyse ließ die Stereofotogrammetrie heranreifen, bei welcher zwei Kameras mit parallel ausgerichteten Aufnahmeachsen das Objekt fotografieren. Die Auswertung der Aufnahmen erfolgt analog, semi- oder volldigital [6, 12, 25, 28, 107, 109].

Einen anderen Ansatz stellte die Verwendung von Messmikroskopen dar. Das von van der Linden *et al.* eingesetzte *Optocom*® besaß ein Monookular mit zehnfacher Vergrößerung [132]. Das Stereomikroskop *Modellmat*® von Hense lieferte mit seiner zwanzigfachen Vergrößerung sehr präzise Messergebnisse [54]. Der Nachteil der mikroskopischen Verfahren war in erster Linie die schnell eintretende optische Ermüdung des Untersuchers.

Die Holografie ist eine laserfotografische Technik zur Aufnahme und Rekonstruktion von Bildern, wobei die dreidimensionalen Aspekte des Objektes beibehalten werden. Rydén *et al.* [113], Sander und Tochtermann [114, 115] sowie Miras und Sander [84] gelang die dreidimensionale Erfassung von Kiefermodellen aus Gips mit Hilfe von Hologrammen. Sie stellten dabei fest, dass Hologramme in Bezug auf Genauigkeit und Informationsgehalt den üblichen Modellen kaum nachstanden. Andererseits wuchs die Unsicherheit bei der Festlegung der Messpunkte auf Grund der fehlenden Substanz des transparenten holografischen Bildes.

Eine weitere äußerst genaue, wenn auch zeitaufwändige Digitalisierungsmethode stellt das mechanische Abtasten eines Objektes in allen drei Raumebenen dar [22, 68]. Nach einem derartigen taktilen Prinzip arbeitet der 3D-Sensorarm

MicroScribe®, der von Hayasaki *et al.* [53], Chen *et al.* [29] und Boldt *et al.* [19] zur dreidimensionalen Vermessung von Gipsmodellen verwendet wurde.

Die Volumentomographie ist ein radiologisches Verfahren für die dreidimensionale Darstellung beliebiger nichtmetallischer Objekte, bei dem der zu untersuchende Gegenstand schichtweise durchleuchtet wird. Boldt *et al.* [19] zeigten, dass diese Technik auch zur Digitalisierung von Gipsmodellen geeignet ist.

Von besonderer Relevanz für die vorliegende Arbeit sind optische Digitalisierungsverfahren nach dem Prinzip der aktiven Triangulation, die auf der Projektion von definierten Lichtstreifenmustern auf die zu vermessende Oberfläche basieren. Die Verformung der auf das Untersuchungsobjekt projizierten Lichtstreifen wird je nach System mit einer oder mehreren *Charge-coupled device* (CCD)-Kameras fotografiert, wobei das auf einem Drehteller fixierte Objekt sich vollautomatisch um 360° dreht. Die Kameraachsen spannen den sogenannten Triangulationswinkel auf. Bei der Miniatur-Projektionstechnik werden sehr feine Streifengitter mit bis zu 10.000 Linien pro Millimeter benutzt. Außerdem kommen bei dieser Technik zwei verschiedene Projektionsmuster zum Einsatz: ein in Graustufen codiertes Muster und eine phasenverschobene Sinussequenz. Die Rechnersteuerung erfasst mehrere Perspektiven des Objekts, in diesem Fall eines Kiefermodells aus Dentalgips, und generiert zunächst eine ungeordnete Menge von 3D-Koordinaten, die „Punktwolke“ [37]. Mittels Triangulation, d. h. durch die Umwandlung der Punktwolke in ein Dreiecksnetz, erfolgt die Vervollständigung des Rasters an den Stellen, an denen kein Messpunkt berechnet werden konnte. Dadurch besitzt der Dreiecksdatensatz keine ungültigen Punkte mehr. Das Dreiecksnetz wird daraufhin geglättet und verschmolzen, was schließlich die Visualisierung des Objektes als 3D-Grafik ermöglicht. Anschließend kann das Ergebnis in geeignete Datenformate konvertiert und abgespeichert werden [23].

1.2.3 Computergestützte Modellauswertung

Seit der Markteinführung der ersten Software für die Digitalisierung und Auswertung von Kiefermodellen im Jahre 1999 sind zahlreiche vergleichbare *computer-aided design* (CAD)-Systeme von der Industrie entwickelt worden [64].

Eine systematische Übersicht der Literatur von Fleming *et al.* [42] untermauert die hohe Reliabilität und Validität, die kommerziell erhältlichen Technologien zur EDV-gestützten Auswertung digitalisierter Kiefermodelle zugeschrieben wird. Verglichen wurden 17 Studien, wobei die Systeme *OrthoCad*, *emodel*, *C3D-builder*, *ConoProbe*, *Easy3D Scan*, *Digimodels* und *Cecile 3* evaluiert wurden [9, 47, 59, 67, 78, 82, 91, 97, 105, 108, 110, 112, 116, 127, 129, 134]. Die Gegenüberstellung der digitalen und konventionellen Vermessung der mesio-distalen Einzelzahnbreiten ergab Diskrepanzen von 0,01 bis 0,30 mm, die als klinisch irrelevant eingestuft wurden. Tomasetti *et al.* [129], Horton *et al.* [59] und Mullen *et al.* [91] verglichen die für die Vermessungen benötigte Zeit und erkannten eine Zeitersparnis bei der Anwendung von computergestützten Methoden, wobei die Lernkurve beim Umgang mit der virtuellen Messtechnik signifikant zu sein schien.

1.3 Ziele und Fragestellungen der vorliegenden Studie

Während zahlreiche rechnergestützte Auswertungssysteme zur Modellanalyse, wie oben dargestellt, gut untersucht und in der einschlägigen Literatur ausführlich „gewürdigt“ wurden, gilt dies nicht für die Diagnostik- und Dokumentationssoftware *OnyxCeph*^{3TM}. Die vorliegende Studie sollte diese Lücke schließen.

Folgende Aspekte bzw. Fragen sollen dabei evaluiert bzw. beantwortet werden:

Wie kann die Reliabilität und Validität der digitalen Modellvermessung mit *OnyxCeph*^{3TM} im Vergleich zu der herkömmlichen Vermessung von Gipsmodellen mit einem Messschieber bewertet werden? Lassen sich mit dem computergestützten System in kürzerer Zeit genauere und zuverlässigere Ergebnisse erzielen, so dass sich ein Vorteil gegenüber der Anwendung der Alternativen ergibt? Bringt die virtuelle Vorgehensweise Nachteile mit sich und welche klinische Relevanz haben diese?

Als Basis für eine tragfähige Bewertung soll geklärt werden, inwieweit die Korrelationsmethoden von Berendonk [10] und Moyers [88] für unsere Patienten gültig sind. Dabei interessierte, ob die aus dem Jahre 1965 bzw. 1973 stammenden Wahrscheinlichkeitstabellen nach mehreren Jahrzehnten ihre Aktualität beibehalten haben. Lässt sich der Platzbedarf in der Stützzone mit einer der Wahrscheinlichkeitstafeln akkurater vorhersagen als mit der anderen? Lassen sich bei einer der Methoden verfahrensspezifische Limitationen aufdecken, wodurch sich

die andere als deutlich überlegen erweist? Die einfache und schnelle Durchführung der Platzbedarfsprognose anhand der Tabellen von Moyers überzeugt selbst die Kritiker. Ist die nach herrschender Lehrmeinung universelle Anwendbarkeit der Prädiktionsmethode von Moyers nachvollziehbar oder sollten die derzeitigen Empfehlungen für Ausbildung und Praxis überdacht werden?

Über die rein technische Dimension der Beurteilung hinaus soll auch die Anwendungstauglichkeit der rechnergestützten Modellvermessung mit *OnyxCeph*^{3TM} evaluiert werden. Da die Leistungsfähigkeit eines Systems in der Praxis auch immer von der Kompetenz des Anwenders abhängt, muss für eine möglichst objektive Evaluierung bei der Bewertung berücksichtigt und kontrolliert werden, ob unterschiedlich qualifizierte Anwender unterschiedlich zuverlässige Messergebnisse erzielen. Vor dem Hintergrund, dass dieser Aspekt in vergleichbaren Studien nicht untersucht wurde, interessierte in der vorliegenden Arbeit insbesondere die Auswirkung des kieferorthopädischen Kenntnisstands auf Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse sowie auf den für die Modellvermessung benötigten Zeitaufwand. Wie robust ist das System gegenüber Anwendern ohne zahnmedizinische bzw. kieferorthopädische Fachausbildung? Lassen sich Unterschiede in den Ergebnissen zwischen Fachzahnärzten der Kieferorthopädie, Zahnärzten ohne kieferorthopädische Weiterbildung sowie zahnärztlichem Assistenzpersonal erkennen? Erweisen sich die Unterschiede als tolerabel oder bewährt sich das Verfahren ausschließlich in der Hand von Spezialisten, die mit der Handhabung vertraut sind?

2 Material und Methodik

2.1 Material

2.1.1 Kiefermodelle

Die für diese Studie verwendeten Kiefermodelle stammen aus den archivierten diagnostischen Unterlagen von Patienten, die in der Klinik für Kieferorthopädie und Orthodontie des Universitätsklinikums Ulm vorstellig wurden. Vermessen wurden Ober- und Unterkiefermodelle von 55 kieferorthopädisch unbehandelten Patienten. Die Modelle wurden vor Beginn der Messungen verblindet, indem Name und Geburtsdatum des Patienten verdeckt wurden.

Folgende Aspekte wurden bei der Modellauswahl berücksichtigt:

- Kiefer mit geschlossenen Zahnreihen (6-6)
- Permanente Dentition
- Unversehrte Modelle
- Keine Form-, Größen- oder Strukturanomalien der Zähne
- Kein Verlust an Zahnhartsubstanz durch Karies, Trauma oder Restaurationen im Approximalbereich der Zähne
- Keine Versorgung mit Kronen, Teilkronen oder Veneers

Weder ethnische Aspekte noch Geschlecht fanden im Auswahlprozess Berücksichtigung. Das Vorliegen einer Malokklusion war bei der Selektion der Modelle nicht entscheidend.

2.1.2 Instrumentarium für die manuelle Modellanalyse

Die Gipsmodelle wurden manuell mittels Dentalmessschieber (Münchner Modell, *Dentaurum*, Ispringen Deutschland) mit einer Ablesegenauigkeit von 0,10 mm vermessen (Abb. 2). Im Rahmen der Pilotstudie erfolgte die manuelle Vermessung zusätzlich mittels Stechzirkel und Lineal mit einer Genauigkeit von ca. 0,50 mm.



Abbildung 2, Dentalmessschieber (Münchner Modell) © Dentaaurum GmbH & Co. KG

2.1.3 Hard- und Software für die digitale Modellanalyse

Die Gipsmodelle wurden digitalisiert, indem Einzelkiefer-3D-Scans mit dem Streifenlichtprojektionsscanner d-*STATION*^{3D} der Firma *Breuckmann GmbH* (Meersburg, Deutschland) angefertigt wurden. Der Scanner d-*STATION*^{3D} dient der hochauflösenden Erfassung von 3D-Daten von zahnmedizinischen Abformungen bzw. Modellen, wobei der Scanvorgang vollautomatisch erfolgt.

Das Messfeld der d-*STATION*^{3D} hat eine Größe von 70 x 90 mm. Die 3 Watt starke Leuchtdiode, die als Lichtquelle für die Erzeugung des Streifenmusters fungiert, sowie die monochrome Digitalkamera mit einer Auflösung von 1296 x 964 Pixel und die frei positionierbare Dreh- und Schwenkeinheit sind in einem geschlossenen Systemgehäuse integriert und somit unempfindlich gegen Umgebungsstörungen, z. B. aus externen Beleuchtungsquellen (Abb. 3). Jeweils ein Kamerastrahl und ein Beleuchtungsstrahl bilden zusammen mit der Verbindungslinie der beiden Projektionszentren ein Dreieck (Triangulation). Aus den aufgezeichneten Bildern, in denen das ursprüngliche Streifenmuster durch die unebene Oberfläche des Objekts verzerrt dargestellt wurde, können die dreidimensionalen Koordinaten der Oberflächenpunkte nach dem Triangulationsprinzip berechnet werden. Dies setzt voraus, dass die Position und Orientierung von Kamera und Projektionseinheit vorher kalibriert wurden. Nach Ausrichtung der Einzelansichten des Objektes, welche primär einer Punktwolke entsprechen, erfolgt die Berechnung eines Dreiecksnetzes. Nach Glättung und Verschmelzung des Dreiecksdatensatzes ist die Visualisierung der geometrischen Informationen als dreidimensionales Objekt möglich. Gescannte Kiefermodelle werden als Dateien z. B. im STL-Format gespeichert und einer entsprechenden Software bereitgestellt.

Für die vorliegende Studie diente die Diagnostik- und Dokumentationssoftware *OnyxCeph*^{3™} Version 3.1.64 (*Image Instruments GmbH*, Chemnitz, Deutschland) der computergestützten digitalen Vermessung der eingescannten Modelle, die als STL-Dateien in das Auswertungsprogramm importiert wurden.

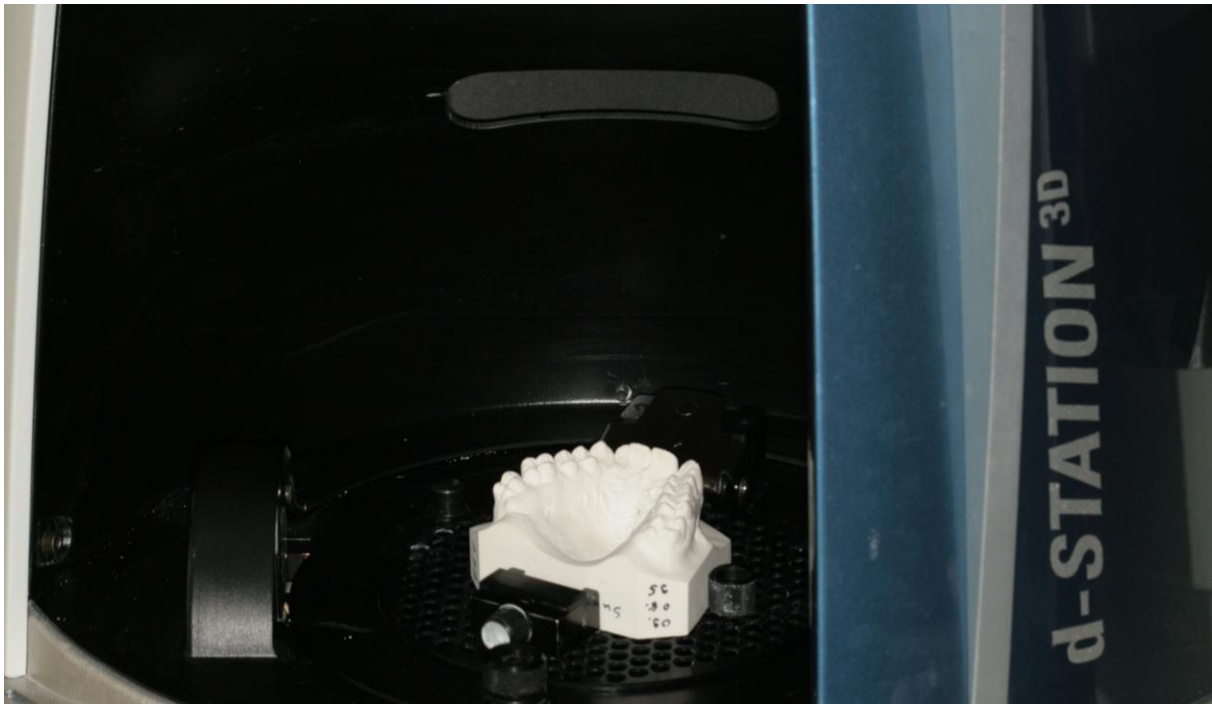


Abbildung 3, Streifenlichtprojektionsscanner d-STATION 3D

2.2 Methodik

2.2.1 Pilotstudie

Zur kritischen Evaluierung des geplanten Studiendesigns und zur Abschätzung der notwendigen Modellanzahl wurde im Vorfeld eine Pilotstudie durchgeführt. Hierfür wurden vier Modellpaare kieferorthopädisch unbehandelter Probanden durch drei Untersucher mit unterschiedlichem kieferorthopädischen Ausbildungsstand in randomisierter Reihenfolge jeweils fünfmal mit den folgenden drei Methoden vermessen: a) manuell mittels Messschieber, b) manuell mittels Stechzirkel und Lineal sowie c) computergestützt mit dem Auswertungsprogramm *OnyxCeph*^{3™}. Zur statistischen Auswertung wurden die Mittelwerte der Wiederholungsmessungen getrennt für die verschiedenen Methoden in einer Grafik paarweise gegeneinander aufgetragen und die Regressionsgerade sowie die Winkelhalbierende (*Line of*

equality) eingezeichnet (s. Anhang). Für den Fall, dass die Ergebnisse beider Methoden übereinstimmen, liegen die sich entsprechenden Messergebnisse auf der Winkelhalbierenden. Bei der grafischen Gegenüberstellung der manuellen Vermessung mit Stechzirkel und Lineal und der Modellvermessung mit *OnyxCeph*^{3TM} lagen nahezu alle Punkte für alle Untersucher links der *Line of equality*. Diese Tatsache lässt darauf schließen, dass die Zahnvermessung mittels Stechzirkel im Rahmen der Pilotstudie systematisch größere Werte ergab als die digitale Methode [16]. Demzufolge wurde die manuelle Vermessung mittels Messschieber als Vergleichsmethode für die Hauptstudie ausgewählt, während das Vermessungsverfahren mit Stechzirkel und Lineal entfiel.

Die Überprüfung der mit Hilfe der Pilotstudie erzielten Messergebnisse ergab einen benötigten Stichprobenumfang von mindestens 50 Kiefermodellpaaren.

2.2.2 Hauptstudie

Zum Vergleich der manuellen mit der digitalen Modellanalyse wurden die Einzelzahnbreiten der Zähne 16 bis 26 sowie 36 bis 46 an 55 nicht in die Pilotstudie einbezogenen Modellpaaren gemessen. Die Vermessung erfolgte jeweils dreimal manuell mittels Dentalmessschieber sowie computergestützt mit der Software *OnyxCeph*^{3TM} in randomisierter Reihenfolge durch drei Untersucherinnen mit unterschiedlichem kieferorthopädischen Ausbildungsstand: eine Fachzahnärztin für Kieferorthopädie („KFO“), eine Zahnärztin („ZA“) und eine medizinisch-technische Assistentin („MTA“) (Abb. 4). Die Zeitabstände zwischen den Messungen wurden zufällig gewählt, mussten jedoch mindestens einen Tag betragen.

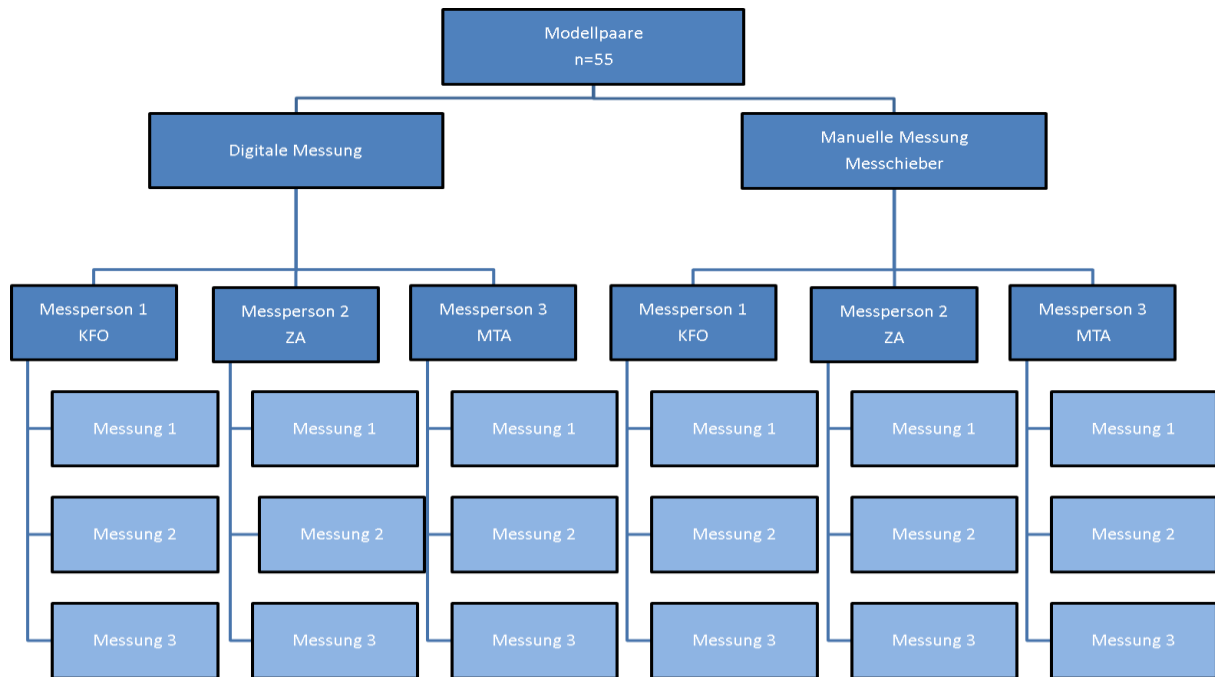


Abbildung 4, Studiendesign; KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

Der Messschieber wurde im Bereich des größten mesio-distalen Kronendurchmessers der zu vermessenden Zähne angelegt. Die abgelesenen Werte wurden in ein eigens für die Datenerhebung entworfenes Formblatt übertragen, welches ebenso für die Dokumentation der für den Messvorgang benötigten Zeit vorgesehen war (s. Anhang).

Bei den computergestützten Messungen wurde mit den dreidimensionalen Datensätzen der digitalisierten Modelle gearbeitet, wobei das virtuelle Modell mit *OnyxCeph*^{3TM} aus verschiedenen Richtungen visualisiert werden konnte. Die Punkte, die den größten mesio-distalen Kronendurchmesser definierten, wurden auf die Zahnoberfläche durch Anklicken markiert. Das Auswertungsprogramm misst den Abstand zwischen den vom Untersucher per Mausklick gesetzten Punkten und erstellt eine Tabelle, in der die Zahnbreiten in Millimeter aufgeführt sind (Abb. 5).

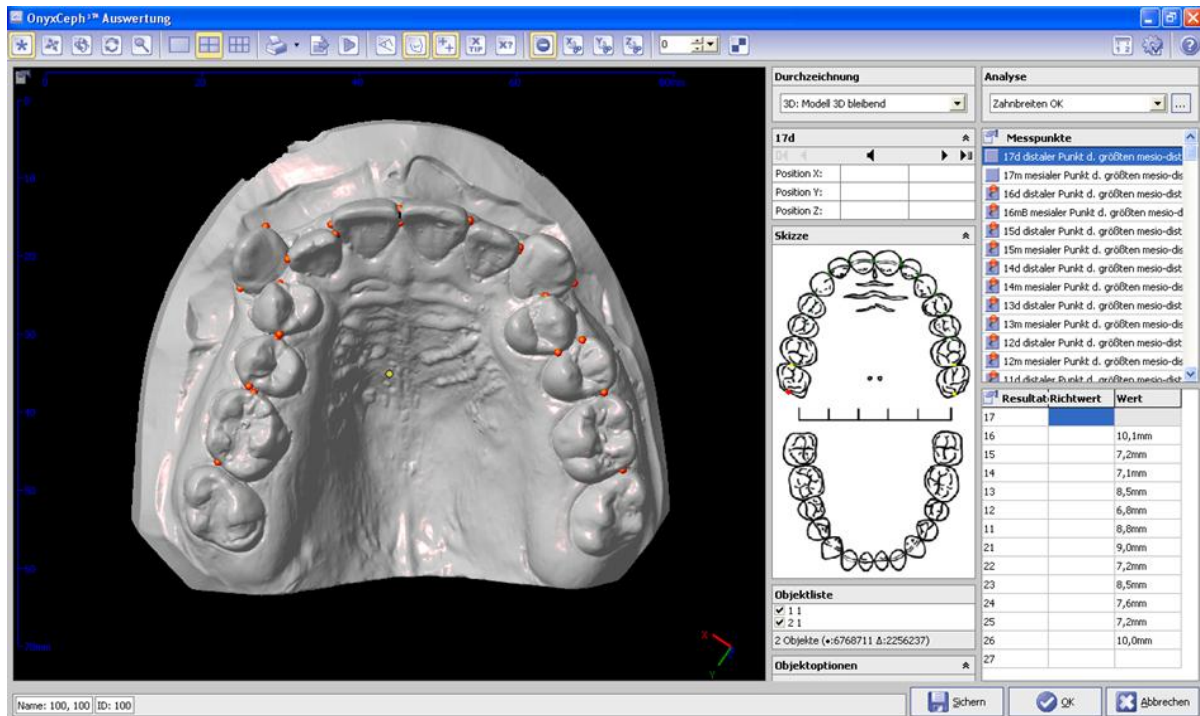


Abbildung 5, Screenshot der Maske zur Messung der Zahnbreiten 16-26 mit OnyxCeph^{3TM}

Die in dieser Weise erhobenen Werte der einzelnen Messwiederholungen wurden anschließend in eine *Excel*-Datei exportiert. Anhand einer Stoppuhr wurde die für die Vermessung jedes Modellpaares benötigte Zeit erfasst und in ein dazu vorgesehenes Formblatt (s. Anhang) übertragen.

Aus den gemessenen Einzelzahnbreiten wurden die Mittelwerte für SI OK und SI UK für jede Methode und jeden Untersucher berechnet. Diese Werte dienen als Grundlage für die Ermittlung der nach Moyers bzw. Berendonk prognostizierten Sollwerte für die Stützzonenbreite im jeweiligen Kiefer, die von einer der drei Messpersonen (ZA) abgelesen und dokumentiert wurden. Durch Inter- bzw. Extrapolation fand eine Ergänzung der in der Prädiktionstabellen statt, indem die SI OK- und SI UK-Werte entsprechend der Messgenauigkeit des Messschiebers in 0,10 mm Abstände skaliert wurden.

Aus den gemessenen Breiten der Zähne 3, 4 und 5 in jedem Quadranten wurde zudem für jede Methode und jeden Untersucher der Mittelwert gebildet. Zur Überprüfung der Gültigkeit der Wahrscheinlichkeitstabellen für das untersuchte Kollektiv wurden die Differenz aus gemessenem Istwert und vorhergesagtem Sollwert kalkuliert.

2.3 Statistische Methoden

Vor der statistischen Auswertung wurden die Messergebnisse auf grobe Fehler untersucht, die offensichtlich auf inkorrektes Ablesen der Noniusskala im Falle der manuellen Vermessung bzw. fehlerhaftes Setzen von Punkten bei der computergestützten Methode zurückzuführen waren. Als Grundlage für die statistischen Berechnungen dienten dann die bereinigten Werte.

Alle statistischen Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von 5 % ($\alpha=0,05$) durchgeführt. Die klinisch relevante Grenze für mittlere Differenzen wurde auf 0,50 mm gelegt [5, 47, 79, 91].

2.3.1 Methodenvergleich nach Bland und Altman

Zum Vergleich der Messmethoden untereinander sowie zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit der einzelnen Messmethoden wurde die Methode nach Bland und Altman angewendet und die Ergebnisse als entsprechendes Diagramm dargestellt. Das Bland-Altman-Diagramm ist eine grafische Darstellungsmethode für die Beurteilung der Übereinstimmung zweier klinischer Messmethoden. Es wird in erster Linie für den Vergleich neuartiger Messverfahren mit einem Goldstandard eingesetzt, wobei der wahre Messwert unbekannt ist. Wenn die Ergebnisse beider Messmethoden hinreichend übereinstimmen, dann sind beide Verfahren gegeneinander austauschbar [16, 17].

Wenn der wahre Wert unbekannt ist, kann nach Bland und Altman davon ausgegangen werden, dass der Mittelwert der Messergebnisse beider Messverfahren die bestmögliche Schätzung des wahren Wertes darstellt. Der Mittelwert der Differenzen beschreibt die durchschnittliche Abweichung zwischen den Messungen mit beiden Messverfahren.

Im Bland-Altman-Diagramm wird der Mittelwert beider Methoden (Abszisse) gegen die Differenz der beiden Messmethoden (Ordinate) im kartesischen Koordinatensystem aufgetragen. Zusätzlich werden parallel zur x-Achse drei weitere Geraden dargestellt: der Mittelwert der Differenzen $\bar{d}$ und der Mittelwert der Differenzen plus $1,96 \times$ Standardabweichung der Differenzen (SD) bzw. minus $1,96 \times$ Standardabweichung der Differenzen [75].

Das Diagramm veranschaulicht den Mittelwert der Differenzen sowie die Schwankungsbreite zwischen zwei Messungen und macht Ausreißer, die zu einer Verzerrung führen, leicht ersichtlich. Zudem lässt sich durch logarithmische Transformation der Werte erkennen, ob die Variabilität der Differenzen von der Höhe des gemessenen Wertes abhängig ist, also ob z. B. bei breiteren Zähnen grundsätzlich größere Abweichungen auftreten. Systematische Messfehler werden aufgedeckt, da sich mit Hilfe der grafischen Darstellung der Ergebnisse ersehen lässt, ob mit einer Messmethode prinzipiell höhere bzw. niedrigere Messwerte ermittelt wurden [50].

Liegen 95 % der gemessenen Werte im Bereich $\bar{d} \pm 1,96 \times SD$, kann eine Normalverteilung der Differenzen angenommen werden. Die Grenzen, die sich aus der Berechnung von $\bar{d} \pm 1,96 \times SD$ ergeben, werden als Übereinstimmungsgrenzen oder *Limits of agreement* bezeichnet. Bei der konkreten Anwendung von Bland-Altman-Diagrammen in der Praxis kann allerdings die Güte der Übereinstimmung nicht losgelöst von der fachlichen Fragestellung beurteilt werden. Der Anwender muss festlegen, wie groß die Übereinstimmung zwischen den Messwerten im Hinblick auf die klinische Relevanz sein muss [75]. Die zwei verglichenen Messmethoden sind dann gegeneinander austauschbar, wenn die Differenzen zwischen den Messungen innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen als klinisch irrelevant betrachtet werden können [17].

Die Reproduzierbarkeit stellt ein Maß für die Objektivität einer Methode dar. Anhand des Bland-Altman-Diagramms lässt sich die interindividuelle Variabilität bei der Anwendung eines Verfahrens evaluieren, indem die durch zwei Untersucher erzielten Messergebnisse grafisch gegeneinander aufgetragen werden. Die inhaltliche Interpretation der Übereinstimmungsgrenzen ermöglicht eine Aussage darüber, inwieweit die Messwerte von der Messperson beeinflusst sind.

2.3.2 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Zum Vergleich des zeitlichen Aufwands zwischen den zwei Messmethoden wurde in der vorliegenden Studie der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet. Beim Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test handelt es sich um einen nicht-parametrischen Test, wobei die Auswertung auf der Bildung einer Rangreihe aus Paardifferenzen

basiert. Die Paardifferenzen ergeben sich daraus, dass es sich um verbundene Stichproben handelt und so jedem Wert aus der manuellen Messung der entsprechende Wert aus der computergestützten Messung zugeordnet werden kann. Dazu werden die Mittelwerte aus den Wiederholungsmessungen gebildet [137].

Die Nullhypothese zum Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test besagt, dass die Differenzen der untersuchten Parameter nicht signifikant voneinander abweichen.

Das Testverfahren wird wie folgt durchgeführt:

- Die Differenzen aus den Wertpaaren werden berechnet.
- Nur die von 0 verschiedenen Paardifferenzen werden beim Test berücksichtigt.
- Die Differenzen werden nach der Größe ihres Betrags in aufsteigender Reihenfolge sortiert und mit Rangnummern versehen. Bei Bindungen, d. h. bei zwei gleich großen Werten, werden die Rangplätze gemittelt.
- Die Rangsummen R^+ bzw. R^- errechnen sich, indem alle Rangwerte der negativen respektive positiven Paardifferenzen zusammenaddiert werden.

Der kleinere der beiden Werte ist die Prüfgröße R und dient dazu, den Unterschied des Zeitaufwands bei der Vermessung unter Einsatz der unterschiedlichen Methoden auf Signifikanz zu prüfen. Die kritischen Werte sind für ein- und zweiseitige Fragestellungen, verschiedene Signifikanzniveaus α und verschiedene Stichprobengrößen n tabelliert [136].

Die Nullhypothese wird abgelehnt, wenn die Prüfgröße gleich dem kritischen Wert oder kleiner als dieser ist.

2.3.3 Deskriptive Statistik

Die Verschiedenheit von Messergebnissen desselben Untersuchers zu unterschiedlichen Zeitpunkten wird als „intraindividuelle Variabilität“, und umgekehrt, der Übereinstimmungsgrad als „Wiederholbarkeit“ bezeichnet. Für die Evaluation der Wiederholbarkeit wurden in der vorliegenden Untersuchung die Differenzen der

Messresultate aus den drei Messdurchgängen aller Messpersonen für jede Methode berechnet und anschließend die Standardabweichungen dieser Differenzen betrachtet. Dabei wurde überprüft, wieviel Prozent der Wiederholungsmessungen innerhalb der klinisch akzeptablen Grenze von $\pm 0,50$ mm bzw. innerhalb eines noch engeren Bereichs von $\pm 0,20$ mm lagen.

Die grafischen Darstellungen zur Veranschaulichung der Unterschiede zwischen den gemessenen und den anhand von Wahrscheinlichkeitstabellen vorhergesagten Werten in Form von Box-and-Whisker-Plots (kurz: Boxplots) wurden mit der Software *OriginPro* Version 9.0 (OriginLab®) erstellt. Dabei erfolgte die Auswertung von Ober- und Unterkiefer zunächst getrennt voneinander. Antimere Zähne, d. h. bilateral symmetrische Zähne, die sich in einem Kiefer gegenüberliegen, wurden ebenfalls separat berücksichtigt. Dieser Entscheidung lag die Annahme zugrunde, dass die bilaterale Symmetrie eines Individuums nicht vorbehaltlos angenommen werden kann. Bei der quadrantenspezifischen Betrachtung ließen sich jedoch so ähnliche Tendenzen feststellen (s. Anhang), dass sich die grafische Darstellung der vier Quadranten insgesamt als adäquat und zudem übersichtlicher erwies.

3 Ergebnisse

Es folgt die Darstellung der Ergebnisse des Methodenvergleichs für die Modellvermessung mit dentalem Messschieber und *OnyxCeph*^{3TM}. Weiterhin werden die Resultate für die intra- und interindividuelle Variabilität sowie für die benötigte Zeit im Vergleich dargelegt. Schließlich folgen die Ergebnisse zur Überprüfung der Gültigkeit der Wahrscheinlichkeitstabellen für die untersuchte Population.

3.1 Vergleich der Methoden

Für die Messperson mit den profunderen kieferorthopädischen Kenntnissen (KFO) betrug der Mittelwert der Differenzen der mit den beiden verschiedenen Methoden gemessenen Einzelzahnbreiten -0,09 mm (Tab. 4). Dabei war der mit der computergestützten Methode ermittelte Messwert um durchschnittlich 1,1 % kleiner als der Mittelwert, der mittels manuellen Messschiebers gemessen wurde. Bei einer Standardabweichung der Differenzen von 0,20 mm ergaben sich Werte für die Übereinstimmungsgrenzen in Höhe von 0,29 mm bzw. -0,48 mm (Abb. 6). In Prozent vom Mittelwert ausgedrückt waren 95 % der digital gemessenen Werte bis zu 3,9 % größer und bis zu 5,9 % kleiner als die manuell gemessenen.

Tabelle 4, Mittelwert der Differenzen $\bar{d}$, Standardabweichung SD und Übereinstimmungsgrenzen in mm für Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie), ZA (Zahnärztin) und MTA (medizinisch-technische Assistentin)

	KFO	ZA	MTA	Gesamtpool
$\bar{d}$	-0,09	-0,10	0,12	-0,02
SD	0,20	0,25	0,29	0,27
$\bar{d} + 1,96 \times SD$	0,29	0,39	0,68	0,50
$\bar{d} - 1,96 \times SD$	-0,48	-0,58	-0,44	-0,54
$\bar{d} \pm 1,96 \times SD$	0,77	0,97	1,12	1,04

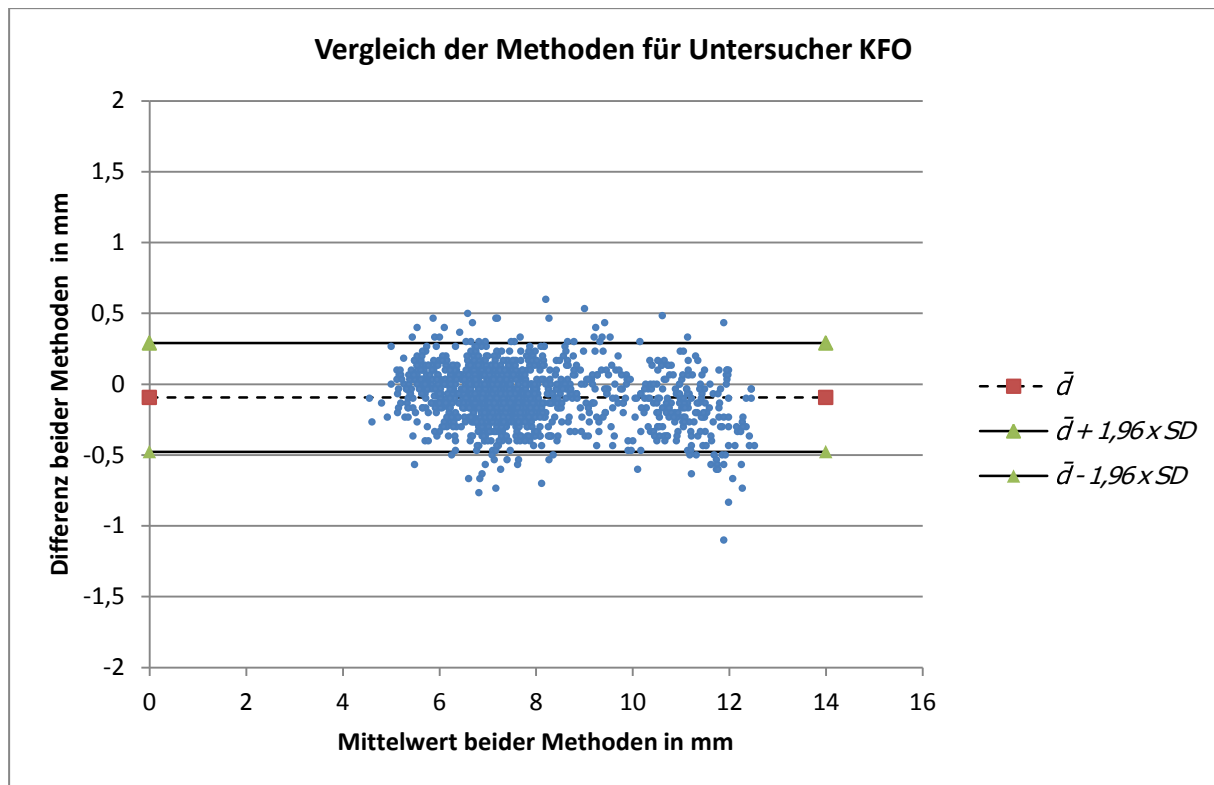


Abbildung 6, Bland-Altman-Diagramm zum Vergleich der Übereinstimmung zwischen digital und manuell ermittelten Einzelzahnbreiten für Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie). Der Darstellung liegen die Ergebnisse von drei Messungen an jeweils 55 Modellpaaren zugrunde. $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

Das Ergebnis des Methodenvergleichs für die Messperson ZA ist in Abbildung 7 dargestellt. Der Mittelwert der Differenzen der Einzelzahnbreiten betrug -0,10 mm (Tab. 4), was wie bei KFO durchschnittlich um 1,1 % kleinere Messwerte bei der Anwendung von *OnyxCeph*^{3TM} entspricht. Die Standardabweichung der Differenzen war im Vergleich zur Kieferorthopädin mit 0,25 mm etwas höher. Demzufolge waren 95 % der mittels Software gemessenen Zahnbreiten bis zu 0,39 mm (5,1 %) größer und bis zu 0,58 mm (6,9 %) kleiner als die mit manuellem Instrumentarium erzielten Werte.

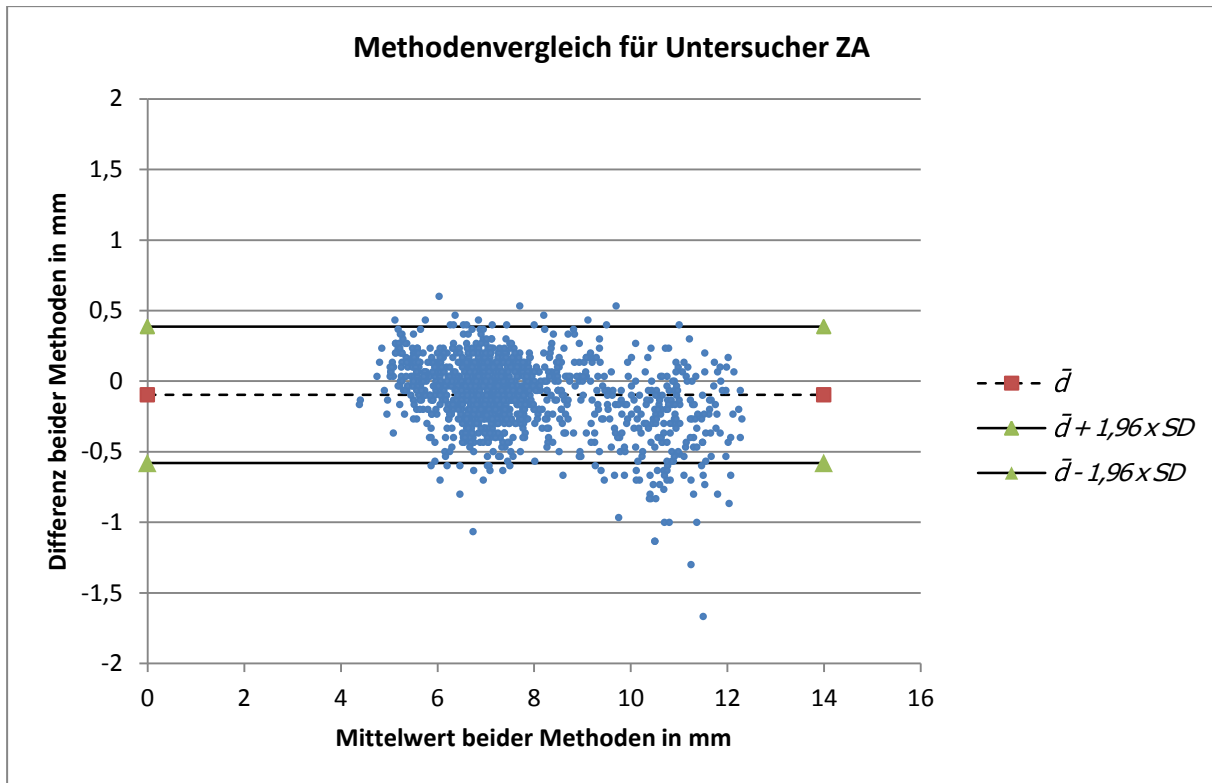


Abbildung 7, Bland-Altman-Diagramm zum Vergleich der Übereinstimmung zwischen digital und manuell ermittelten Einzelzahnbreiten für Untersucher ZA (Zahnärztin). Dargestellt sind die Ergebnisse der drei Messreihen von jeweils 55 Modellpaaren. $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

Abbildung 8 stellt die Ergebnisse der vom Untersucher ohne zahnmedizinische Ausbildung (MTA) mit manueller und digitaler Messmethode erzielten Zahnbreiten im Vergleich dar. Im Gegensatz zu den anderen zwei Untersucherinnen lag der Mittelwert der Differenzen bei der medizinisch-technischen Assistentin im positiven Bereich, nämlich bei 0,12 mm (Tab. 4). Folglich ermittelte Messperson MTA mit *OnyxCeph*^{3™} im Durchschnitt um 1,4 % größere Werte als mit dem Messschieber. Die Standardabweichung ergab einen Wert von 0,29 mm. Bei einem Vertrauensniveau von 95 % war der computergestützt gemessene Wert zwischen 0,68 mm (9,7 %) größer und 0,44 mm (6,2 %) kleiner als der Wert, der mittels Messschieber ermittelt wurde.

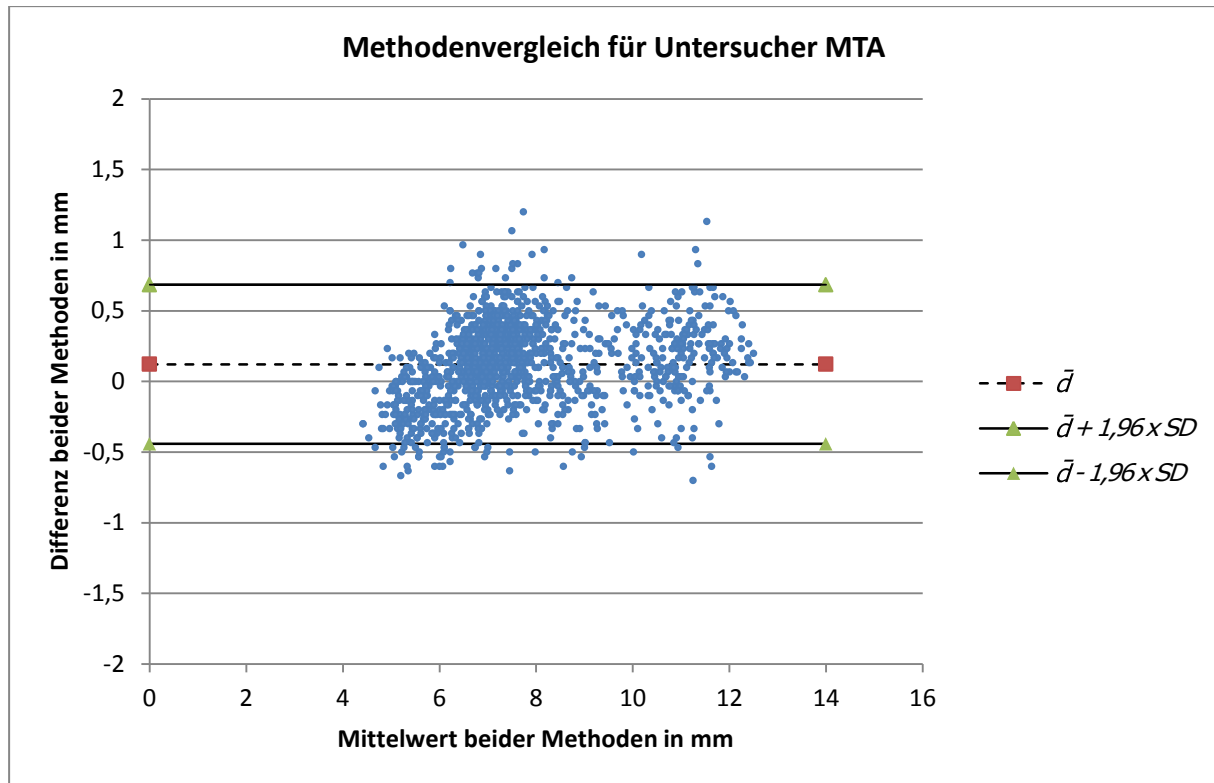


Abbildung 8, Bland-Altman-Diagramm zum Vergleich der Übereinstimmung zwischen digital und manuell ermittelten Einzelzahnbreiten für Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin). Die Grafik stellt die Ergebnisse aus drei Messdurchgängen an jeweils 55 Modellpaaren dar. $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

Für alle Untersucher gilt, dass sich zufällige Schwankungen der Differenzen zwischen beiden Messmethoden um den Wert der mittleren Differenz zeigen. Durch logarithmische Transformation der Werte lässt sich verifizieren, dass kein Zusammenhang zwischen der Abweichung der Methoden bzw. der Streuung der Abweichungen und der Höhe des gemessenen Wertes besteht (s. Anhang). Systematische Abweichungen liegen nicht vor.

Entsprechend der Bland-Altman-Diagramme war also der Übereinstimmungsbereich der gemessenen Werte umso schmaler, je höher der kieferorthopädische Ausbildungsstand des Untersuchers.

Die Gesamtbetrachtung der Werte aller drei Untersucherinnen ergab, dass mit *OnyxCeph*^{3™} im Durchschnitt um 0,02 mm kleinere Zahnbreiten ermittelt wurden als mit dem Messschieber. Für 95 % der Fälle war der digital gemessene Wert bis zu

0,50 mm größer und bis zu 0,54 mm kleiner als der manuell gemessene Wert (Abb. 9).

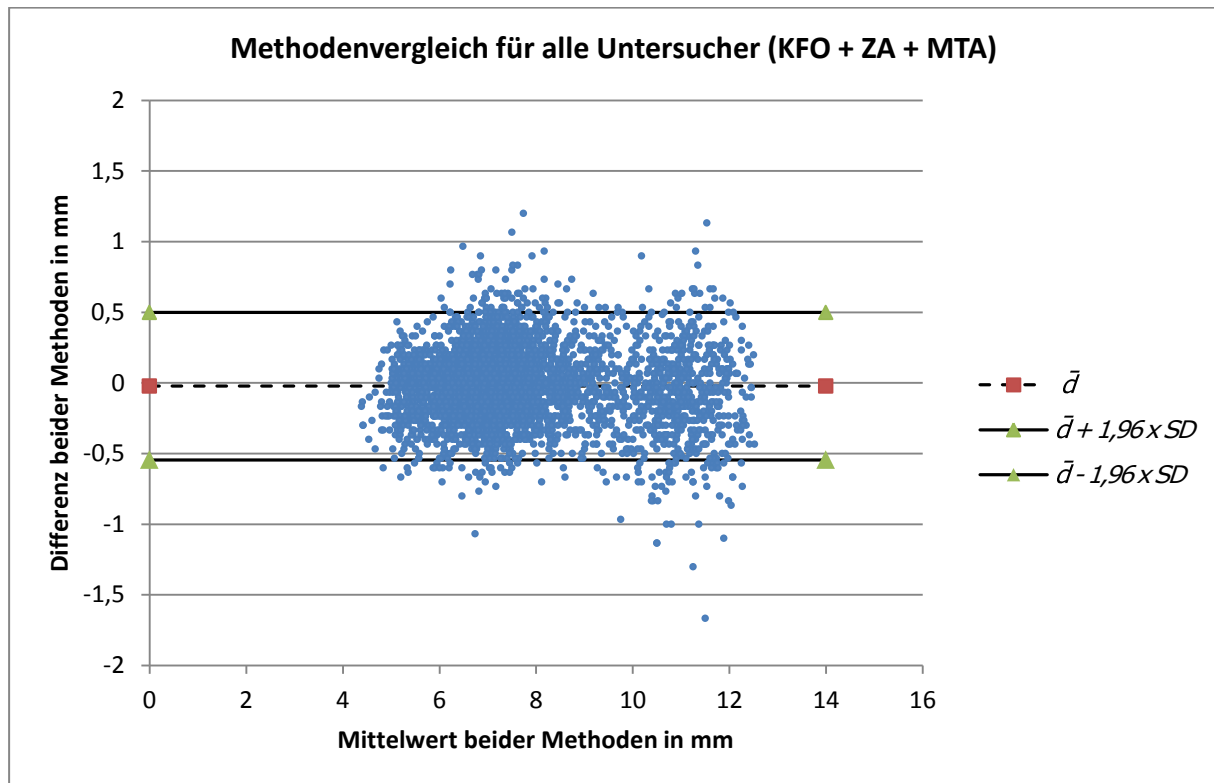


Abbildung 9, Bland-Altman-Diagramm zum Vergleich der Übereinstimmung der von allen Messpersonen digital und manuell ermittelten Einzelzahnbreiten; KFO: Fachärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin, $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

3.2 Wiederholbarkeit

Zur Evaluation der Präzision des digitalen und des manuellen Messverfahrens wurden jeweils die Differenzen aller mit der jeweiligen Methode erhobenen Messwerte berechnet.

In Abbildung 10 sind die Differenzen der Wiederholungsmessungen für die computergestützte Methode wiedergegeben. Dabei lagen 90,7 % der Werte innerhalb der klinisch akzeptablen Grenze von $\pm 0,50$ mm und 60,6 % der Werte innerhalb des Bereichs von $\pm 0,20$ mm (Tab. 5).

3 Ergebnisse

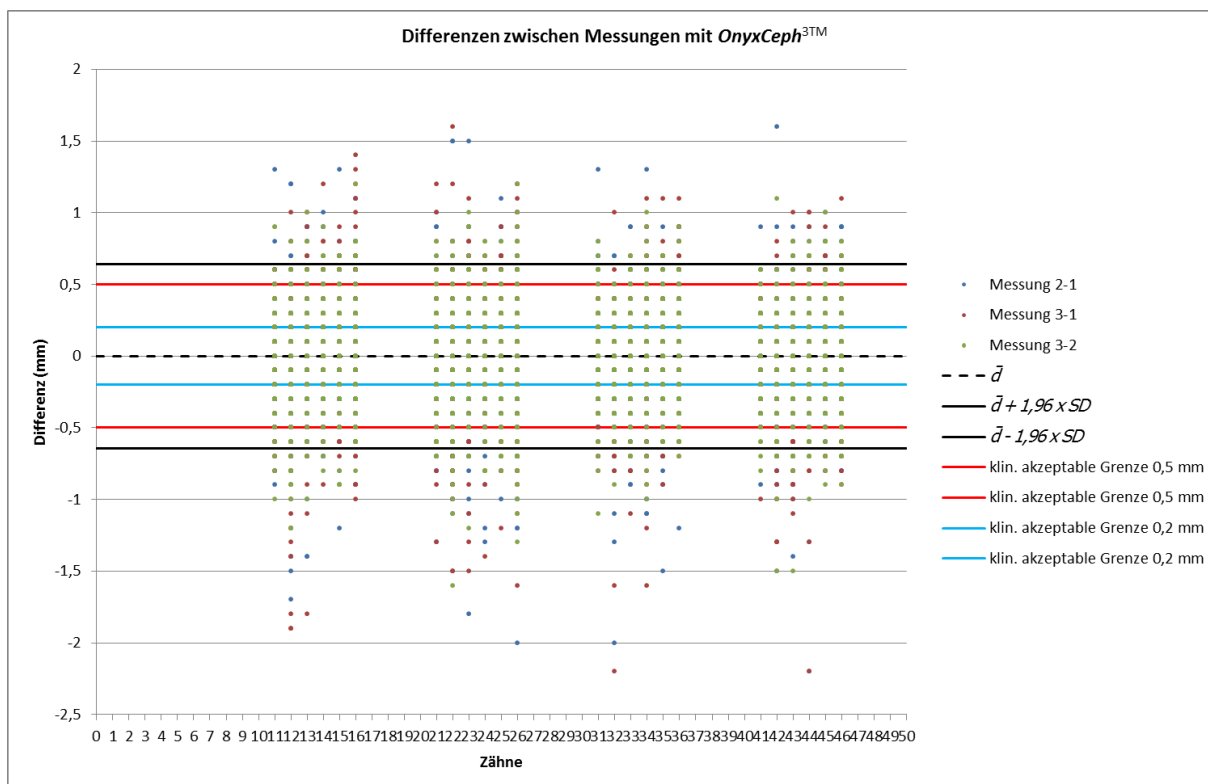


Abbildung 10, Differenzen der Wiederholungsmessungen (55 Modellpaare, jeweils 3 Messungen) für alle Untersucher (KFO = Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA = Zahnärztin, MTA = medizinisch-technische Assistentin) bei Messung mit *OnyxCeph*^{3TM} unter Berücksichtigung des klinisch akzeptablen Bereichs von $\pm 0,50$ mm bzw. $\pm 0,20$ mm; $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, *SD*: Standardabweichung

Tabelle 5, Prozentualer Wert der Differenzen der Wiederholungsmessungen unter Berücksichtigung der klinisch akzeptablen Grenzen von 0,50 mm bzw. 0,20 mm und Standardabweichung (*SD*) in mm für beide Messmethoden im Vergleich

	<i>OnyxCeph</i> ^{3TM}	Messschieber
$\leq 0,50$ mm	90,7 %	97,7 %
$\leq 0,20$ mm	60,6 %	86,8 %
<i>SD</i>	0,32	0,20

Abbildung 11 stellt die Differenzen der Wiederholungsmessungen für die manuelle Messmethode dar. Innerhalb der klinisch akzeptablen Grenze von $\pm 0,50$ mm befanden sich 97,7 % der Werte, d. h. um 7 % mehr als beim digitalen

Messverfahren. Im engeren Bereich von $\pm 0,20$ mm war der Unterschied mit 86,8 % der Differenzen bei Anwendung des Messschiebers gegenüber 60,6 % bei Vermessung mit der Software *OnyxCeph*^{3TM} wesentlich deutlicher (Tab. 5).

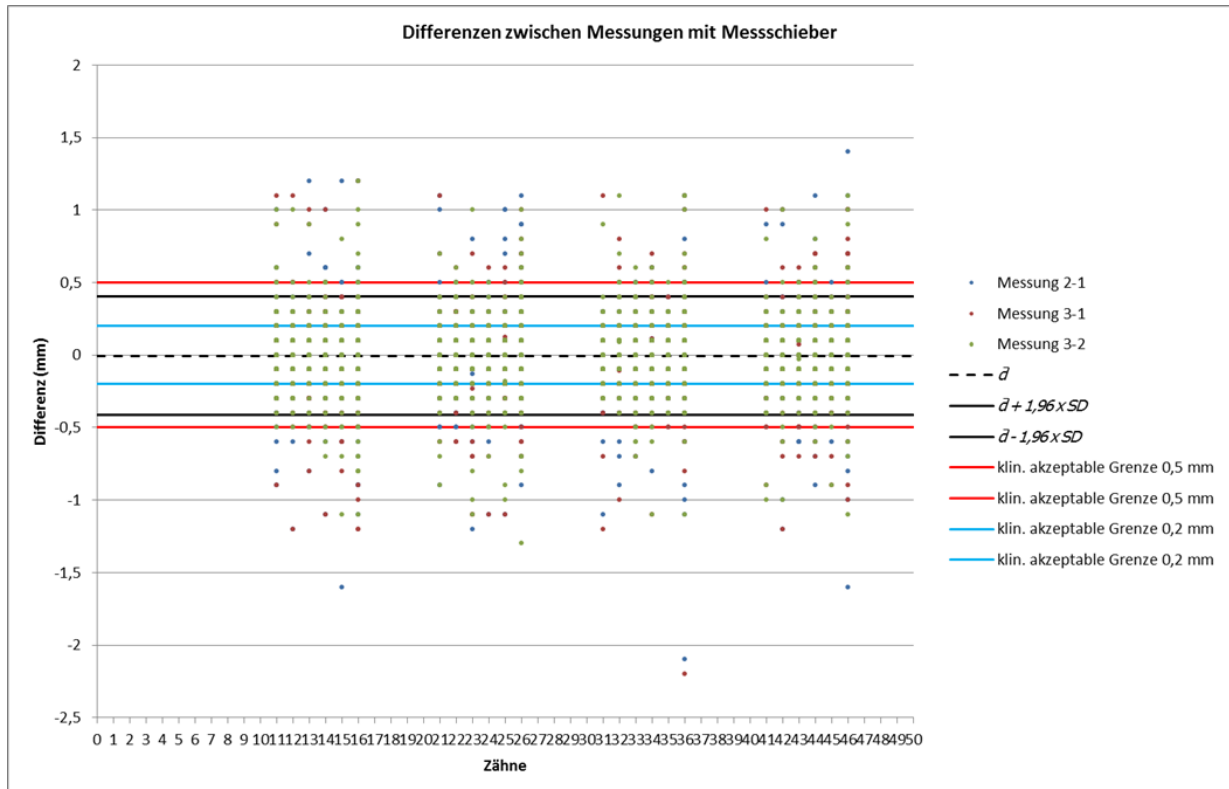


Abbildung 11, Differenzen der Wiederholungsmessungen (55 Modellpaare, jeweils 3 Messungen) für alle Untersucher (KFO = Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA = Zahnärztin, MTA = medizinisch-technische Assistentin) bei Messung mit Messschieber unter Berücksichtigung des klinisch akzeptablen Bereichs von $\pm 0,50$ mm bzw. $\pm 0,20$ mm; $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

3.3 Reproduzierbarkeit

Als Reproduzierbarkeit bezeichnet man den Zusammenhang zwischen Variabilität der Ergebnisse und untersuchender Person.

Die interindividuelle Variabilität bei Anwendung der Diagnostik- und Dokumentationssoftware *OnyxCeph*^{3TM} ist in Abbildung 12 bis 14 dargestellt.

Für die Messpersonen KFO und ZA betrug der Mittelwert der Differenzen der Messwerte 0,16 mm, wobei von KFO größere Zahnbreiten gemessen wurden. Die Standardabweichung der Differenzen belief sich auf 0,21 mm. Daraus folgen Übereinstimmungsgrenzen von 0,59 mm bzw. -0,25 mm und ein Übereinstimmungsbereich von 0,84 mm (Abb. 12).

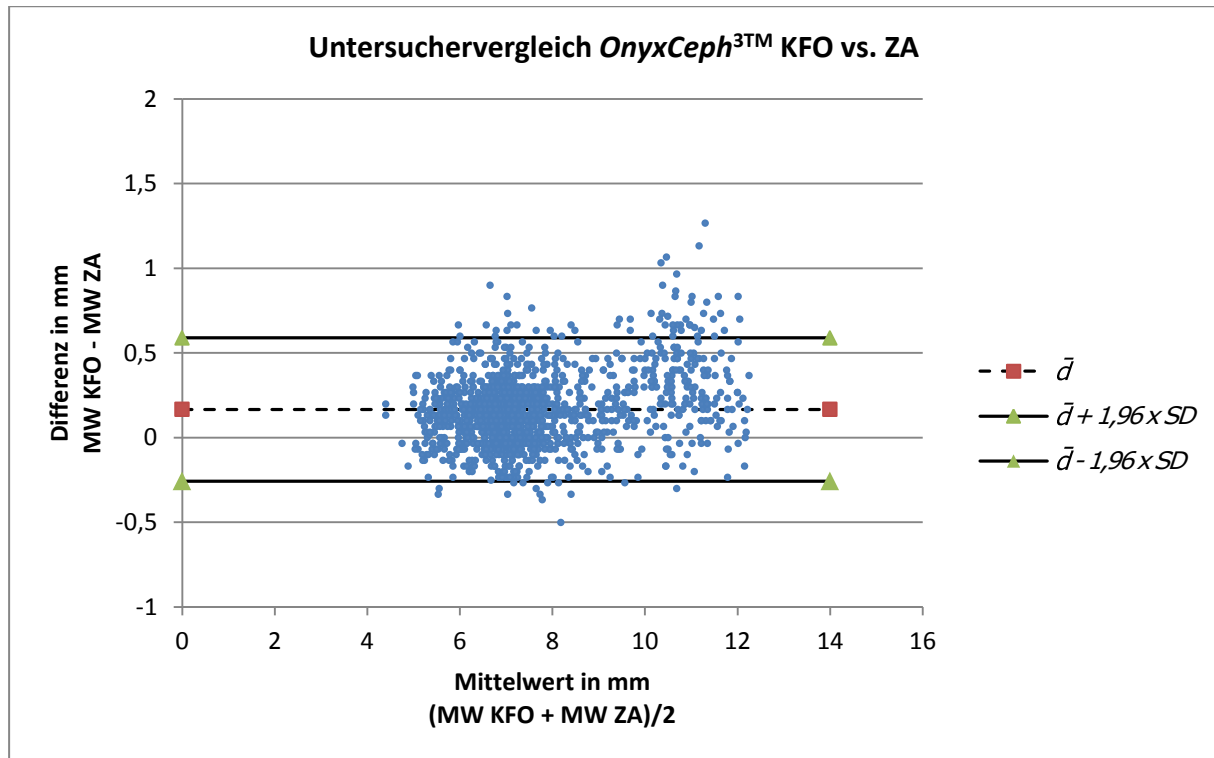


Abbildung 12, interindividuelle Variabilität für die computergestützte Vermessung der Einzelzahnbreiten mit *OnyxCeph*^{3™} an 55 Modellpaaren, die von jedem Untersucher jeweils dreimal gemessen wurden. Vergleich zwischen Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) und Untersucher ZA (Zahnärztin); $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

Wie Abbildung 13 zeigt, betrug der Mittelwert der Differenzen der gemessenen Zahnbreiten bei Anwendung des digitalen Verfahrens im interindividuellen Vergleich zwischen KFO und MTA 0,01 mm. Somit waren die von KFO gemessenen Werte geringfügig größer. Bei einer Standardabweichung der Differenzen von 0,29 mm lag die obere Übereinstimmungsgrenze bei 0,80 mm und die untere bei -0,55 mm. Der 95 %-Konfidenzintervall der Übereinstimmung betrug folglich 1,13 mm.

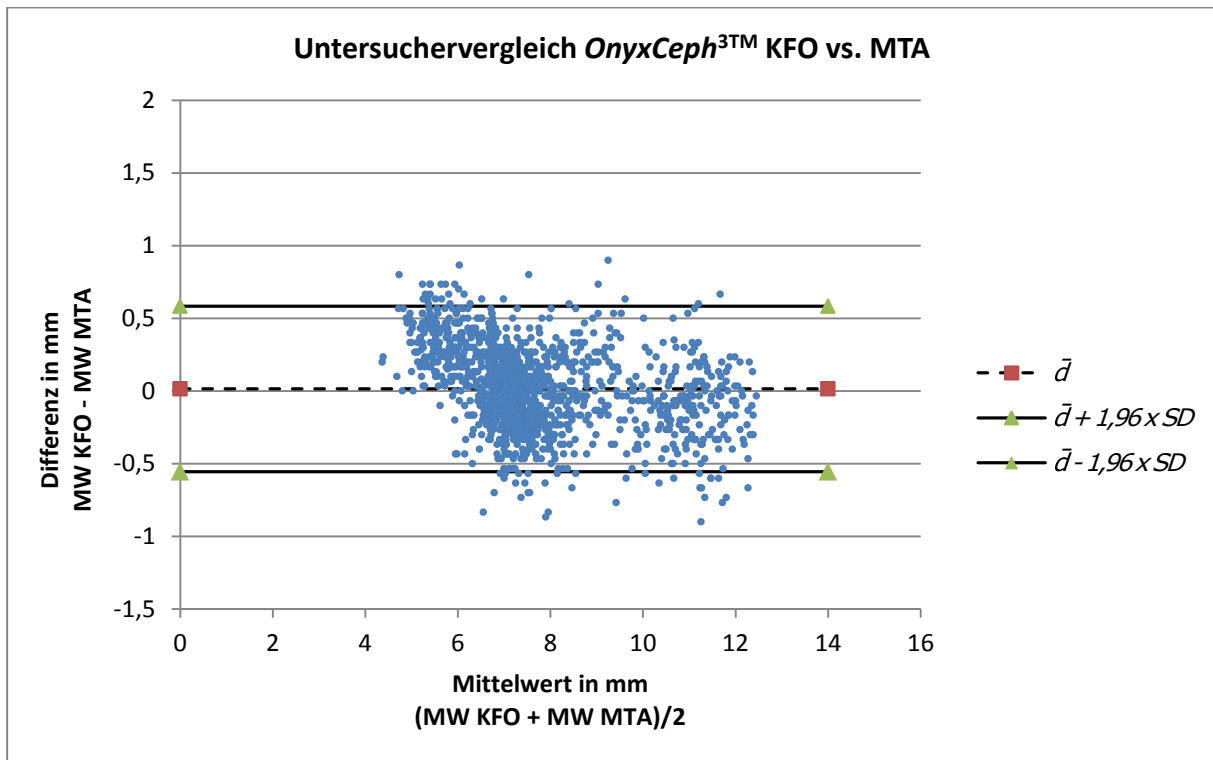


Abbildung 13, interindividuelle Variabilität für die computergestützte Vermessung der Einzelzahnbreiten an 55 Modellpaaren mit *OnyxCeph*^{3™} durch Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) gegenüber Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) bei 3 Messdurchgängen; $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, *SD*: Standardabweichung

Abbildung 14 stellt die Ergebnisse der von Untersucher ZA und MTA digital gemessenen Zahnbreiten im Vergleich dar. Der Mittelwert der Differenzen lag bei -0,15 mm. Die von der Zahnärztin gemessenen Zahnbreiten fielen demnach vergleichsweise kleiner aus. Die Standardabweichung ergab einen Wert von 0,34 mm. Somit beliefen sich die Übereinstimmungsgrenzen auf 0,52 mm bzw. -0,82 mm und der Übereinstimmungsbereich für 95 % der Fälle auf 1,34 mm.

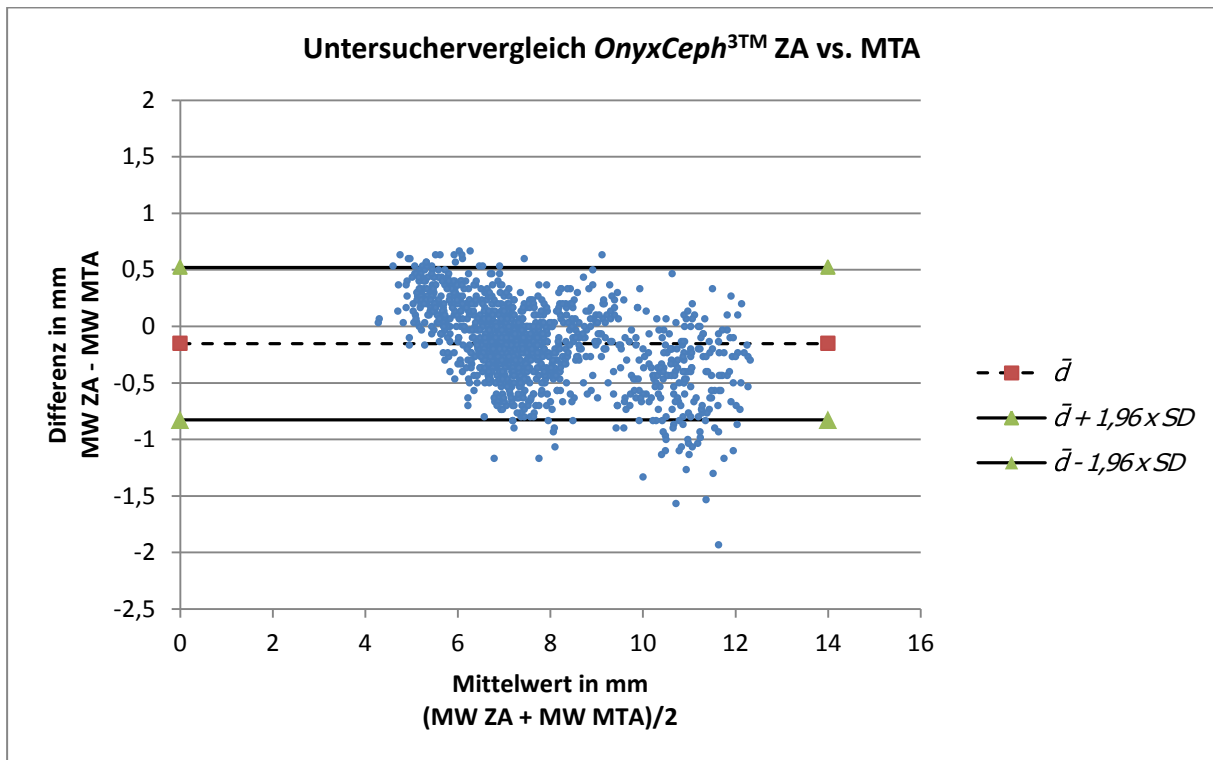


Abbildung 14, interindividuelle Variabilität für die computergestützte Modellvermessung mit *OnyxCeph*^{3™} durch Untersucher ZA (Zahnärztin) im Vergleich zu Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin). Hierzu wurden die Einzelzahnbreiten an 55 Modellpaaren jeweils dreimal von jeder Messperson gemessen. $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD: Standardabweichung

Die in Tabelle 6 zusammengefassten Werte machen deutlich, dass der engste Übereinstimmungsbereich in Bezug auf die Reproduzierbarkeit für die Methode *OnyxCeph*^{3TM} zwischen Kieferorthopädin und Zahnärztin bestand. Allerdings war der Mittelwert der Differenzen beim digitalen Verfahren zwischen diesen beiden Untersuchern am größten und die Übereinstimmung folglich am geringsten. Der Mittelwert der Differenzen zwischen Kieferorthopädin und medizinisch-technischer Assistentin zeigt eine äußerst geringe interindividuelle Variabilität.

Tabelle 6, Mittelwert der Differenzen $\bar{d}$, Standardabweichung SD und Übereinstimmungsgrenzen in mm bei Verwendung von *OnyxCeph*^{3TM} im interindividuellen Vergleich; KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

<i>OnyxCeph</i> ^{3TM}	KFO vs. ZA	KFO vs. MTA	ZA vs. MTA
$\bar{d}$	0,16	0,01	-0,15
SD	0,21	0,29	0,34
$\bar{d} + 1,96 \times SD$	0,59	0,58	0,52
$\bar{d} - 1,96 \times SD$	-0,25	0,55	-0,82
$\bar{d} \pm 1,96 \times SD$	0,84	1,13	1,34

Beim Vergleich der Messpersonen KFO und ZA weist der Mittelwert der Differenzen der manuell gemessenen Einzelzahnbreiten von 0,16 mm darauf hin, dass aus der Zahnvermessung durch KFO größere Werte hervorgingen. Bei einer Standardabweichung der Differenzen von 0,16 mm ergaben sich Werte für die Übereinstimmungsgrenzen in Höhe von 0,48 mm bzw. -0,15 mm (Abb. 15). Somit lagen 95 % der gemessenen Werte im Übereinstimmungsbereich von 0,63 mm.

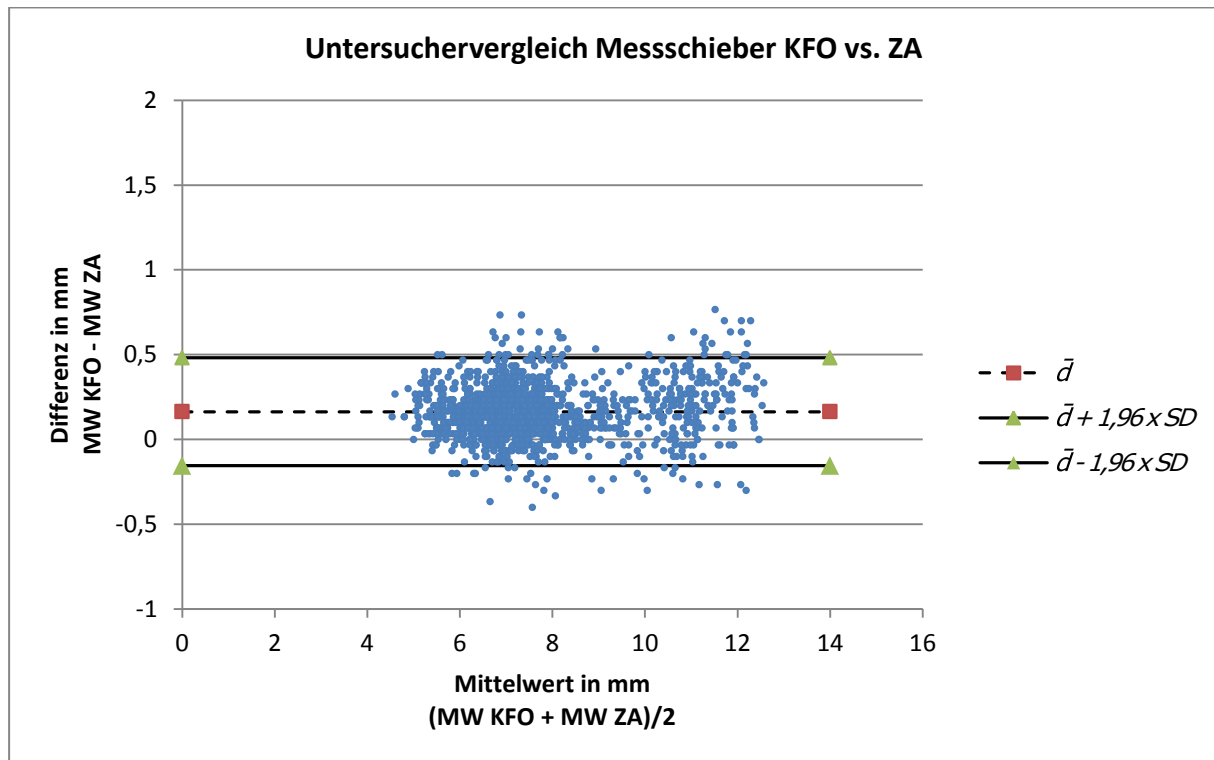


Abbildung 15, interindividuelle Variabilität für die manuelle Modellvermessung mittels Messschieber von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) gegenüber Untersucher ZA (Zahnärztin). Das untersuchte Material bestand aus 55 Modellpaaren, an denen die Einzelzahnbreiten von jeder Messperson jeweils dreimal gemessen wurden. $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD : Standardabweichung

Abbildung 16 dient der Darstellung der Reproduzierbarkeit der manuellen Messmethode zwischen den Messpersonen mit den höchsten bzw. niedrigsten kieferorthopädischen Kenntnissen. Insgesamt wurden von Untersucher KFO etwas größere Werte gemessen, sodass der Mittelwert der Differenzen bei 0,23 mm lag. Die Standardabweichung ergab einen Wert von 0,20 mm. Somit beliefen sich die Übereinstimmungsgrenzen auf 0,62 mm bzw. -0,16 mm und der Übereinstimmungsbereich für 95 % der Fälle auf 0,78 mm.

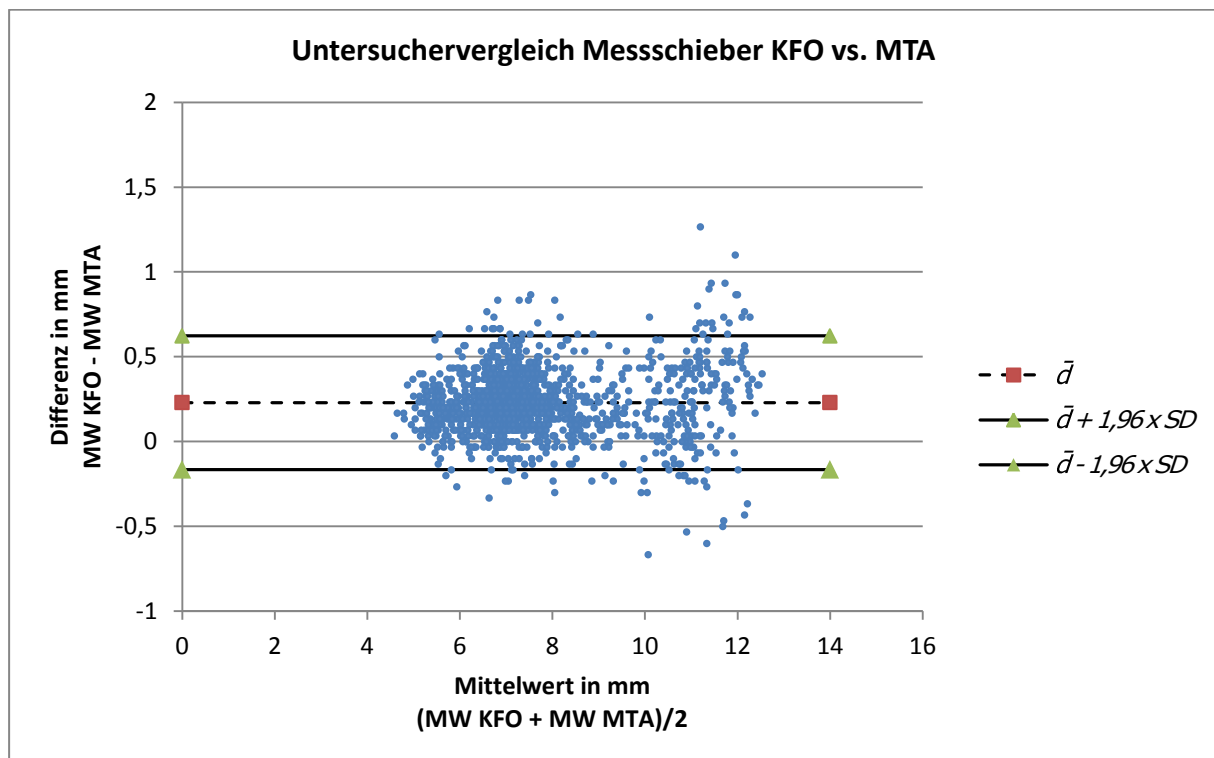


Abbildung 16, interindividuelle Variabilität für die manuelle Messung der Einzelzahnbreiten an 55 Modellpaaren mittels Messschieber durch Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) gegenüber Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin), bei 3 Messdurchgängen; $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD: Standardabweichung

In Abbildung 17 sind die Ergebnisse der von Untersucher ZA und MTA mit manueller Messmethode erzielten Zahnbreiten im Vergleich wiedergegeben. Da die von ZA gelieferten Messwerte geringfügig größer ausfielen, betrug der Mittelwert der Differenzen 0,06 mm. Die Standardabweichung der Differenzen belief sich auf 0,16 mm. Daraus folgen Übereinstimmungsgrenzen von 0,38 mm bzw. -0,25 mm und ein Übereinstimmungsbereich von 0,63 mm.

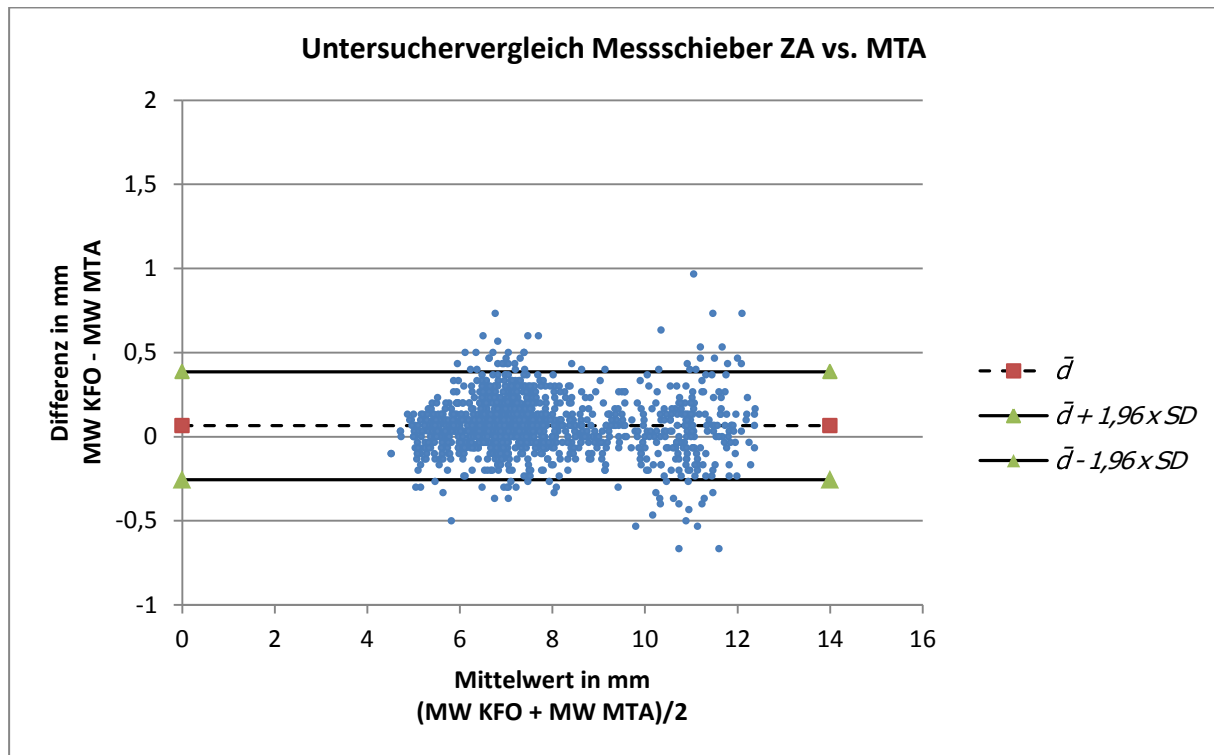


Abbildung 17, interindividuelle Variabilität für die manuelle Modellvermessung durch Untersucher ZA (Zahnärztin) verglichen mit Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin). Darstellung der gemessenen Einzelzahnbreiten von 55 Modellpaaren, jeweils 3 Messungen pro Messperson. $\bar{d}$: Mittelwert der Differenzen, SD: Standardabweichung

In Tabelle 7 sind die Werte zur Evaluation der interindividuellen Variabilität bei der manuellen Modellvermessung mittels Messschieber zusammengefasst. Die Übereinstimmungsbereiche lagen im Vergleich sowohl zwischen Kieferorthopädin und Zahnärztin als auch zwischen Zahnärztin und medizinisch-technischer Assistentin bei 0,63 mm. Die Differenz der Messwerte der Messpersonen ZA und MTA betrug im Mittel 0,06 mm. Die Gegenüberstellung von Fachzahnärztin und zahnärztlichem Laien ergab mit 0,78 mm einen geringfügig breiteren Übereinstimmungsbereich als bei den anderen Vergleichspaaren.

Tabelle 7, Mittelwert der Differenzen $\bar{d}$, Standardabweichung SD und Übereinstimmungsgrenzen in mm bei Messung mittels Messschieber im interindividuellen Vergleich; KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

Messschieber	KFO vs. ZA	KFO vs. MTA	ZA vs. MTA
$\bar{d}$	0,16	0,23	0,06
SD	0,16	0,20	0,16
$\bar{d} + 1,96 \times SD$	0,48	0,62	0,38
$\bar{d} - 1,96 \times SD$	-0,15	-0,16	-0,25
$\bar{d} \pm 1,96 \times SD$	0,63	0,78	0,63

Einen Überblick der Übereinstimmungsbereiche für die angewandten Messmethoden in Abhängigkeit von der untersuchenden Person gibt Tabelle 8.

Tabelle 8, Interindividueller Vergleich der Übereinstimmungsbereiche in mm zur Evaluation der Reproduzierbarkeit der einzelnen Messmethoden; KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

	<i>OnyxCeph</i> ^{3TM}	Messschieber
KFO vs. ZA	0,84	0,63
KFO vs. MTA	1,13	0,78
ZA vs. MTA	1,34	0,63

3.4 Zeitaufwand

Tabelle 9 veranschaulicht die im Durchschnitt von den drei Untersucherinnen benötigte Zeit für die Vermessung eines Modellpaares im Methodenvergleich.

Sowohl die Fachzahnärztin für Kieferorthopädie als auch die medizinisch-technische Assistentin brauchten für die Modellvermessung mit *OnyxCeph*^{3TM} signifikant weniger Zeit ($p < 0,0005$) als mit dem Messschieber. Erstere konnte die Vermessung mit der digitalen Methode im Durchschnitt um 41 Sekunden, Letztere um 3 Minuten und 39 Sekunden schneller absolvieren. Im Gegensatz dazu führte die Zahnärztin die gestellte Aufgabe mit der konventionellen Messmethode um 43 Sekunden schneller aus.

Tabelle 9, Durchschnittlicher Zeitaufwand für die Zahnbreitenmessung eines Modellpaares (in Minuten:Sekunden); KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

	<i>OnyxCeph</i> ^{3TM}	Messschieber
KFO	03:41	04:22
ZA	06:32	05:49
MTA	06:58	10:37

3.5 Gültigkeit der Vorhersagetabellen

Zur Bewertung der Gültigkeit der Korrelationsmethoden von Moyers [88] und Berendonk [10] zur Vorhersage des Platzbedarfs in den Stützzonen für die in der vorliegenden Studie untersuchte Population wurden die Mittelwerte der Differenzen zwischen gemessenen und prognostizierten Breiten für alle Quadranten zusammengekommen verglichen. Zur Verdeutlichung der Häufigkeitsverteilung sind die Ergebnisse in Abbildung 18 bis 23 in Form von Boxplots mit Angabe des Minimums (5 %), des ersten Quartils (25 %), des Medians (50 %), des dritten Quartils (75 %), des Maximums (95 %) und der Ausreißer nach Methode und Untersucher getrennt dargestellt.

3.5.1 Digitale Methode

In Tabelle 10 sind die Werte für Minimum, 1. Quartil, Median, 3. Quartil und Maximum der Differenzen zwischen digital gemessener Stützzonenbreite und Platzbedarfsprognose zusammengefasst.

Tabelle 10, Differenzen zwischen mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreiten und vorhergesagten Stützzonenbreiten nach Moyers bzw. Berendonk, Werte in mm; KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

<i>OnyxCeph</i> ^{3TM}		Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
KFO	Moyers	-2,87	-1,35	-1,01	-0,25	1,26
	Berendonk	-1,98	-0,92	-0,37	0,36	1,65
ZA	Moyers	-2,63	-1,49	-1,03	-0,30	0,76
	Berendonk	-1,95	-0,83	-0,64	0,18	1,15
MTA	Moyers	-1,84	-0,47	0,02	0,67	2,20
	Berendonk	-2,04	-0,63	-0,05	0,62	1,61

Bei der Vermessung durch Untersucher KFO führen die Vorhersagewerte von Moyers insgesamt (d. h. bei allen Quadranten zusammengefasst) in über 75 % der Fälle zu einer Überschätzung des Platzbedarfs in den Stützzonen. Die Differenzen zwischen den Ergebnissen der digitalen Vermessung der Zähne 3, 4 und 5 und den Prognosewerten von Berendonk liegen im Median zwar ebenfalls im negativen Bereich, sind jedoch vergleichsweise gleichmäßiger um den Nullwert verteilt. In ca. 25 % der Fälle wurde der Platzbedarf geringfügig, nämlich um weniger als 0,5 mm über- bzw. unterschätzt (Abb. 18). Die Differenzen zwischen von Auswerter ZA digital gemessenen und prognostizierten Stützzonenbreiten zeigen ebenfalls, wie bereits für Untersucher KFO dargelegt, dass die Vorhersagewerte von Moyers überwiegend zu einer Überschätzung des Platzbedarfs führen. Die Korrelationswerte nach Berendonk liegen ebenfalls in mehr als 50 % der Fälle oberhalb der gemessenen Breiten, allerdings sind die Differenzen verhältnismäßig kleiner (Abb. 19). Für den Untersucher MTA wird anhand der Boxplots deutlich, dass sowohl die Vorhersage von Moyers als auch die von Berendonk im Median nahezu dem mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Wert gleich. Beide Prognosemethoden zeigen eine ähnliche Streuung sowie eine gleichmäßige Verteilung der Werte (Abb. 20).

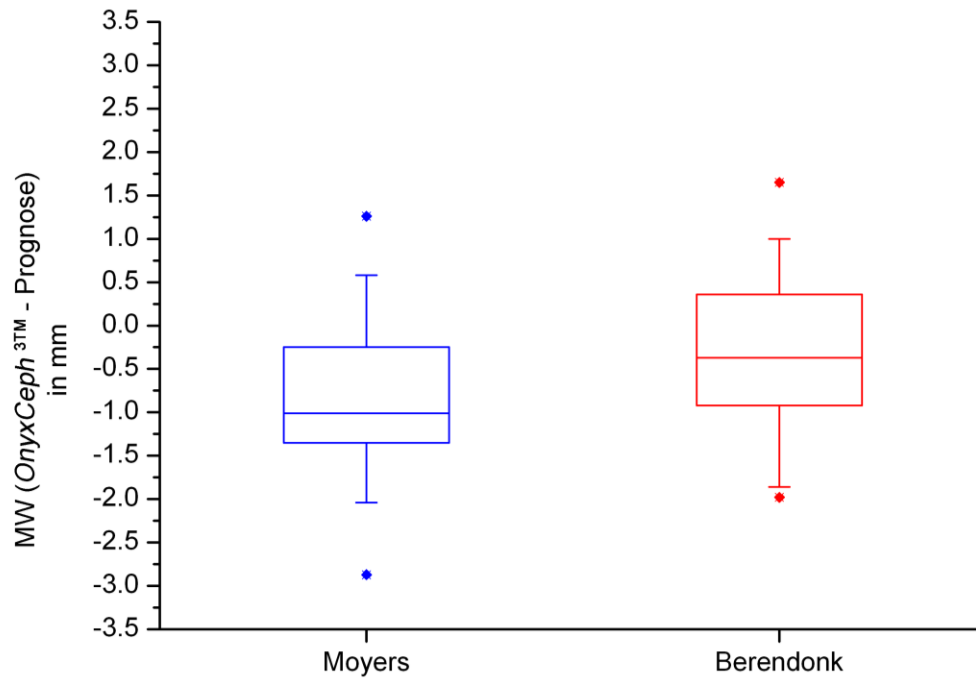


Abbildung 18, Mittelwert (MW) der Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen und nach Moyers bzw. Berendson geschätzten Stützzonenbreiten, in mm; Werte aller Quadranten zusammengenommen

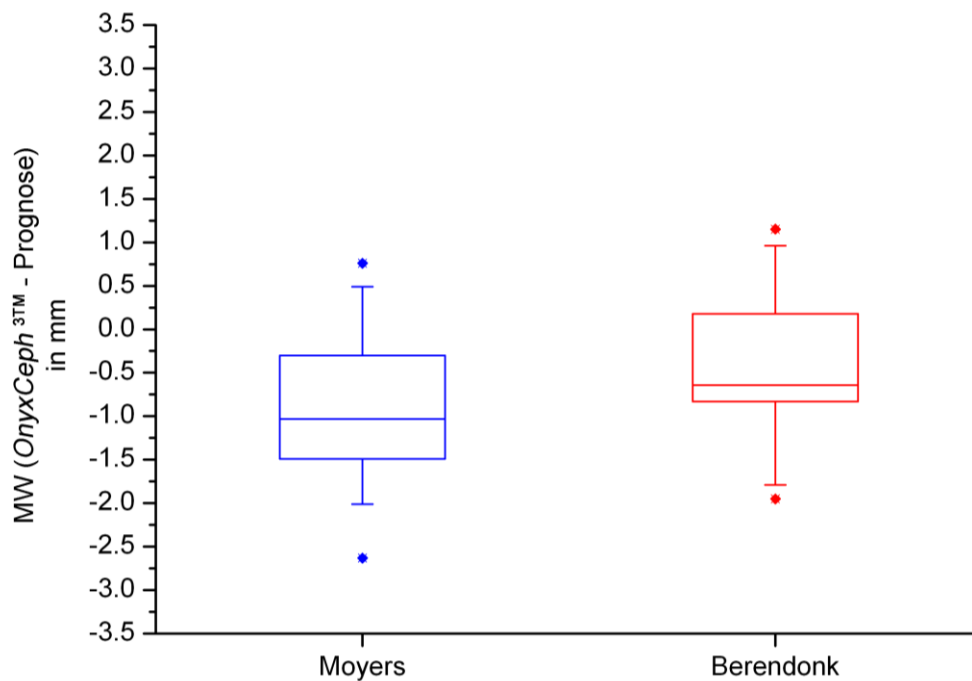


Abbildung 19, Mittelwert (MW) der Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen und nach Moyers bzw. Berendson geschätzten Stützzonenbreiten, in mm; Werte aller Quadranten zusammengenommen

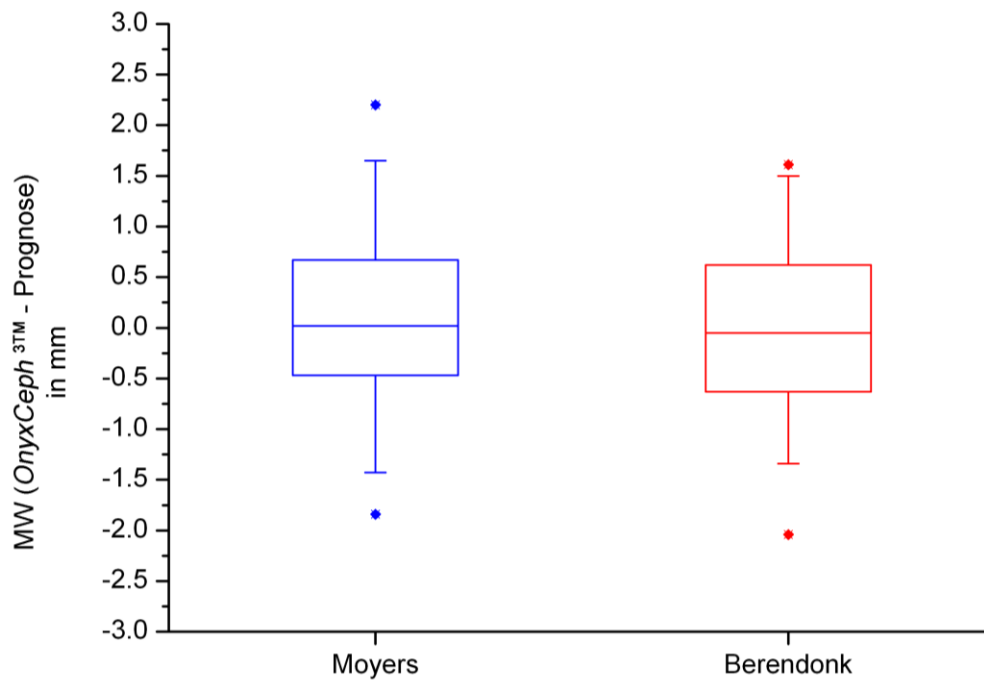


Abbildung 20, Mittelwert (MW) der Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen und nach Moyers bzw. Berendonk geschätzten Stützzonenbreiten, in mm; Werte aller Quadranten zusammengefasst

3.5.2 Manuelle Methode

In Tabelle 11 sind die Werte für Minimum, 1. Quartil, Median, 3. Quartil und Maximum der Differenzen zwischen manuell gemessener Stützzonenbreite und Platzbedarfsprognose zusammengefasst.

Tabelle 11, Differenzen zwischen mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreiten und vorhergesagten Stützzonenbreiten nach Moyers bzw. Berendonk, Werte in mm; KFO: Fachzahnärztin für Kieferorthopädie, ZA: Zahnärztin, MTA: medizinisch-technische Assistentin

Messschieber		Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
KFO	Moyers	-2,42	-1,04	-0,65	-0,02	1,95
	Berendonk	-1,58	-0,71	-0,15	0,37	1,62
ZA	Moyers	-2,46	-1,25	-0,83	-0,18	1,39
	Berendonk	-1,85	-0,96	-0,27	0,09	1,57
MTA	Moyers	-2,62	-1,39	-0,93	-0,40	0,89
	Berendonk	-2,41	1,21	-0,50	-0,05	1,23

Die Differenzen zwischen von Untersucher KFO mittels Messschieber gemessenen und prognostizierten Stützzonenbreiten zeigen, dass die Vorhersagewerte von Moyers in etwa 75 % der Fälle zu einer Überschätzung des Platzbedarfs führen. Hingegen liegen die Korrelationswerte nach Berendonk im Median sehr nah an Null bei einer gleichmäßigen Verteilung der Schwankungsbreite (Abb. 21). Bei der manuellen Vermessung durch Auswerter ZA liegt die Schätzung des Platzbedarfs in den Stützzonen nach Moyers in über 75 % der Fälle über dem tatsächlich benötigten Platz. Verwendet man zur Stützzonenprognose die Tabelle nach Berendonk, so liegen ca. 75 % der Differenzen im negativen Bereich, davon ein Drittel zwischen 0,09 mm und -0,27 mm (Abb. 22). Bei der manuellen Vermessung durch Untersucher MTA lässt sich eine ähnliche Verteilung der Differenzen zwischen manuell gemessenen und vorhergesagten Werten wie bei den anderen Messpersonen beobachten, wobei die Streuung bei MTA größer ist (Abb. 23).

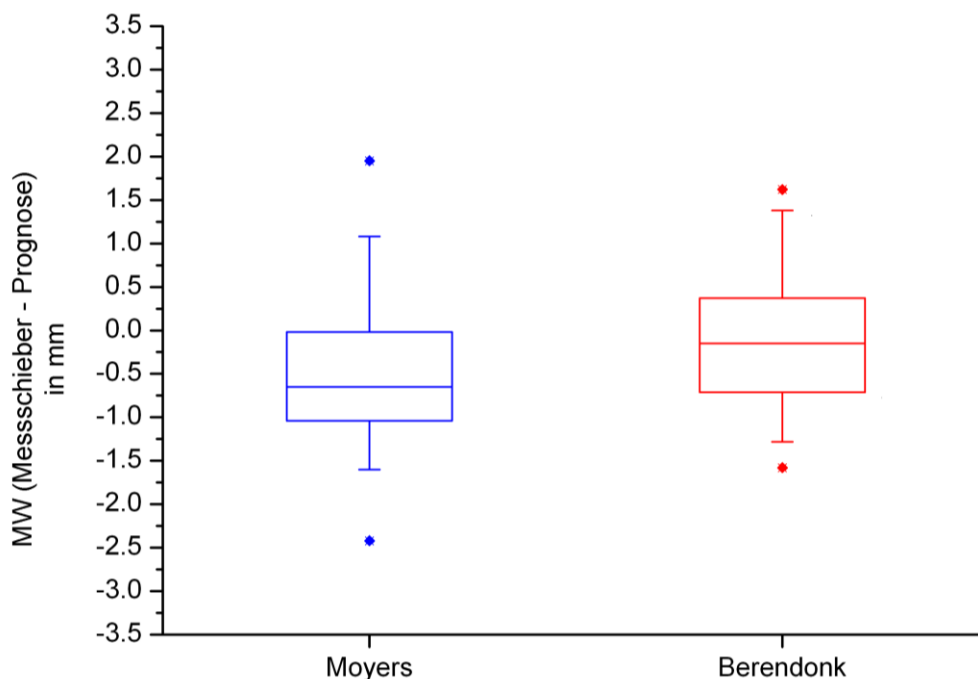


Abbildung 21, Mittelwert (MW) der Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit Messschieber gemessenen und nach Moyers bzw. Berendonk geschätzten Stützzonenbreiten, in mm; Werte aller Quadranten zusammengekommen

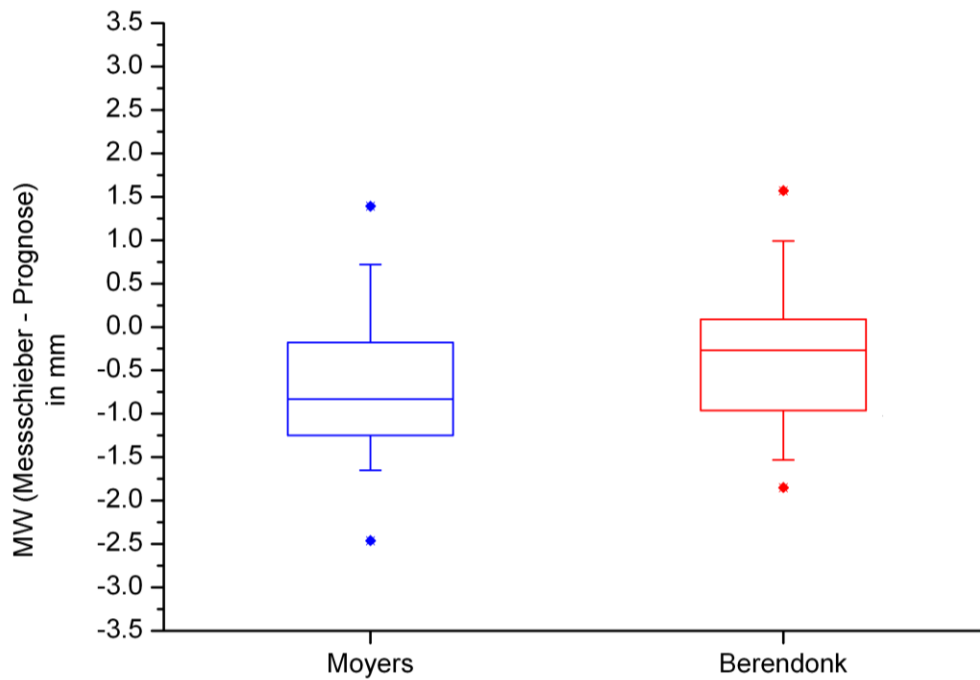


Abbildung 22, Mittelwert (MW) der Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit Messschieber gemessenen und nach Moyers bzw. Berendonk geschätzten Stützzonenbreiten, in mm; Werte aller Quadranten zusammengekommen

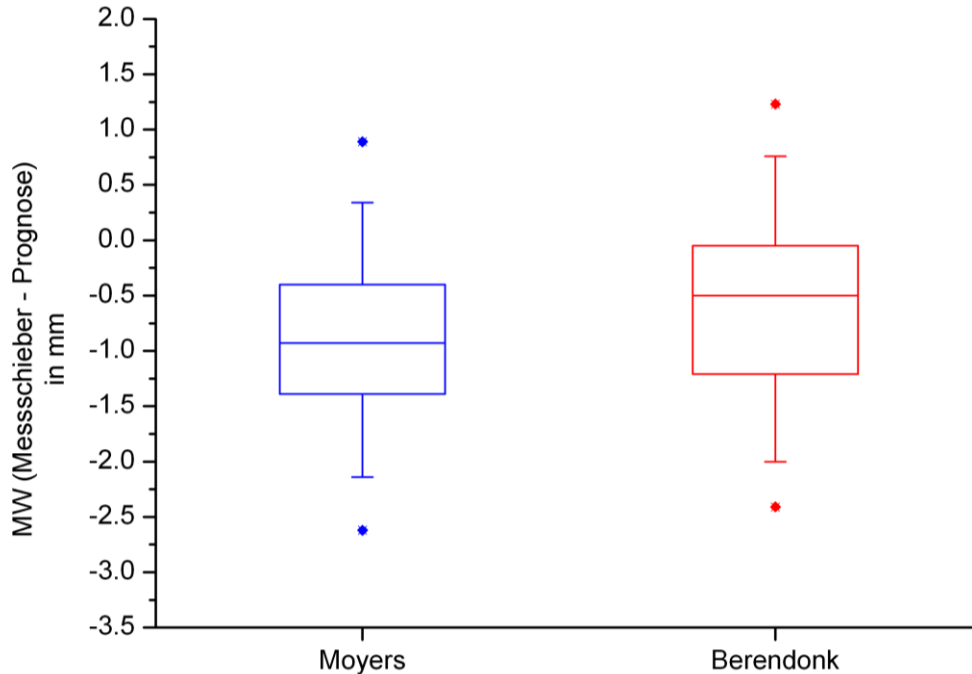


Abbildung 23, Mittelwert (MW) der Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit Messschieber gemessenen und nach Moyers bzw. Berendonk geschätzten Stützzonenbreiten, in mm; Werte aller Quadranten zusammengekommen

4 Diskussion

Seit der Einführung des ersten praxistauglichen dreidimensionalen Scanverfahrens Mitte der neunziger Jahre [64] stehen dem kieferorthopädisch tätigen Zahnarzt mehrere Produkte zur Digitalisierung und virtuellen Vermessung von Kiefermodellen zur Verfügung.

Zur Evaluation der Validität und Reliabilität von verschiedenen computergestützten Systemen zur Vermessung von dreidimensionalen virtuellen Kiefermodellen durch Kieferorthopäden existieren in der internationalen Fachliteratur zahlreiche Studien. Aktuelle Publikationen von Fleming *et al.* [42] sowie Luu *et al.* [79] bieten eine systematische Übersicht darüber.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Reliabilität, Validität und Anwendungstauglichkeit der Software *OnyxCeph*^{3TM} zur digitalen Vermessung von Gebissmodellen im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik analysiert, indem 55 Modellpaare einerseits konventionell und andererseits virtuell vermessen wurden. Jedes Modellpaar wurde mit jeder Methode jeweils dreimal vermessen. Die Vermessung erfolgte jeweils durch drei Untersucher, die sich in ihrem kieferorthopädischen Ausbildungsstand voneinander unterschieden. Darüber hinaus wurde beschrieben, inwieweit die Tabellen zur Stützzonenprognose von Berendonk [10] und Moyers [88] für unsere Population gültig sind.

4.1 Diskussion von Material und Methodik

4.1.1 Modellgut

Für die vorliegende Vergleichsstudie wurden Kiefermodelle aus Gips von kieferorthopädisch unbehandelten Patienten der Klinik für Kieferorthopädie und Orthodontie des Universitätsklinikums Ulm herangezogen. Die Modelle wurden unter Berücksichtigung der Auswahlkriterien (permanente Dentition, geschlossene Zahnreihen, Unversehrtheit, keine Zahnanomalien, kein Zahnhartsubstanzverlust im approximalen Bereich, keine iatrogene Veränderung der natürlichen Zahnanatomie) zufällig ausgewählt und vor Beginn der Messungen verblindet.

Ähnliche Untersuchungen beschreiben die Vermessung von dublierten Kunststoffmodellen, sogenannten Typodonten und deren Nachbildungen, sowohl aus

Gips als auch in digitaler Form. Ziel der Vermessung des „Originals“ aus Kunststoff unter Laborbedingungen war die Etablierung eines Goldstandards, der als Referenz zur Evaluierung von Präzision und Reproduzierbarkeit der an Gips- und digitalen Kiefermodellen gemessenen Werte dienen sollte [2, 105, 139]. Die geschilderte Herangehensweise unterscheidet sich maßgeblich von der üblichen kieferorthopädischen Praktik, denn die Vermessung der Zähne wird in der Regel am Modell und nicht im Mund des Patienten, also am „Original“, vorgenommen. In der vorliegenden Arbeit wurde die Vermessung von Gipsmodellen von Patienten bewusst der Vermessung von dublierten Typodonten vorgezogen, um das Studiendesign so praxisnah wie möglich zu gestalten. Dieselbe Absicht wurde durch die Auswahl von Patientenfällen vor kieferorthopädischer Regulierung verfolgt, denn ausgerechnet Engstand, Zahnrotationen und -inklinationen scheinen eine besondere Herausforderung für digitale Messsysteme darzustellen [48, 97, 129]. Zudem kann bei kieferorthopädisch unbehandelten Patienten davon ausgegangen werden, dass das Zahnmaterial im Frontzahnbereich nicht in mesio-distaler Breite reduziert wurde.

Eine Studie von Braumann *et al.* [22] ergab, dass die Genauigkeit der Modellvermessung vorwiegend durch die Herstellungsqualität der Modelle und weniger durch die Präzision des Messinstrumentariums bedingt ist.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit entstanden die virtuellen Kiefermodelle durch das Einscannen von vorhandenen Gipsmodellen von Ober- und Unterkiefer mittels Streifenlichtprojektionsscanner. Eine Alternative zu dieser Vorgehensweise besteht in der direkten Anfertigung eines virtuellen Modells aus der Abformung. Vergleichsstudien, bei denen diese Art der digitalen Datenerzeugung gewählt wurde, benötigten allerdings zwei Abformungen von jedem Kiefer, da sie mit destruktiven Scanverfahren arbeiteten [20, 44, 78, 105, 139]. Die Annahme liegt nahe, dass zwei Alginatabformungen nicht vollkommen identisch sein können, auch wenn sie unter standardisierten Bedingungen durchgeführt werden. Diskrepanzen, die auf Grund dieser Tatsache auftreten können, spiegeln sich in der klinischen Anwendbarkeit des digitalen Messverfahrens jedoch nicht wieder [82].

Der für die zuverlässige Realisierung der Studienziele benötigte Stichprobenumfang wurde im Rahmen einer Pilotstudie verifiziert.

4.1.2 Manuelle Vermessung

Untersuchungen von Hunter und Priest [60] sowie Shellhart [121] ergaben, dass durch die Anwendung von Stechzirkeln im Vergleich zu Messsschiebern systematisch größere Werte für die mesio-distale Zahnbreite erzielt werden. Diese Tatsache wird damit erklärt, dass bei der Vermessung mit dem Zirkel nicht immer dessen Spitzen am Zahn anliegen, sondern manchmal auch die Schenkel. Die Ergebnisse unserer Pilotstudie konnten die Angaben aus der Literatur bestätigen und führten zur Ausscheidung der Stechzirkelmethode. Durch die Verwendung eines Messsschiebers werden die tatsächlichen Zahnbreiten bauartbedingt zuverlässiger wiedergegeben, da für die Ermittlung des Wertes eine Parallelverschiebung der Branchen stattfindet.

Das für die manuelle Vermessung unserer Modelle gewählte Instrumentarium unterscheidet sich von der Mehrzahl der vergleichbaren Studien insofern, dass kein Messsschieber mit digitaler Schnittstelle zum Einsatz kam. Ein solcher hat den Vorteil, dass durch den direkten Transfer der Messwerte auf den angeschlossenen Rechner Ablese- sowie Übertragungsfehler weitestgehend ausgeschlossen werden können [67]. Ferner liegt die Ablesegenauigkeit beim digitalen Messsschieber mit 0,01 mm zehnmal höher als beim mechanischen Dentalmesssschieber mit Noniuskala. Voraussetzung ist jedoch eine genaue Kalibrierung des digitalen Messsschiebers. Manuell gemessene Werte, die während der Datenaufbereitung als offensichtliche Ablesefehler der Noniusanzeige identifiziert werden konnten, d. h. Abweichungen von genau 1 mm oder 0,50 mm zeigten, wurden in der vorliegenden Studie in Anlehnung an die Ergebnisse der Wiederholungsmessungen entsprechend korrigiert.

4.1.3 Digitale Vermessung

Die Digitalisierung von Oberflächen, wie sie in dieser Studie vorgenommen wurde, führt immer zu einer Reduzierung der Oberflächengenauigkeit des digitalisierten Objektes im Vergleich zum Ausgangsobjekt. Probleme können bei Unterschnitten, schmalen Spalten, transparenten oder reflektierenden Materialien sowie bei geringfügiger Materialstärke entstehen [32]. Dieser verfahrensbedingte Verlust an Detailtreue führt dazu, dass die dreidimensionale Position von Referenz- bzw. Messpunkten schlechter beurteilt werden kann als auf der „echten“ dreidimensionalen Modelloberfläche [19]. Darüber hinaus ist das digitalisierte Modell zwar dreidimensional, die Darstellung auf dem Computerbildschirm jedoch auf zwei

Dimensionen beschränkt. Dadurch wird die Interpretation und Identifikation von Achsen und Ebenen zusätzlich erschwert [5, 78, 129]. Diese Widrigkeiten können auch nicht durch die Möglichkeiten der Vergrößerung, Drehung und Kippung der Modelle vollständig kompensiert werden, zumal die Anwendung dieser Funktionen eine negative Auswirkung auf die für den Messvorgang benötigte Zeit mit sich bringt. Horton [59] überprüfte in ihrer Studie die günstigste Technik für die Bestimmung der mesio-distalen Zahnbreite an digitalen Kiefermodellen und kam zu dem Ergebnis, dass in Bezug auf Genauigkeit, Wiederholbarkeit und Schnelligkeit die okklusale Ansicht zu bevorzugen ist.

Einige der untersuchten Modelle wiesen nicht abgebildete Areale in der zu vermessenen Scanoberfläche auf, die das Setzen von Messpunkten nicht zuließen oder zu Falschplatzierungen führten.

Wurde ein auf diese Weise fehlgesetzter Punkt sofort erkannt, so musste er gelöscht und neu markiert werden, was eine Verlängerung der Messzeit zur Folge hatte. blieb dem Untersucher der Irrtum verborgen, so wurde bei der Bereinigung der Daten der auffällige Wert als zufälliger Fehler identifiziert und von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Watanabe-Kanno *et al.* [134] berichten über ähnliche Artefakte, die sie als „Schatten“ bezeichnen. Zwar kamen solche Scanfehler in der vorliegenden Studie bei 7 von 55 Modellpaaren vor, doch die erschwerte Messpunktpositionierung in diesen verfahrensbedingt weniger detailgetreuen Gebieten hat grundsätzlich einen nachteiligen Effekt auf die Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit der Punktplatzierung.

4.1.4 Untersucher

Gerade bei Modellvermessungen durch mehrere Untersucher steht die Exaktheit der Messergebnisse maßgeblich unter dem Einfluss der individuellen Fähigkeit, die digitale Oberfläche zu interpretieren und somit eine möglichst zuverlässige Lokalisierung der Messpunkte zu gewährleisten [19]. In unserer Studie wurden die drei Auswerter nach dem Kriterium des unterschiedlichen Ausbildungsniveaus im Bereich der Kieferorthopädie ausgewählt, wobei Untersucher KFO die profunderen Fachkenntnisse, Untersucher ZA das im Rahmen des Zahnheilkundestudiums vermittelte Wissen und Untersucher MTA keine zahnmedizinischen Vorkenntnisse besaß. Die Instruktion in Bezug auf Studienablauf und Messtechniken erfolgte in

Form von detaillierten schriftlichen und allgemein verständlichen Anweisungen (s. Anhang). Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung liefern Hinweise dafür, dass die Übereinstimmung der Resultate beider Messmethoden in unmittelbarer Beziehung zu der fachspezifischen Qualifikation steht, wobei sich die Variabilität der Differenzen ausschließlich bei der Spezialistin für Kieferorthopädie innerhalb des klinisch tolerablen Rahmens befand. Daher würden bei Delegation der digitalen Vermessung an Personen ohne fundierte kieferorthopädische Ausbildung Kompromisse in der Präzision der Messergebnisse in Kauf genommen werden müssen. Im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit der Methoden lässt sich hingegen kein Zusammenhang zum kieferorthopädischen Ausbildungsstand des Untersuchers erkennen. Die Literatur zeigt bezüglich der Anzahl der Untersucher viele Varianten: Während in zahlreichen Studien die Messvorgänge einer einzigen Person anvertraut wurden [9, 31, 47, 59, 67, 91, 97, 129, 139], waren bei einer größeren Anzahl von anderen Versuchsreihen mehrere Individuen in den Vermessungsprozess involviert [2, 5, 20, 44, 48, 78, 92, 98, 105, 110, 116, 123, 127, 134]. Hinsichtlich der Qualifikation waren die Untersucher in den vergleichbaren Studien ausnahmslos Fachzahnärzte für Kieferorthopädie. Teilweise wurde auf ihre unterschiedlich lange Berufserfahrung hingewiesen, wobei vielmehr die Erfahrung mit der Deutung des auf dem Bildschirm dargestellten dreidimensionalen Modells sowie mit der Platzierung von Punkten per Mausklick als ausschlaggebend für die Reliabilität der neuartigen Methode betrachtet wurde [110, 123].

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Gegenüberstellung der digitalen und der manuellen Zahnvermessung mittels der Analyse nach Bland und Altman zeigte eine hohe Übereinstimmung der Ergebnisse beim Vergleich aller Untersucher mit einer mittleren Differenz von -0,02 mm, wobei mit dem digitalen Verfahren geringfügig kleinere Werte gemessen wurden. Die zwei verglichenen Messmethoden scheinen somit in der Gesamtbetrachtung gegeneinander austauschbar, weil die Differenzen zwischen den Messungen innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen als klinisch irrelevant betrachtet werden können [1, 17]. Diese Erkenntnis bezüglich der Validität korrespondiert mit den Aussagen von Fleming *et al.* [42] und Luu *et al.* [79], die bei vergleichbaren digitalen Messverfahren über mittlere Differenzwerte von weniger als 0,50 mm berichten.

Methodenabhängige Fehler konnten durch logarithmische Transformation der Messwerte ausgeschlossen werden, da kein Zusammenhang zwischen Variabilität der Differenzen und Höhe der Messwerte bestand.

Die vorliegende Studie befasste sich, im Gegensatz zu gleichartigen Arbeiten, zusätzlich mit der Auswirkung des fachlichen Ausbildungsstandes auf die Güte der Messresultate. Die Betrachtung der einzelnen Auswertungen zeigt diesbezüglich einen direkten Zusammenhang zwischen der Schwankungsbreite der Ergebnisse und der kieferorthopädischen Qualifikation des Systembedieners. Bei der nach Messperson differenzierten Beurteilung bewegen sich die Diskrepanzen unter Berücksichtigung der in der Literatur angegebenen Toleranzen von $\pm 0,50$ mm nur beim fachqualifizierten Untersucher innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs [116], sodass eine Kompromittierung der Diagnostik bzw. des künftigen Therapieplans durch das Delegieren der Zahnbreitenvermessung befürchtet werden kann. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie führen demnach zur Empfehlung, die rechnergestützte Modellvermessung mit *OnyxCeph*^{3TM} Fachzahnärzten für Kieferorthopädie vorzubehalten. Hierzu muss jedoch angemerkt werden, dass die Einbeziehung einer medizinisch-technischen Assistentin und einer nicht kieferorthopädisch behandelnden Zahnärztin in der Studie nur dem Zweck diene, Unterschiede im Aus- bzw. Weiterbildungsgrad zu eruieren, und dass die Vermessung eines kieferorthopädischen Modells zu diagnostischen Zwecken in der Praxis durch entsprechend qualifiziertes Personal durchgeführt wird.

Im Gesamtvergleich wurden mit dem digitalen Verfahren um 0,3 % kleinere Zahnbreiten gemessen als mit dem Messschieber. Untersuchungen von Naidu *et al.* [92] und Santoro *et al.* [116]. zeigten ähnliche Ergebnisse. In diesen Studien werden die systematisch kleineren Messwerte mit der Alginatschrumpfung in der Zeit des Transports der Abformungen zum Ort der Digitalisierung erklärt. Im Falle unserer Studie kommt eine solche Vermutung auf Grund der differenten Vorgehensweise, nämlich der Erstellung eines Scans des Originalmodells, nicht in Frage. Vielmehr kann ein praktischer Umstand hinter der scheinbaren Vergrößerung der Zahnbreiten durch die manuelle Vermessung vermutet werden: Die Branchen des Messschiebers werden an der Außenkante des Gipszahnes angelegt, wohingegen bei der digitalen Methode die Punkte zur Erfassung des breitesten mesio-distalen Abstands mittig auf

der Zahnkonturlinie gesetzt werden. Dies beinhaltet aber noch keinerlei Aussage darüber, welches der beiden Methoden dem wahren Wert am nächsten kommt.

Die Ergebnisse zur Wiederholbarkeit zeigen, dass insbesondere im engen Differenzrahmen von $\pm 0,20$ mm der Messschieber dem digitalen System deutlich überlegen war. Demzufolge konnte der Messung mittels Messschieber dem computergestützten Verfahren gegenüber eine höhere Zuverlässigkeit zugeschrieben werden. Dennoch lieferte *OnyxCeph*^{3TM} mit 90,7 % der Werte innerhalb der klinisch akzeptablen Grenze von $\pm 0,50$ mm einen für die alltägliche Ausübung der Kieferorthopädie ausreichend hohen Übereinstimmungsgrad von Messergebnissen, die unter identischen Bedingungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten erzielt wurden. Die kleinere intraindividuelle Variabilität der manuellen Vermessung kann zum einen dadurch bedingt sein, dass beim Anlegen des Messschiebers zwangsläufig kleinflächige Kontaktsuren hinterlassen werden, die für kommende Messvorgänge als Markierungen dienen können und somit die Identifikation der gesuchten Punkte erleichtern. Zum anderen spielt der Fakt, dass ein dreidimensionales Objekt bei der Wiedergabe auf dem Computerbildschirm lediglich zweidimensional betrachtet werden kann, eine nicht zu vernachlässigende Rolle bei der Zuverlässigkeit der Punktelokalisation. Die ungewohnte Handhabung des dreidimensionalen „Avatars“ stellt eine weitere plausible Ursache für die niedrigere Übereinstimmung der Messergebnisse eines Untersuchers: Die fehlende haptische Wahrnehmung kann einen negativen Effekt auf die Orientierung und Erkennung von Winkeln und Ebenen zur Folge haben, wie von anderen Autoren ebenfalls vermutet wird [5, 91, 129, 134].

Die Reproduzierbarkeit der manuellen Messmethode fiel in der vorliegenden Untersuchung mit Übereinstimmungsbereichen von 0,63 bis 0,78 mm größer aus als die des digitalen Verfahrens. Der geringste Mittelwert der Differenzen von 0,01 mm zwischen Kieferorthopädin und medizinisch-technischer Assistentin lässt zunächst vermuten, dass der kieferorthopädische Ausbildungsstand des Untersuchers keinen Einfluss auf die interindividuelle Variabilität bei der Anwendung von *OnyxCeph*^{3TM} hat. Allerdings war das Streuungsmaß beim Vergleich der digitalen Ergebnisse beider Untersucher ohne kieferorthopädische Fachausbildung mit einer Standardabweichung von 0,34 mm am größten. Die Übereinstimmungsgrenzen lagen bei der digitalen Methode außerhalb des klinisch relevanten Bereichs von

$\pm 0,50$ mm. Die Evaluation der Reproduzierbarkeit attestiert somit dem neuartigen Verfahren mit *OnyxCeph*^{3TM} insgesamt gesehen eine geringere Reproduzierbarkeit.

Bezogen auf den Zeitaufwand sind die Ergebnisse der vorliegenden Studie inkonsistent: Während es der Kieferorthopädin und der medizinisch-technischen Assistentin gelang, mit der rechnergestützten Methode die Vermessung eines Modellpaares in kürzerer Zeit auszuführen, arbeitete die Zahnärztin im Durchschnitt mit der manuellen Methode etwas schneller. Es kann lediglich gemutmaßt werden, dass für eine mit zahnärztlichen Modellen und Instrumentarien nicht vertraute Person, die einen PC regelmäßig bedient und dessen Funktionsweise beherrscht, die digitale Vermessung nach einer kurzen Einarbeitungsphase die signifikant schnellere Methode ist ($p < 0,0005$). Dieser statistisch signifikante Unterschied bleibt jedoch ohne größere praktische Relevanz, da die Zeitersparnis für Untersucher MTA nur wenige Minuten, für Untersucher KFO sogar weniger als eine Minute ausmachte. Anzumerken ist hier, dass der Zeitaufwand von insgesamt etwa 22 Minuten für das Anfertigen der 3D-Scans sowie für den Import der Dateien in die Diagnostik- und Dokumentationssoftware nicht in die Auswertung einbezogen wurde.

Die Überprüfung der Genauigkeit der verschiedenen Voraussagemethoden für den Platzbedarf in der Stützzone wurde in der vorliegenden Studie vorgenommen, indem die geschätzten Werte von den tatsächlichen abgezogen wurden. Im Idealfall, wenn die gemessenen und die vorhergesagten Zahnbreiten gleich sind, ist die Differenz Null. Wenn die tatsächlichen Werte größer sind als die prognostizierten, dann wird sich die Differenz im positiven Bereich befinden, was praktisch bedeutet, dass die Prädiktionsmethode den Platzbedarf unterschätzt. Es wird also mehr Platz für die Einordnung der Stützzonenzähne benötigt als von den für die Behandlungsplanung zugrunde gelegten Tabellen vorhergesagt. Wenn im umgekehrten Fall die realen Zahnbreiten kleiner als vorausgesagt sind, ergibt sich eine negative Differenz und der Platzbedarf wird überschätzt. Ein Behandlungsplan, der auf einer solchen Überschätzung basiert, wird mehr Platz für die Stützzonenzähne zur Verfügung stellen als in der Tat benötigt wird.

Das korrelationsstatistische Verfahren von Moyers [88] ist die meist angewandte Methode zur Platzbedarfsprognose [62, 76]. Häufig aufgeführte Gründe dafür sind die einfache und schnelle Durchführung, die gute Reliabilität auch in den Händen von

Anfängern und der mögliche Verzicht auf ionisierende Strahlung. Obwohl Proffit und Fields [104] einräumen, dass die mesio-distalen Kronenbreiten beim Einsatz von Moyers' Wahrscheinlichkeitstabellen tendenziell überschätzt werden, empfehlen sie deren Anwendung für nordeuropäische Kinder. Untersuchungen von Groß und Hasund [49], Bachmann [7] sowie Legović *et al.* [77] als auch die vorliegende Arbeit untermauern die Überschätzung der Zahnbreiten durch Moyers' Prädiktionen. Darüber hinaus wurde die universelle Gültigkeit der Korrelationstabellen ungeachtet des Geschlechts und der ethnischen Herkunft von zahlreichen Autoren in Frage gestellt [3, 14, 26, 35, 36, 39, 63, 87, 94, 101, 138, 140].

Aus der Literaturrecherche gingen lediglich zwei Studien zur Voraussage des Platzbedarfs in den Stützzonen hervor, die Berendonks Korrelationsmethode in die Evaluation einbezogen. Zum einen stellte Bachmann [7] 1986 in einer an der Universität Hamburg durchgeführten Untersuchung fest, dass die Stützzonenbreiten mit Berendonks Tabelle in nahezu 50 % der Fälle um 0,50 bis 1,50 mm weitaus überschätzt wurden. Zum anderen bestätigten zwanzig Jahre später Legović *et al.* [77] die systematische Überschätzung des Platzbedarfs mittels der Voraussageberechnung nach Berendonk. Auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass der Platzbedarf für permanenten Eckzahn und Prämolaren mit der Vorhersagemethode von Berendonk tendenziell überschätzt wird, allerdings in geringerem Maße als von Bachmann [7] beschrieben. Hinsichtlich der Approximation der prognostizierten Stützzonenbreiten an den tatsächlich gemessenen Platzbedarf im Vergleich erweist sich in der Gesamtbetrachtung die Prädiktionstabelle nach Berendonk [10] mit mittleren Differenzen von -0,25 mm für unser Patientengut als genauer gegenüber den Prädiktionstabellen nach Moyers, die mittlere Differenzen von -0,56 mm (*OnyxCeph*^{3TM}) bzw. -0,71 mm (Messschieber) ergaben.

Die untersuchten Kiefermodelle aus dem Archiv der Klinik für Kieferorthopädie und Orthodontie des Universitätsklinikums Ulm wurden vor Beginn der Messungen verblindet. Zuvor wurde nicht verifiziert, inwiefern der Anteil an männlichen und weiblichen Patienten ausgewogen war. Die ethnische Herkunft der Patienten ist ebenso wenig nachvollziehbar, wobei die Annahme nahe liegt, dass das untersuchte Kollektiv als repräsentativ für die ethnische Zusammensetzung der Ulmer Bevölkerung gilt und hauptsächlich Kaukasier beinhaltet. Die Frage, ob die Validität der korrelationsstatistischen Bestimmungstabellen von Moyers [88] bzw. Berendonk

[10] für unsere Population geschlechtsabhängige oder ethnische Unterschiede aufweist, könnte Gegenstand einer weiterführenden Untersuchung sein.

Ein weiterer Aspekt, der durch unsere Studie untersucht werden sollte war die Durchleuchtung der von Moyers [88] und Berendonk [10] Mitte des letzten Jahrhunderts entwickelten Vorhersagemethoden hinsichtlich deren aktuellen Gültigkeit. Denn die Zahngröße wird genetisch determiniert und von Umweltfaktoren beeinflusst. Garn *et al.* [45] sowie Bowden und Goose [21] leiteten aus der Vermessung der Zahnbreiten von Probanden und deren leiblichen Kindern ab, dass die Nachkommen im Vergleich zur ersten Generation größere Zähne besaßen. Dieses Erkenntnis geht mit der Empfehlung einher Verfahren zur Platzbedarfsanalyse nach einer Generationsdauer, d. h. nach etwa 30 Jahren, zu reevaluieren. Wenn diese Tendenz der Größenzunahme in den vergangenen zwei Generationen seit der Berechnung der Korrelationswerte durch Moyers und Berendonk stimmen würde, müssten die vorhergesagten Zahnbreiten nach beiden evaluierten Methoden den Platzbedarf eher unterschätzen. Diese Annahme wird von den Ergebnissen unserer Studie nicht bestätigt, da weniger als 50 % der vorausgesagten Werte kleiner sind als der wahre Wert, also eher eine Gesamttendenz zur Überschätzung der Zahnbreiten der Eckzähne und Prämolaren zu erkennen war.

Die Verwendung der Tabellen von Moyers [88] und Berendonk [10] hat den Nachteil, dass Extremwerte von Zahngrößen nicht erfasst werden. Ferner sind SI OK und SI UK in beiden Fällen in Intervallen von 0,50 cm tabelliert. Für eine lückenlose Auswertung der Daten wurden in der vorliegenden Arbeit die Tabellen durch Extra- bzw. Interpolation komplettiert. In der Praxis wird die geschätzte Stützzonenbreite an dem nächstmöglichen Frontsummenwert abgelesen, was zwangsläufig zu Ungenauigkeiten führt. Ob Unterschiede in der kieferorthopädischen Erfahrung des Anwenders sich in der Reliabilität der Tabellen widerspiegeln wurde in der vorliegenden Studie nicht überprüft, da nur eine der drei Untersucherinnen für die Erhebung der Stützzonenprognosen zuständig war.

Eine ideale Voraussagemethode mit einem Mittelwert der Differenzen von 0 mm existiert nicht. Eine genauere Alternative zu den in der vorliegenden Untersuchung überprüften Voraussagemethoden scheinen die Berechnungen von Bachmann [7] darzustellen. Die Autorin schlug multiple Regressionsgleichungen mit den

Zahnbreiten der Zähne 22, 26 und 32 als Variablen vor. Legović *et al.* [77] attestierten den Gleichungen von Bachmann [7] die höchsten Korrelationskoeffizienten im Vergleich zu acht anderen Methoden. Darüber hinaus sind die Formeln einfach und in Bezug auf Extremwerte uneingeschränkt anwendbar. Deren Einsatz kann somit für die kieferorthopädische Stützzonenvorhersage in Ausbildung und Praxis befürwortet werden.

4.3 Schlussfolgerung

Im Zuge der zunehmenden Technisierung, welche unter anderem die papierlose Verwaltung von Patientenunterlagen ermöglicht, wächst der Wunsch nach Alternativen zur zeit- und raumaufwändigen Archivierung von Gipsmodellen. Dabei stellt die Digitalisierung und anschließende computergestützte Vermessung von Modellen z. B. mit der Software *OnyxCeph*^{3TM} eine valide Option dar. Das rechnergestützte System ermöglicht dem kieferorthopädischen Fachexperten die Auswertung von Modellen mit ausreichender Präzision und angemessenem Zeitaufwand. Hinsichtlich der Messgenauigkeit ist die digitale Methode mit der konventionellen vergleichbar. Insbesondere die Möglichkeit des kollegialen Austausches in „Echtzeit“ ungeachtet der räumlichen Distanz durch das elektronische Versenden von Daten eröffnet dem Behandler neue Perspektiven für den praktischen Alltag. Unsere Ergebnisse haben gezeigt, dass der Fachzahnarzt die Vermessung von Kiefermodellen zur Erstellung von Behandlungsplänen nicht leichtfertig delegieren sollte, da sich der kieferorthopädische Ausbildungsstand in der Reliabilität der Messergebnisse widerspiegelt. Zu Bedenken sind zudem Aspekte des Datenschutzes und der Datensicherung. Ähnlich wie bei digitalen Röntgenaufnahmen, müssen Patientendaten im Falle der Weiterleitung via Internet zunächst adäquat verschlüsselt werden. Potenzielle Hard- sowie Softwarefehler, welche zum vorübergehenden oder gar permanenten Datenverlust führen können müssen bedacht werden. Darüber hinaus wird nicht jede Praxis dazu in der Lage sein, Investitionen für Scanner und Software tätigen zu können, was einer möglichen Vernetzung im Wege stehen könnte.

Die Zuhilfenahme von Tabellen zur Platzbedarfsvorhersage in den Stützzonen hat sich sowohl im didaktischen als auch im praktischen Kontext aufgrund der einfachen Handhabung bewährt. Dabei müssen je nach gewählter Prädiktionstabelle mehr oder

weniger große Diskrepanzen zwischen vorausgesagten und reellen Zahnbreiten hingenommen werden. Der Einsatz der Regressionsgleichungen nach Bachmann [7] sollte aufgrund ihrer in der Literatur beschriebenen Vorzüge als Alternative in Erwägung gezogen werden.

5 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war, eine digitale Methode zur Vermessung kieferorthopädischer Modelle mit der Vermessung mittels Messschieber zu vergleichen. Während andere Digitalsysteme in der einschlägigen Literatur bereits untersucht wurden, existieren keine Daten zur Validität und Reliabilität der Diagnostik- und Dokumentationssoftware *OnyxCeph*^{3TM} (Image Instruments GmbH). Darüber hinaus sollte die Frage geklärt werden, inwieweit die Korrelationsmethoden von Moyers und Berendonk zur Vorhersage des Platzbedarfs in den Stützzonen für unsere Population gültig sind.

Gipsmodelle des Ober- und Unterkiefers von 55 vollbezahnten und kieferorthopädisch unbehandelten Patienten wurden mit Hilfe eines Streifenlichtprojektionsscanners (d-*STATION*^{3D}, Breuckmann GmbH) digitalisiert. Nach Verblindung der Modelle wurden die Einzelzahnbreiten 6-6 jedes Kiefers durch drei Untersucher mit unterschiedlichem kieferorthopädischem Ausbildungsstand (Kieferorthopädin, Zahnärztin und medizinisch-technische Assistentin) in randomisierter Reihenfolge jeweils dreimal manuell mittels Dentalmessschieber bzw. digital mit der Software *OnyxCeph*^{3TM} vermessen. Der zeitliche Aufwand wurde für jeden Messvorgang dokumentiert.

Die Untersuchungsergebnisse zeigen, dass die digitale Vermessung mit *OnyxCeph*^{3TM} im klinischen kieferorthopädischen Alltag hinsichtlich der Genauigkeit mit der herkömmlichen Vermessung von Gipsmodellen mittels Messschieber vergleichbar ist. Die Bland-Altman-Analyse für alle gemessenen Einzelwerte ergab, dass die mit *OnyxCeph*^{3TM} bestimmten Zahnbreiten um durchschnittlich 0,3 % kleiner waren als die mit dem Messschieber ermittelten. Die Übereinstimmungsgrenzen der Messergebnisse beider Methoden zeigen, dass ein mit *OnyxCeph*^{3TM} digital gemessener Wert mit 95 %iger Wahrscheinlichkeit in einem Bereich zwischen +0,50 mm und -0,54 mm des mit dem Messschieber gemessenen Wertes liegt. Die Standardabweichung der Wiederholungsmessungen betrug bei *OnyxCeph*^{3TM} 0,32 mm, beim Messschieber 0,21 mm. Im Vergleich der Reproduzierbarkeit erwies sich die manuelle Methode als die robustere. Die Unterschiede im Zeitaufwand waren nicht konsistent, wobei der erfahrenste und der unerfahrenste Untersucher mit

dem digitalen Verfahren signifikant schneller ($p < 0,0005$) arbeiteten. Dieser Unterschied birgt jedoch keine klinische Relevanz in sich.

Die Stützzonenbreiten wurden unabhängig von Messmethode und Untersucher bei Anwendung der Tabellen von Moyers und Berendonk tendenziell überschätzt. Nachteilig bei beiden Methoden ist, dass die Summe der Inzisivi nicht millimetergenau skaliert ist und Extremwerte der Zahnbreitensummen in den Tabellen nicht erfasst sind. Auf der Suche nach mehr Zuverlässigkeit sollten andere Methoden in Erwägung gezogen werden, wie z. B. die multiplen Regressionsgleichungen nach Bachmann.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Akyalcin S: Are Digital Models Replacing Plaster Casts? Dentistry 01: 100-102 (2011)
- 2 Alcan T, Ceylanoğlu C, Baysal B: The Relationship between Digital Model Accuracy and Time-Dependent Deformation of Alginate Impressions. Angle Orthod 79: 30-36 (2009)
- 3 Al-Khadra BH: Prediction of the size of unerupted canines and premolars in a Saudi Arab population. Am J Orthod Dentofacial Orthop 104: 369-372 (1996)
- 4 Angle EH: Classification of malocclusion. Dent Cosmos 41: 248-264, 350-357 (1899)
- 5 Asquith J, Gillgrass T, Mossey P: Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. Eur J Orthod 29: 517-522 (2007)
- 6 Ayoub AF, Wray D, Moos KF, Yin M, Niblett TB, Urquhart C, Mowfort P, Siebert P: A three-dimensional imaging system for archiving dental study casts: A preliminary report. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 12: 79-84 (1997)
- 7 Bachmann S: Voraussage des Platzbedarfs in den Stützzonen mittels multipler Regressionsgleichungen. Fortschritte der Kieferorthopädie 47: 79-86 (1986)
- 8 Ballard ML, Wylie WL: Mixed dentition case analysis. Estimating size of unerupted permanent teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop 33: 754-759 (1947)
- 9 Bell A, Ayoub F, Siebert P: Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. J Orthod 30: 219-223 (2003)
- 10 Berendonk I: Die Relation zwischen Schneidezahn- und seitlichen Ersatzzahnbreiten. Med Dissertation, Universität Mainz (1965)
- 11 Berggold W, Häusler G: Den passenden Sensor für die gestellte Messaufgabe in der optischen 3D-Messtechnik finden. Optik & Photonik 3: 28-32 (2010)
- 12 Berkowitz S, Pruzansky A: Stereophotogrammetry of serial casts of cleft palate. Angle Orthod 38: 136-161 (1968)
- 13 Bernabé E, Flores-Mir C: Are the Lower Incisors the Best Predictors for the Unerupted Canine and Premolar Sums? An Analysis of a Peruvian Sample. Angle Orthod 75: 202-207 (2005)
- 14 Bherwani AK, Fida M: Development of a prediction equation for the mixed dentition in a Pakistani sample. Am J Orthod Dentofacial Orthop 140: 626-632 (2011)

- 15 Black GV: Descriptive anatomy of the human teeth. White Manufacturing, Philadelphia, S. 106-110 (1902)
- 16 Bland JM, Altman DG: Applying the right statistics: analyses of measurement studies. *Ultrasound Obstet Gynecol* 22: 85-93 (2003)
- 17 Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *International Journal of Nursing Studies* 47: 931-936 (2010)
- 18 Bock JJ, Bock J: Intra- und extraorale Befunderhebung. In: *Grundwissen Kieferorthopädie*, Spitta, Balingen, S.46-48 (2005)
- 19 Boldt F, Weinzierl C, Hertrich K, Hirschfelder U: Comparison of the spatial landmark scatter of various 3D digitalization methods. *J Orofac Orthop* 70: 247-263 (2009)
- 20 Bootvong K, Liu Z, McGrath C, Hägg U, Wong RW, Bendeus M, Yeung S: Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *Eur J Orthod* 32: 589-595 (2010)
- 21 Bowden DE, Goose DH: Inheritance of tooth size in Liverpool families. *J Med Genet* 6: 55-58 (1969)
- 22 Braumann B, Rosenhayn SE, Bourauel C, Jäger A: Two- or three-dimensional cast analysis in patients with cleft lip palate? *J Orofac Orthop* 62: 451-465 (2001)
- 23 Breuckmann B, Hallbauer F: Optische 3D-Koordinatenmeßtechnik. In: Breuckmann B (Hrsg) *Bildverarbeitung und optische Messtechnik in der industriellen Praxis. Grundlagen der 3D-Meßtechnik, Farbbildanalyse, Holographie und Interferometrie mit zahlreichen praktischen Applikationen*. Franzis, München, S. 273-294 (1993)
- 24 Brune K: Die Brauchbarkeit der Zahnbogenindices in der Kieferorthopädie. *Zahnärztl Praxis* 17: 79 -82 (1966)
- 25 Burke PH, Beard FH: Stereophotogrammetry of the face. *Am J Orthod* 53: 781-796 (1967)
- 26 Buwembo W, Luboga S: Moyer´s method of mixed dentition analysis: a meta-analysis. *African Health Sciences* 4: 63-66 (2004)
- 27 Carey CW: Linear arch dimension and tooth size. *Am J Orthod* 35: 762-775 (1949)
- 28 Cheffins OW, Clark WA: Close range photogrammetry applied to research in orthodontics. *Photogramm Rec* 6: 276-284 (1969)

- 29 Chen H, Lowe AA, Ribeiro de Almeida F, Wong M, Fleetham JA, Wang B: Three-dimensional computer-assisted study model analysis of long-term oral-appliance wear. Part 1: Methodology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134: 393-407 (2008)
- 30 Cohen ME: Recognition of the developing malocclusion. *Dent Clin North Am* 6: 299-311 (1959)
- 31 Corrêa Travessas JA, Bakkar A, Winck Mahl CE, Fontanella V: Comparação de medidas de diâmetros dentários em modelos obtidas por três diferentes métodos. Comparison of tooth width measurements on dental models obtained by three different methods. *Stomatol* 14: 3-10 (2008)
- 32 Danz JC, Katsaros C: Kieferorthopädische digitale Modelle: Wo stehen wir heute? *Inf Orthod Kieferorthop* 42: 223-233 (2010)
- 33 Daskalogiannakis J, Miethke RR, Sergl HG, Sernetz F: Lexikon kieferorthopädischer Begriffe. Quintessenz, Berlin, S. 296 (2003)
- 34 de Paula S, Almeida MA, Lee PC: Prediction of the mesiodistal diameter of unerupted lower canines and premolars using 45 degree cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107: 309-314 (1995)
- 35 Diagne F, Diop-Ba K, Ngom PI, El Boury O: Mixed dentition analysis in a Moroccan population. *Odontostomatol Trop* 27: 5-10 (2004)
- 36 Diagne F, Diop-Ba K, Ngom PI, Mbow K: Mixed dentition analysis in a Senegalese population: elaboration of prediction tables. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124: 178-183 (2003)
- 37 Dirksen D, Diederichs S, Runte C, von Bally G, Bollmann F: Dreidimensionale Erfassung und Visualisierung von Meßpunkten des Zahnbogens anhand optisch vermessener Modelle. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 60: 152-159 (1999)
- 38 Droschl H, Göller J, Sager K: Über die Anwendung von Wahrscheinlichkeitstabellen (probability charts) von Moyers. *Inform Orthodont Kieferorthop* 9: 241 (1977)
- 39 Ehmer U: Ätiologie und Pathogenese von Dysgnathien. In: Diederich P (Hrsg) *Kieferorthopädie I, Orofaziale Entwicklung und Diagnostik*, 4. Aufl, Urban & Fischer, München Jena, S. 66-68 (2000)
- 40 Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Thieme, Stuttgart, S. 21 (2005)
- 41 Fischer-Brandies H, Stahl A: Kieferorthopädische Modellanalyse. Hanser, München Wien, S. 8-25 (1995)

- 42 Fleming PS, Marinho V, Johal A: Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 14: 1-16 (2011)
- 43 Flock S, Jansen W, Robertz M, Schmuth G: Überprüfung abgeschlossener kieferorthopädischer Behandlungsfälle unter besonderer Berücksichtigung der Zahnbogenvermessung. *Dtsch zahnärztl Z* 16: 48-56 (1961)
- 44 Garino F, Garino GB: Comparison of Dental Arch Measurements Between Stone and Digital Casts. *Worl J Orthod* 3: 250-254 (2002)
- 45 Garn SM, Lewis AB, Walenga A: Evidence for a secular trend in tooth size over two generations. *J Dent Res* 47: 503 (1968)
- 46 Gerlach HG: Konzepte einer Wissenschaft. Entwicklungslinien in der Kieferorthopädie. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 41: 543-551 (1980)
- 47 Goonewardene RW, Goonewardene MS, Razza JM, Murray K: Accuracy and validity of space analysis and irregularity index measurements using digital models. *Aust Orthod J* 24: 83-90 (2008)
- 48 Gracco A, Buranello M, Cozzani M, Siciliani G: Digital and plaster models: a comparison of measurements and times. *Prog Orthod* 8: 252-259 (2007)
- 49 Groß A, Hasund A: Neuere vergleichende korrelationsstatistische Untersuchungen zur Vorhersage des Platzbedarfs in den Stützzonen durch multiple Regressionsgleichungen. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 50: 109-117 (1989)
- 50 Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S: Vergleich von Messmethoden. *Dtsch med Wochenschr* 132: 69 (2007)
- 51 Harth G: Biometrische Untersuchungen über die Dimensionen des Normalgebisses in verschiedenen Lebensaltern. *Dtsch Monatsschr Zahnheilk* 48: 15-37 (1930)
- 52 Harzer W: Modellanalyse und -vermessung. In: *Lehrbuch der Kieferorthopädie*, Hanser, München Wien, S.113-114 (1999)
- 53 Hayasaki H, Parsekian Martins R, Gonzaga Gandini L Jr, Saitoh I, Nonaka K: A new way of analyzing occlusion 3 dimensionally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128: 128-132 (2005)
- 54 Hense W: Nachuntersuchung kieferorthopädisch behandelter Patienten mit dem Modellmeßgerät Modellmat und dem Computerprogramm "Modell". *Med Dissertation, Universität Bonn* (1984)
- 55 Hixon E, Oldfather RE: Estimation of the sizes of unerupted cuspid and bicuspid teeth. *Angle Orthod* 28: 236-240 (1958)

- 56 Hoffmann-Axthelm W: Die Geschichte der Zahnheilkunde. 2. Aufl, Quintessenz, Berlin, S. 298-301 (1985)
- 57 Hoffmann-Axthelm W: Lexikon der Zahnmedizin. 6. Aufl, Quintessenz, Berlin, S. 377 (2000)
- 58 Horch L, Schmuth G: Befunderhebung und Systematik in der Kieferorthopädie. In: Schmuth G (Hrsg) Kieferorthopädie I, Praxis der Zahnheilkunde, Bd 11, 2. Aufl, Urban & Schwarzenberg, München, S. 89-101 (1990)
- 59 Horton HM, Miller JR, Gaillard PR, Larson BE: Technique Comparison for Efficient Orthodontic Tooth Measurements Using Digital Models. Angle Orthod 80: 254-261 (2010)
- 60 Hunter WS, Priest WR: Errors and discrepancies in measurement of tooth size. J Dent Res 39: 405-414 (1960)
- 61 Ingervall B, Lennartsson B: Prediction of Breadth of Permanent Canines and Premolars in the Mixed Dentition. Scand J Dent Res 48: 62-68 (1978)
- 62 Irwin RD, Herold JS, Richardson A: Mixed dentition analysis: a review of methods and their accuracy. Int J Pediatr Dent 5: 137-142 (1995)
- 63 Jaiswal AK, Paudel KR, Shrestha SL, Jaiswal S: Prediction of space available for unerupted permanent canine and premolars in a Nepalese population. J Orthod 36: 253-259 (2009)
- 64 Joffe L: OrthoCAD™: digital models for a digital era. J Orthod 31: 344-347 (2004)
- 65 Kahl-Nieke B: Modellanalyse. In: Einführung in die Kieferorthopädie, Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore, S. 120 (1995)
- 66 Karwetzky R: Der Modelltisch, ein Behelf für Winkelspiegelaufnahmen. Fortschritte der Kieferorthopädie 30: 241-244 (1969)
- 67 Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI: A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. J Orthod 35: 191-201 (2008)
- 68 Keß K, Kolbowski J: Computergestützte dreidimensionale Modellanalyse. Prakt Kieferorthop 4: 213-218 (1990)
- 69 Kieser JA: Human Adult Odontometrics. Cambridge University Press, Cambridge New York Melbourne, S. 64-95 (1990)
- 70 Kinast H: Der orthopädische Messkeil - ein Beitrag zur Problematik des Zahnbreitensummen-Zahnbogenlängen-Verhältnisses. Fortschr Kieferorthop 49: 170-191 (1988)

- 71 Kinast H: Der exakte Nachweis kieferorthopädischer Zahnbewegungen mittels fotometrischer Vermessungsmethode. Fortschritte der Kieferorthopädie 37: 332-346 (1976)
- 72 Körbitz A: Kursus der Orthodontie. Berliner Zahnärztl Poliklinik, Berlin, S. 27 (1909)
- 73 Körbitz A: Neue Gesichtspunkte zur diagnostischen Beurteilung unregelmäßiger Zahnbögen. Z zahnärztl Orthop 3: 266-278 (1909)
- 74 Korkhaus G: Orthodontische Diagnostik, dreidimensionale Modellvermessung. Fortschr Zahnheilk 8: 719-736 (1932)
- 75 Kwiecien R, Kopp-Schneider A, Blettner M: Konkordanzanalyse. Teil 16 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. Deutsches Ärzteblatt 108: 515-521 (2011)
- 76 Legović M, Novosel A, Legović A: Regression Equations for Determining Mesiodistal Crown Diameters of Canines and Premolars. Angle Orthod 73: 314-317 (2003)
- 77 Legović M, Novosel A, Škrinjaric T, Legović A, Madi B, Ivančić N: A comparison of methods for predicting the size of unerupted permanent canines and premolars. Eur J Orthod 28: 485-490 (2006)
- 78 Leifert MF, Leifert MM, Efstratiadis SS, Cangialosi TJ: Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. Am J Orthod Dentofacial Orthop 136: 16.e1-16.e4 (2009)
- 79 Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey JM, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP, Major PW: Linear measurements using virtual study models. The Angle Orthodontist 82: 1098-1106 (2012)
- 80 Martinelli FL, Lima EM, Rocha R, Souza Tirre-Araujo M: Prediction of Lower Permanent Canine and Premolars Width by Correlation Methods. Angle Orthod 75: 805-808 (2005)
- 81 Martinelli FL, Rocha R, Menezes LM, Locks A, Ribeiro GL: Avaliação do desempenho de três métodos para o cálculo do diâmetro méso-distal de caninos e pré-molares inferiores durante o período da dentadura mista. Rev Dent Press Ortodon Ortoped Facial 6: 63-70 (2001)
- 82 Mayers M, Firestone AR, Rashid R, Vig KWL: Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. Am J Orthod Dentofacial Orthop 128: 431-434 (2005)

- 83 Melgaço AC, Sousa Araújo M, Oliveira Ruellas AC: Mandibular permanent first molar and incisor width as predictor of mandibular canine and premolar width. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132: 340-345 (2007)
- 84 Miras D, Sander FG: Die Genauigkeit von Hologrammen im Vergleich zu anderen Modellvermessungen. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 54: 203-217 (1993)
- 85 Moorrees CF, Reed RB: Correlations among crown diameter of human teeth. *Arch Oral Bio* 9: 685-697 (1964)
- 86 Moorrees CF, Thomsen O, Jennsen E, Yen PM: Mesio-distal crown diameters of the deciduous and permanent teeth in individuals. *J Dent Res*, 36: 39-47 (1957)
- 87 Motokawa W, Ozaki M, Soejima Y, Yoshida Y: A method of mixed dentition analysis in the mandible. *J Dent Child* 54: 114-118 (1987)
- 88 Moyers RE: *Handbook of Orthodontics*. Yearbook Medical Publishers, Chicago, S. 56-77 (1988)
- 89 Mühlberg G, Bräuninger H, Weiskopf J: Zur kritischen Bewertung des Pont'schen Indexes unter Berücksichtigung des geschlechtsbedingten Einflusses. *Biologisch-statistische Untersuchungen an 417 eugnathen Gebissen*. *Dtsch Stomatol* 19: 689-701 (1969)
- 90 Mühlreiter E: Über Maximal- und Minimalgrößen der Zähne. *Deutsche Vierteljahresschrift für Zahnheilkunde* 16: 119-123 (1874)
- 91 Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M: Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132: 346-352 (2007)
- 92 Naidu D, Scott J, Ong D, Ho CT: Validity, reliability and reproducibility of three methods used to measure tooth widths for Bolton analyses. *Aust Orthod J* 25: 97-103 (2009)
- 93 Nance NN: The limitation of orthodontic treatment. *Am J Orthod* 33: 177-233 (1947)
- 94 Nik Tahere H, Majid S, Fateme M, Kharazi F, Javad F: Predicting the size of unerupted canines and premolars of the maxillary and mandibular quadrants in an Iranian population. *J Clin Pediatr Dent* 32: 43-47 (2007)
- 95 Nötzel F, Schultz C: Modellanalyse. In: *Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik: Analysen und Tabellen für die Praxis*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln München, S 35-36 (2001)

- 96 Nourallah AW, Gesch D, Khordaji MN, Splieth C: New Regression Equations for Predicting the Size of Unerupted Canines and Premolars in a Contemporary Population. *Angle Orthod* 72: 216-220 (2002)
- 97 Okunami TR, Kusnoto B, BeGole E, Evans CA, Sadowsky C, Shahrbanoo F: Assessing the American Board of Orthodontics objective grading system: Digital vs plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131: 51-56 (2007)
- 98 Oliveira DD, Ruellas ACO, Drummond MEL, Pantuzo MCG, Lanna AMQ: Confiabilidade do uso de modelos digitais tridimensionais como exame auxiliar ao diagnostico ortodôntico: un estudo piloto. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 12: 84-93 (2007)
- 99 Pancherz H, Schäffer C: Vorhersage der Größe der Stützzonen im bleibenden Gebiß auf individueller Basis. Vergleich der Moyers-Methode mit einem prognostischen Einheitswert. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 60: 227-235 (1999)
- 100 Peck S: A Biographical Portrait of Edward Hartley Angle, the First Specialist in Orthodontics, Part 1. *Angle Orthod* 79: 1021-1027 (2009)
- 101 Philip NI, Prabhakar M, Arora D, Chopra S: Applicability of the Moyers mixed dentition probability tables and new prediction aids for a contemporary population in India. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138: 339-345 (2010)
- 102 Pont A: Der Zahn-Index in der Orthodontie. *Z zahnärztl Orthop* 3: 306-321 (1909)
- 103 Proffit WR, Ackerman JL: Kieferorthopädische Diagnose und Behandlungsplanung. In: Graber TM, Swain BF (Hrsg) *Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie*, Quintessenz, Berlin, S. 94 (1989)
- 104 Proffit WR: Orthodontic Treatment Planning. In: Proffit WR, Fields HW, Sarver DM (Hrsg) *Contemporary Orthodontics*, 4. Aufl, Mosby, St. Louis, S. 217-222 (2006)
- 105 Quimby ML, Vig KWL, Rashid RG, Firestone AR: The Accuracy and Reliability of Measurements Made on Computer-Based Digital Models. *Angle Orthod* 74: 298-303 (2004)
- 106 Rakosi T, Jonas I: Modellanalyse. In: Rateitschak KH (Hrsg) *Kieferorthopädie: Diagnostik, Farbatlanten der Zahnmedizin*, Bd 8, Thieme, Stuttgart New York, S. 207 (1989)
- 107 Ras F, Habets LL, van Ginkel FC, Prah-Andersen B: Quantification of facial morphology using stereophotogrammetry – demonstration of a new concept. *J Dent Child* 24: 369-374 (1996)

- 108 Redlich M, Weinstock T, Abed Y, Schneor R, Holdstein Y, Fischer A: A new system for scanning, measuring and analyzing dental casts based on a 3D holographic sensor. *Orthod Craniofac Res* 11: 90-95 (2008)
- 109 Regensburger K, Schenk HJ, Wiemann C: Die Stereophotogrammetrie und ihre Anwendung in der stomatologischen Forschung. *Zahn-, Mund- und Kieferheilkd* 68: 786-800 (1980)
- 110 Rheude B, Sadowsky PL, Ferriera A, Jacobson A: An evaluation of the Use of Digital Study Models in Orthodontic Diagnosis and Treatment Planning. *Angle Orthod* 75: 300-304 (2005)
- 111 Richtlinien des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen für die kieferorthopädische Behandlung vom 04. Juni 2003 und vom 24. September 2003 in der ab 01. Januar 2004 gültigen Fassung
- 112 Rosseto MC, Palma FM, Fereira RI, Pinzan A, Vellini-Ferreira F: Comparative study of dental arch width in plaster models, photocopies and digitized images. *Braz Oral Res* 23: 190-195 (2009)
- 113 Rydén H, Bjelkhagen H, Mårtensson B: Tooth position measurements on dental casts using holographic images. *Am J Orthod* 81: 310-313 (1982)
- 114 Sander FG: Die Verwendung der Holografie in der Kieferorthopädie für die Modellanalyse. *Prakt Kieferorthop* 3: 145-152 (1989)
- 115 Sander FG, Tochtermann H: Dreidimensionale computergestützte Modell- und Hologrammauswertung. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 52: 218-229 (1991)
- 116 Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ: Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124: 101-105 (2003)
- 117 Schirmer UR, Wiltshire WA: Manual and computer-aided space analysis: a comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112: 676-680 (1997)
- 118 Schulze C: Anamnese und Befunderhebung. In: *Lehrbuch der Kieferorthopädie*, Bd 1, 3. Aufl, Quintessenz, Berlin, S. 57-62 (1993)
- 119 Schwarz AM: Über die Gültigkeit der Pontschen Werte. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 1: 258-260 (1931)
- 120 Seipel CM: Variation of tooth position, a metric study of the adaption in the deciduous and permanent dentition. *Svensk Tandlak Tidskr* 26: 39-44 (1946)
- 121 Shellhart WC, Lange DW, Kluemper GT, Hicks EP, Kaplan AL: Reliability of the Bolton tooth-size analysis when applied to crowded dentitions. *Angle Orthod* 65: 327-334 (1995)

- 122 Sicklick AM: Edward Hartley Angle - In Pursuit of Perfection. Journal of the History of Dentistry 47: 129-134 (1999)
- 123 Sjögren APG, Lindgren JE, Huggare JÄV: Orthodontic Study Cast Analysis - Reproducibility of Recordings and Agreement Between Conventional and 3D Virtual Measurements. J Digit Imaging 23: 482-492 (2010)
- 124 Stähle H: Bestimmung der mesio-distalen Kronenbreite der bleibenden Eckzähne und Prämolaren vor ihrem Durchbruch. Med Dissertation, Universität Zürich (1958)
- 125 Staley RN, Hoag JF: Prediction of the mesiodistal widths of maxillary permanent canines and premolars. Am J Orthod 73: 169-177 (1978)
- 126 Staley RN, Kerber RE: A revision of the Hixon Oldfather mixed dentition prediction method. Am J Orthod 78: 296-302 (1980)
- 127 Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud DW, Heo G, Major PW: Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129: 794-803 (2006)
- 128 Tanaka MM, Johnston LE: The prediction of the size of unerupted canines and premolars in a contemporary orthodontic population. The Journal of the American Dental Association 88: 798-801 (1974)
- 129 Tomassetti JJ, Taloumis LJ, Denny JM, Fischer JR: A Comparison of 3 Computerized Bolton Tooth-Size Analyses With a Commonly Used Method. Angle Orthod 71: 351-357 (2001)
- 130 Tränkmann J, Raufmann W: Prognosis of the support areas in the secondary dentition. Dtsch Zahnärztl Z 38: 528-531 (1983)
- 131 Uysal T, Basciftici FA, Goyenc Y: New regression equations for mixed-dentition arch analysis in a Turkish sample with no Bolton tooth-size discrepancy. Am J Orthod Dentofacial Orthop 135: 343-348 (2009)
- 132 van der Linden FP, Boersma H, Zelders T, Peters KA, Raaben JH: Three-dimensional analysis of dental casts by means of the Optocom. J Dent Res 51: 1100 (1972)
- 133 von Schnizer E: Studien zur Geschichte der Orthodontie. Fortschritte der Kieferorthopädie 3: 331-342 (1933)
- 134 Watanabe-Kanno GA, Abrão J, Miasiro H Jr, Sánchez-Ayala A, Lagravère MO: Reproducibility, reliability and validity of measurements obtained from Cecile3 digital models. Braz Oral Res 23: 288-295 (2009)

- 135 Weise W: Weitere Untersuchungen über Zahnbogensollwerte. Fortschritte der Kieferorthopädie 28: 369-378 (1967)
- 136 Weiß C: Lagetests. In: Basiswissen Medizinische Statistik. Springer, Heidelberg, S. 206-208 (2010)
- 137 Wilcoxon F: Individual comparisons by ranking methods. Biometrics 1: 80-83 (1945)
- 138 Yuen KK, Tang EL, So LL: Mixed dentition analysis for Hong Kong Chinese. Angle Orthod 68: 21-28 (1998)
- 139 Zilberman O, Huggare JÁV, Parikakis KA: Evaluation of the Validity of Tooth Size and Arch Width Measurements Using Conventional and Three-dimensional Virtual Orthodontic Models. Angle Orthod 73: 301-306 (2003)
- 140 Zilberman Y, Koyoumdjisky-Kaye E, Vardimon A: Estimation of Mesiodistal Width of Permanent Canines and Premolars in Early Mixed Dentition. J Dent Res 56: 911 (1977)

Anhang

Arbeitsanleitung für die Modellanalyse mit OnyxCeph³™

Wir führen eine Studie durch, welche die digitale mit der konventionellen Modellanalyse bezüglich Genauigkeit, Zuverlässigkeit und Zeitaufwand vergleichen soll. Das zu vermessende Modellgut besteht aus 57 Modellpaaren.

Aus den Gipsmodellen sind mittels eines Laserscanners 3D-Dateien erzeugt und auf dem Desktop des Kliniklaptops unter „Daten für Hauptstudie“ gespeichert worden. Jedem Patienten ist ein Unterordner zugeteilt, in dem die eingescannten Modelle als STL-Dateien hinterlegt sind. Zur Verblindung wurden die Patientennamen durch dreistelligen Zahlen ersetzt.

Für die digitale Vermessung der eingescannten Modelle verwenden wir das Programm OnyxCeph³™ der Firma image instruments. Dafür werden mit der Maus Punkte gesetzt, die von der Software ausgewertet werden. Die Software speichert die Bilder in einer eigenen Datenbank, dem lokalen Server.

Die Screenshots, die für diese Anleitung verwendet worden sind, dienen lediglich als Orientierung. Das, was tatsächlich auf dem Bildschirm zu sehen ist, variiert natürlich von Fall zu Fall. Zur besseren Veranschaulichung zeigen orangefarbene Pfeile jeweils auf den Icon, der in der Anleitung beschrieben wird.

Für die Studie wird das gesamte Modellgut mit jeder Methode dreimal vermessen. Die für die Vermessung eines Modellpaares benötigte Zeit soll für jedem Messvorgang mittels Stoppuhr festgehalten und anschließend in die dazu vorgesehene Tabelle eingetragen werden.

Am Ende dieser Anleitung wird auf mögliche Komplikationen im Umgang mit OnyxCeph³™ hingewiesen.

Der erste Schritt nach dem Hochfahren des Computers besteht darin, den lokalen Datenbankserver zu starten. Dann kann die Software auf die bereits vorhandenen Daten zugreifen und neue Daten speichern.

- OnyxCeph³™ – Datenbankserver starten: auf „Dienst beenden und als Programm starten“ klicken

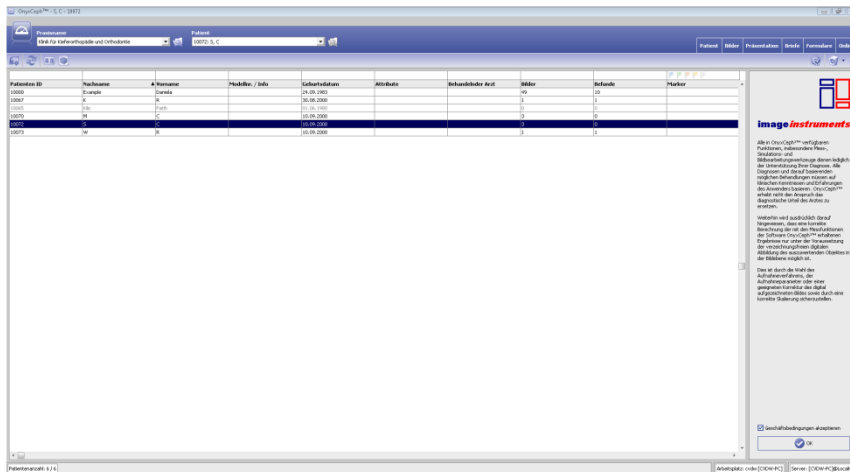
Jetzt kann man mit OnyxCeph³ arbeiten.

- Software starten: Doppelklick auf Desktop-Icon „OnyxCeph³“

Es öffnet sich ein Fenster: Das Wörterbuch wird vom Programm geladen und die Verbindung zum Server bestätigt.

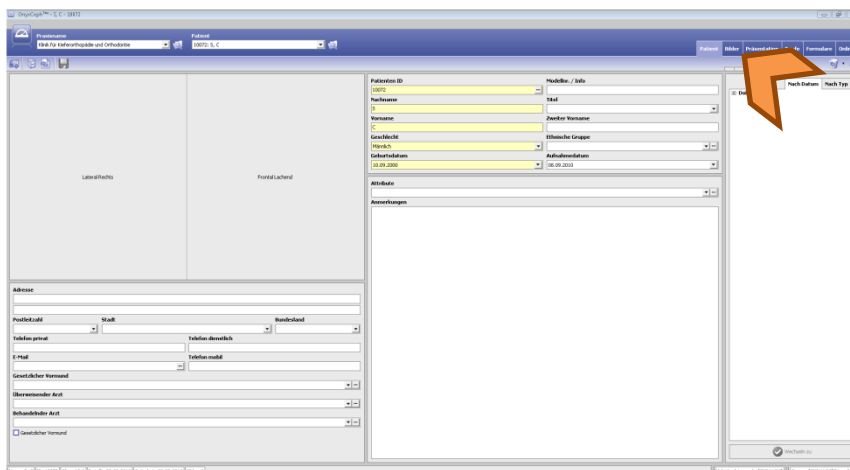
Nun öffnet sich die Maske mit der nach Patienten-ID geordneten Patientenliste. Der Patient, mit dem gearbeitet werden soll, kann aus der Liste oder oben unter „Patient“

aus dem Register gewählt werden. Die Modelle, die an der Studie teilnehmen, sind von 100 bis 163 nummeriert.



- Patient wählen und mit Doppelklick aufrufen

Es erscheint die Patientenkartei mit allen persönlichen Daten, die für unsere Zwecke nicht ausgefüllt worden sind. Wir wollen uns mit den Bildern des Patienten beschäftigen.

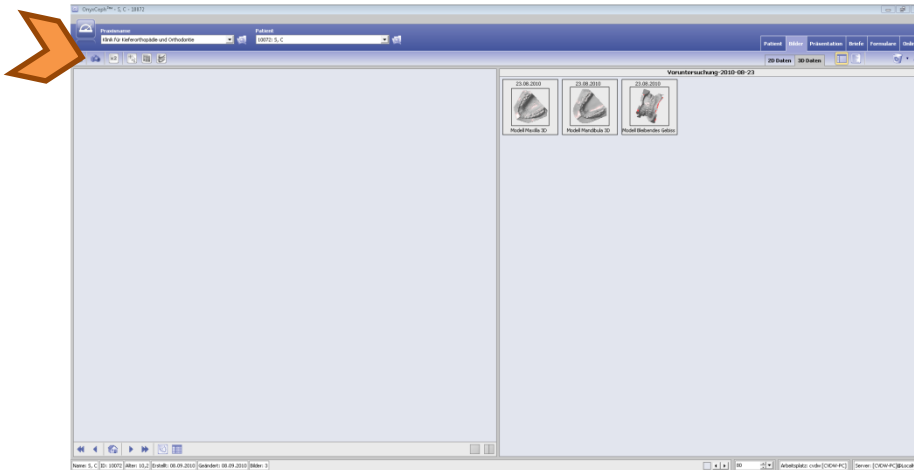


- Oben rechts „Bilder“ anklicken

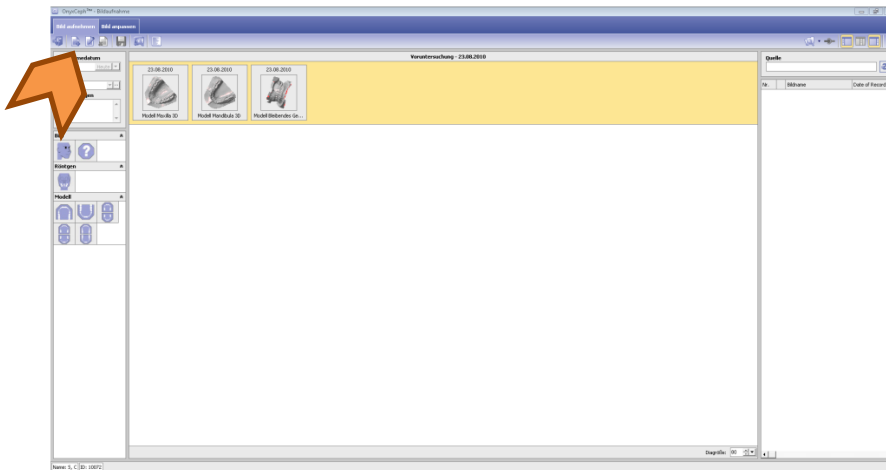
Unter „3D Daten“ sieht man die für diesen Patienten bereits angelegten Bilder. Die Bilder sind als Voruntersuchung tituliert und mit dem Datum, an dem die Bildserie angelegt wurde, gekennzeichnet.

Die vorhandenen Bilder sollen unbedingt unverändert bleiben. **Für jede Messung** brauchen wir ein **neues, unbearbeitetes** Bild. Um die eingescannten Modelle des Patienten als neue Bildserie hinzuzufügen gehen wir wie folgt vor:

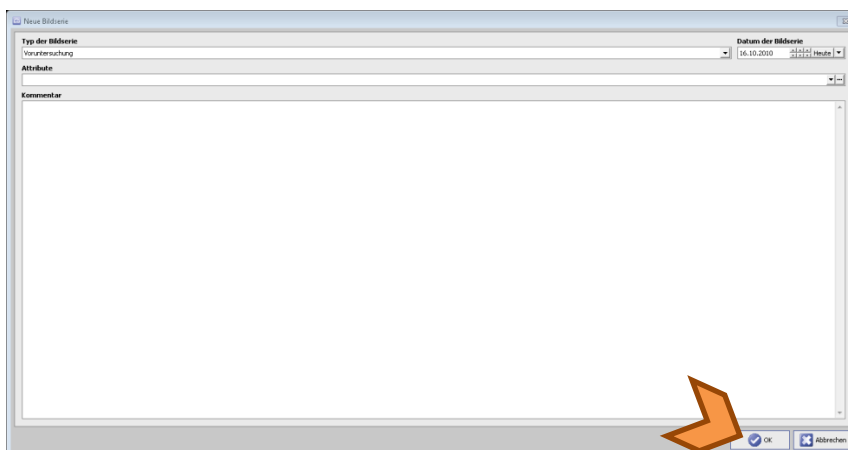
- Oben links „Bild hinzufügen“ anklicken



- Oben links „Bildserie hinzufügen“ anklicken

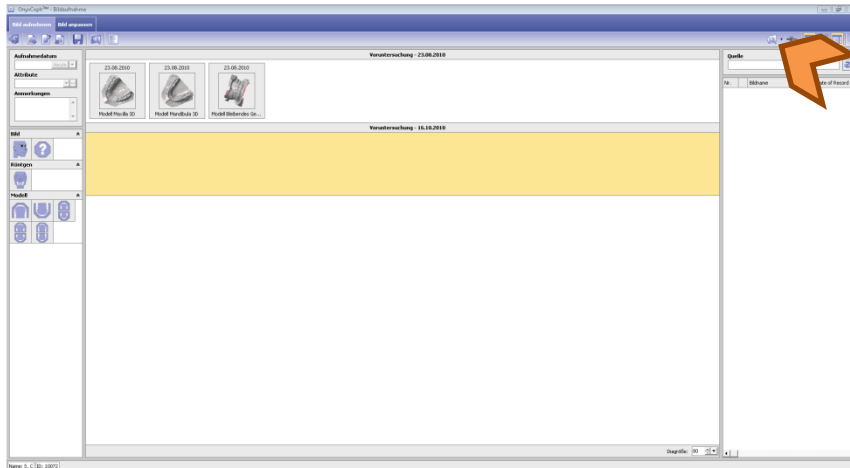


Das Fenster „Neue Bildserie“ öffnet sich. Der Typ der Bildserie bleibt immer gleich, und zwar „Vorsuntersuchung“. Wenn das Datum stimmt, dann klicken wir auf „OK“.

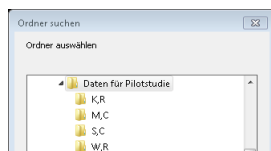


Wir haben jetzt ein neues, leeres Feld erzeugt, welches gelb hinterlegt ist. In dieses Feld fügen wir die eingescannten Bilder des Patienten ein, die wie schon erwähnt aus dem Ordner „Daten für Hauptstudie“ kopiert werden.

- Oben rechts „Bild aus Verzeichnis“ anklicken



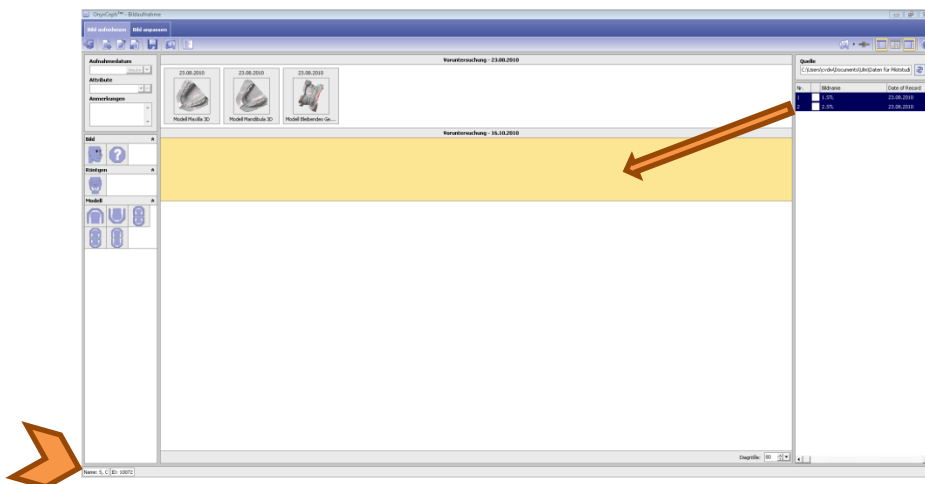
Das Fenster „Ordner suchen“ geht auf. Automatisch erscheinen die Ordner, die im Desktop hinterlegt sind. Der Ordner „Daten für Hauptstudie“ enthält jeweils einen Unterordner mit den Dateien von jedem Patienten.



Um sich zu vergewissern, dass man den richtigen Patienten gewählt hat, kann man die Patientennummer unten links auf dem Bildschirm mit der Nummerierung des Unterordners vergleichen.

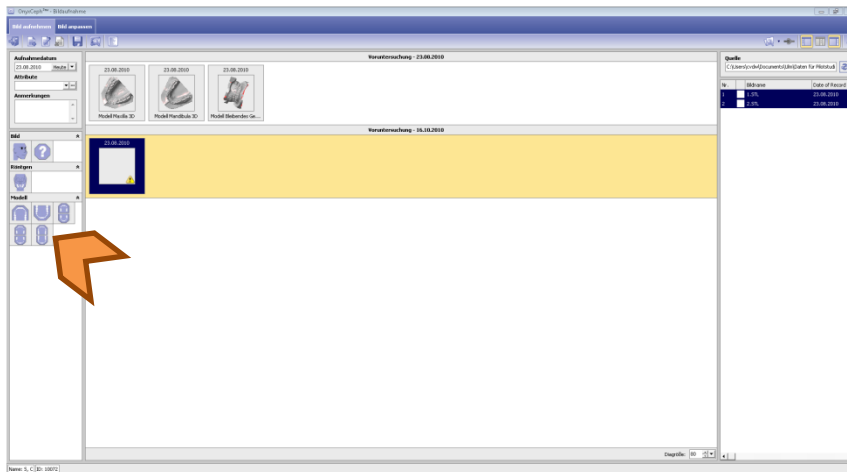
- Aus Ordner „Daten für Hauptstudie“ Unterordner des Patienten wählen und „OK“ klicken

Rechts erscheinen zwei STL Dateien. Wir brauchen beide Dateien, also Ober- und Unterkiefer, **zusammen**. Mit der Tastenkombination Strg+Alt beide anwählen und mit der Funktion drag&drop auf das leere gelbe Feld ziehen.



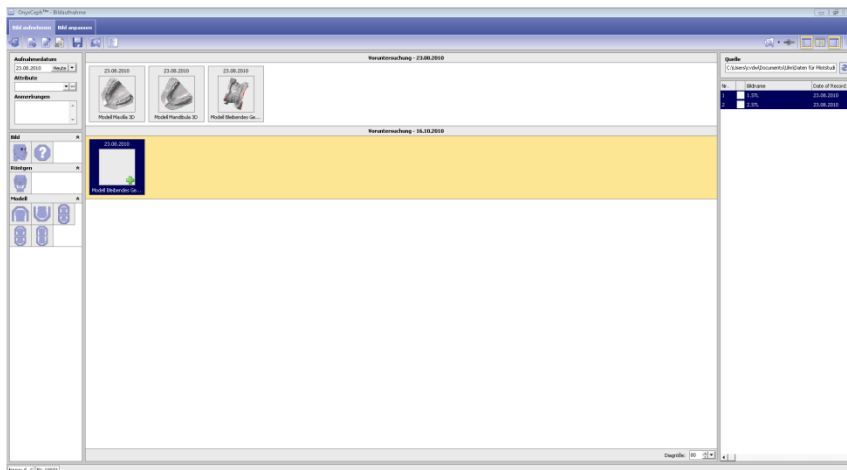
Ein blau umrandetes Quadrat mit einem Warndreieck erscheint. Nun müssen die Daten eines Modelltyps zugeordnet werden. Da wir die 3D-Modelle beider Kiefer

zusammen für die Vermessung brauchen, wählen wir entsprechend aus dem Menü „Modell“ (linke Bildseite) die letzte Option.



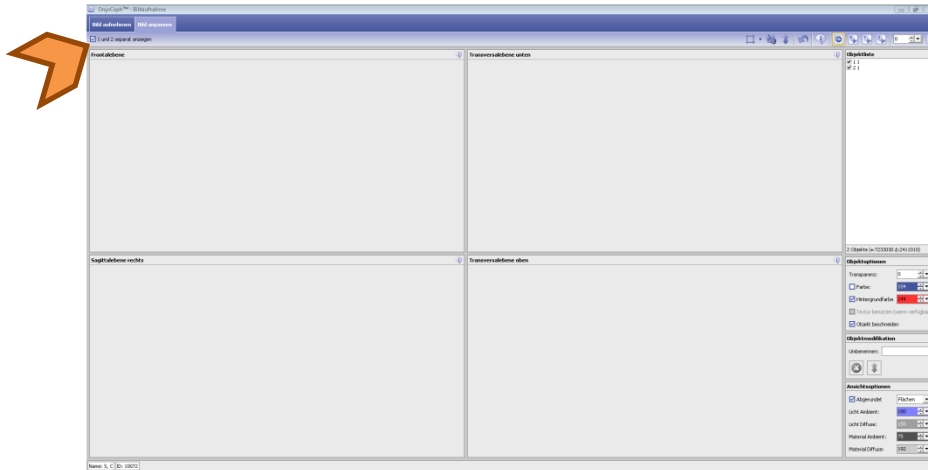
- „Modell bleibendes Gebiss 3D“ mit drag&drop auf blau umrandetes Quadrat ziehen

Jetzt sehen wir statt des Warndreiecks ein Pluszeichen im blau/grauen Quadrat. Wir schauen uns die Bilder an, um zu kontrollieren, dass alles bisher richtig gelaufen ist.

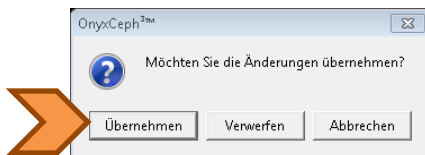


- Bilder mit Doppelklick aufmachen

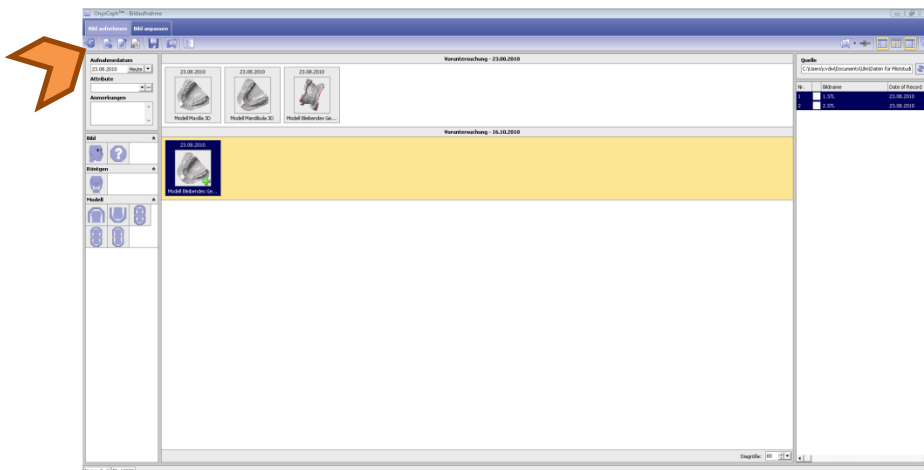
Es kann einige Sekunden dauern, bis die 3D Bilder geladen sind. Jetzt sehen wir vier Felder. Das Kästchen „1 und 2 separat anzeigen“ (oben links) sollte aktiviert sein, dann können wir auf der rechten Seite das Ober- bzw. Unterkiefermodell getrennt voneinander anschauen. Die linken Felder sind für uns uninteressant. Aus technischen Gründen sind in dem unten stehenden Screenshot die dreidimensionalen Modelle nicht sichtbar.



- Oben links „Bild aufnehmen“ anklicken
- Möchten Sie die Änderungen übernehmen? JA, übernehmen!

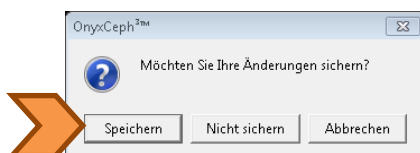


Es dauert wieder einige Sekunden, bis die Änderungen übernommen sind. Danach sehen wir wieder die Maske mit den Bilderserien, jetzt mit unseren Modellen im blau umrandeten Quadrat.



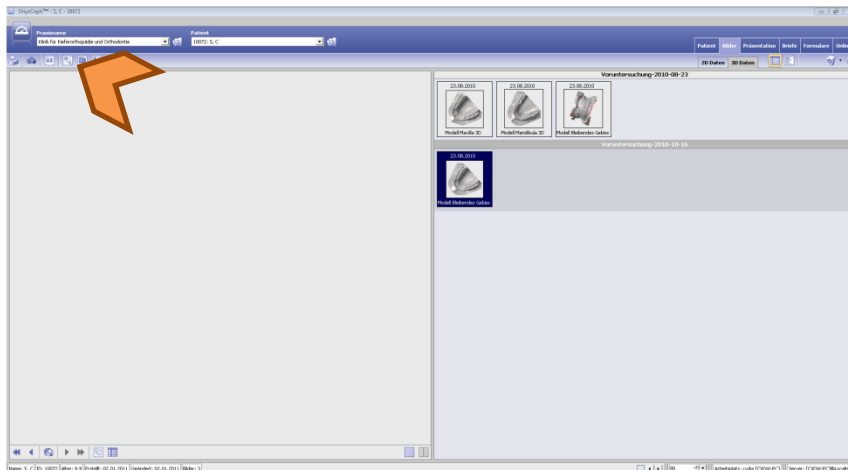
Wir verlassen die jetzige Maske, um die Modelle auszuwerten.

- Oben links „Exit“ anklicken
- Möchten Sie Ihre Änderungen sichern? JA, speichern!

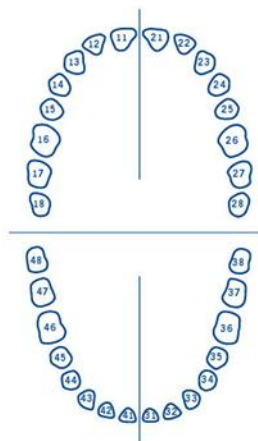
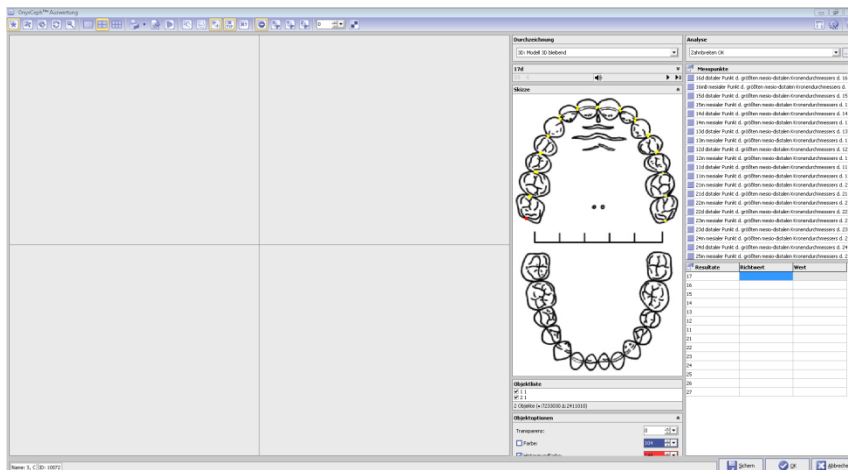


Jetzt wird die Datei zum Server übertragen und ist somit in der Datenbank aufgenommen. Wir können nun aus allen Bildserien die soeben angelegte wählen und die Vermessung durchführen.

- Datei mit aktuellem Datum wählen - diese wird aktiviert und das Quadrat ist wieder blau umrandet
- Oben links auf „Auswertung“ klicken



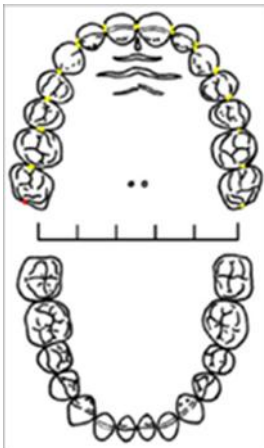
Das „Kephalmetriemodul“ wird innerhalb von wenigen Sekunden gestartet. Jetzt sehen wir wieder die vier Felder mit den 3D Bildern, außerdem ein Schema von Ober- bzw. Unterkiefer und die Liste mit den zu setzenden Punkten.



An dieser Stelle ein kleiner Exkurs zu Zahnschema und Zahnnumenkatur:

Die Zähne werden wie in der linksstehenden Skizze durchnummeriert. Um einen bestimmten Zahn zu benennen werden beide Zahlen getrennt ausgesprochen, z. B. „eins sechs“ für den Zahn 16,

den ersten großen Backenzahn im rechten Oberkiefer.



Mesial bedeutet „zur Zahnbogenmitte hin“ und distal „von der Zahnbogenmitte weg“.

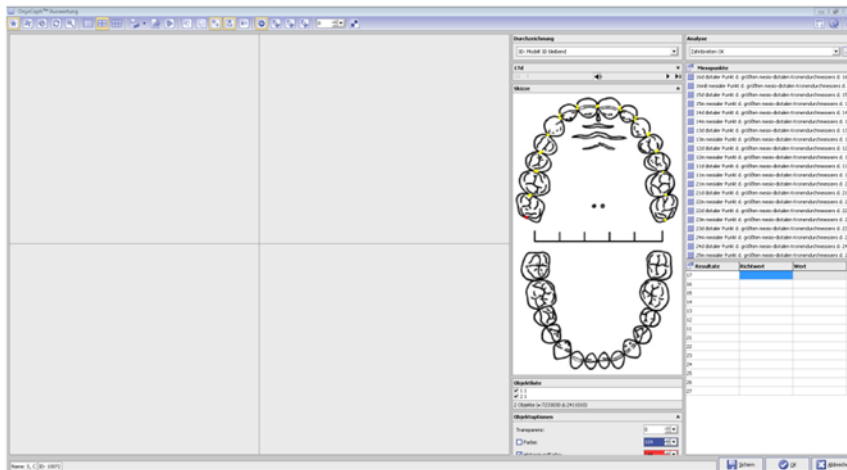
OnyxCeph³™ bietet eine Hilfestellung: Der zu setzende Punkt auf dem Zahnschema wird rot angezeigt.

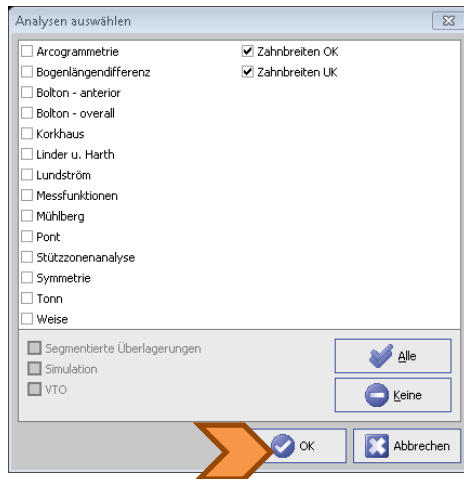
Wir brauchen die Zahnbreite der Zähne **16 bis 26** und **36 bis 46**.

An den Zähnen 17, 27, 37 und 47 bitte keine Punkte setzen! Diese müssen aktiv übersprungen werden!

Es ist enorm wichtig, dass keine Punkte vergessen werden – die Messung ist sonst ungültig!

- Oben rechts unter dem Menüpunkt „Analyse“ auf „...“ klicken





Die beiden Analysen „Zahnbreiten OK“ und „Zahnbreiten UK“ sollten mit einem Häkchen versehen sein.

- Auf „OK“ klicken

Bitte darauf achten, dass unter „Analyse“ zunächst „Zahnbreiten OK“ gewählt wird.

Nun zu den Modellen:

Für unsere standardisierte Vermessung ist es wichtig, dass der Icon „*“ oben links aktiviert, also gelb hinterlegt ist.

Betrachten wir jetzt das Modell, so sehen wir einen gelben Punkt in der Mitte des Arbeitsfeldes. Dieser stellt die Bewegungsachse und den Schnittpunkt der drei Raumebenen dar.

Mit gedrückter linker Maustaste kann das Modell beliebig bewegt werden.

Auf dem gelben Punkt drückend geht's nach oben, unten, links und rechts.

Die Ebenen X/Y/Z können verändert werden, je nachdem ob die Maus auf dem Modell, innerhalb bzw. außerhalb des beim Anklicken erscheinenden Kreises platziert wird.

Um die Modellansicht für die Messvorgänge zu standardisieren soll die Zoom-Funktion **nicht** verwendet werden. Der Icon mit der Lupe auf der oberen Leiste darf deswegen nicht aktiviert sein. Die Zoomfunktion wird ebenfalls aktiv, wenn man mit der Maus rechts außerhalb des Kreises gerät. Das kann beim Punktesetzen versehentlich vorkommen. Dann erscheint ein skaliertes Regler, mit dem die Modellgröße verändert werden kann, indem man mit der Maus entlang des Reglers fährt.

Wir arbeiten die Punkteliste ab, beginnend mit dem Oberkiefer.

An dieser Stelle soll die Zeit gemessen werden, die für die Vermessung eines Modellpaares benötigt wird. **Dazu bitte jetzt Stoppuhr starten.**

- OK-Modell rechts (erscheint manchmal oben, manchmal unten) mit Doppelklick vergrößern

Das Modell in der oben beschriebenen Weise drehen, so dass die flach getrimmte Seite nach unten zeigt. Für die Punkte an den Zähnen 16-14 eignet sich die okklusale Ansicht am besten. Für die Frontzähne das Modell so drehen, dass die Punkte in der vestibulären Ansicht gesetzt werden können.

In diesem Zusammenhang bitte folgendes berücksichtigen: Bei gekippten oder gedrehten Zähnen sowie bei Engstand ist es nötig, eine für die genaue Punktsetzung günstigere Ansicht zu wählen. Jede zusätzliche Bewegung des Modells geht natürlich auf Kosten der Messzeit. Allerdings ist es extrem wichtig, dass die Punkte korrekt gesetzt sind, um die Ergebnisse der Auswertung nicht zu verfälschen.

Die zweiten Molaren (**17, 27, 37, 47**) sind für unsere Studie irrelevant. Die Punkte für diese Zähne dürfen nicht gesetzt und müssen in der Liste **übersprungen werden**. Sollte man vergessen, einen oder mehrere dieser insgesamt acht Punkte zu überspringen, so ist der Messvorgang ungültig und muss wiederholt werden.

- Punkte des Zahnes 17 überspringen
- Punkt „16d distaler Punkt d. größten mesio-distalen Kronendurchmessers d. 16“ aus der Liste wählen
- Auf Modell platzieren und Punkt mit rechter Maustaste setzen

Dabei ist zu beachten, dass der Punkt nicht „in der Luft“, also an dem Zahn vorbei, gesetzt wird. Dies ist in der Ansicht von okklusal nicht immer ausreichend gut zu beurteilen.

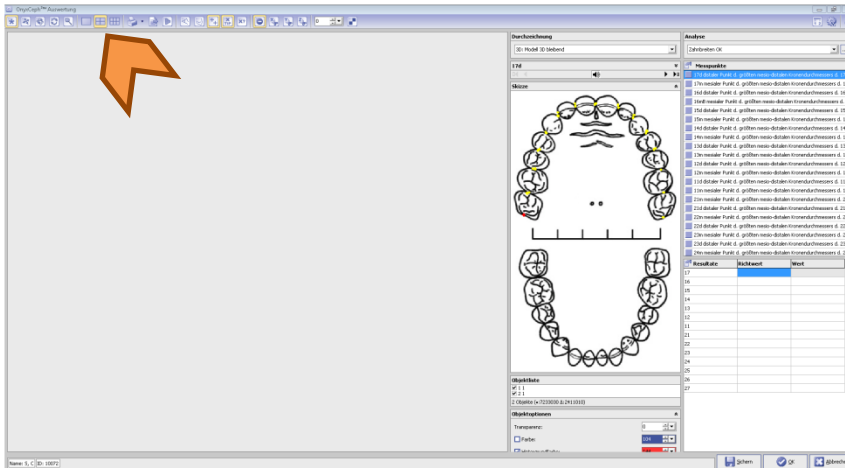
- Zur Kontrolle der korrekten Platzierung des Punktes das Modell so drehen, dass der Punkt auch von vestibulär bzw. oral angeschaut werden kann

Wenn der Punkt nicht dort sitzt, wo er sollte, muss er gelöscht und neu gesetzt werden.

- Zum Löschen des Punktes bei Fehler: Punkt aus der Liste wählen (dieser wird nun auf dem Modell blau angezeigt), rechte Maustaste drücken und auf „[Punktname, z. B.16d] löschen“ klicken

Wir fahren fort: Günstige Ansicht je nach Kieferabschnitt wählen (okklusale Ansicht für Seitenzähne, vestibuläre Ansicht für Frontzähne), Punkt setzen, durch Ansichtswechsel richtigen Sitz kontrollieren etc. bis wir an 26d, den letzten Punkt im Oberkiefer, angekommen sind. Anschließend setzen wir die Punkte im Unterkiefer.

- Wenn alle Punkte im OK gesetzt sind: oben links Ansicht wechseln



- Bild des isolierten Unterkiefers (rechts je nachdem, oben oder unten) durch Anklicken vergrößern
- Keine weiteren Veränderungen der Schaltflächen nötig
- Modell drehen, so dass die flach getrimmte Seite nach unten zeigt
- Im UK mit 36d anfangen, nicht vergessen Punkte der Zähne 27 und 37 zu überspringen!

Nun kann mit dem UK genauso wie mit dem OK verfahren werden. Nach 46d, der als letzter Punkt blau leuchtet, ist das Punktesetzen erledigt. **Jetzt bitte Zeit stoppen und notieren!**

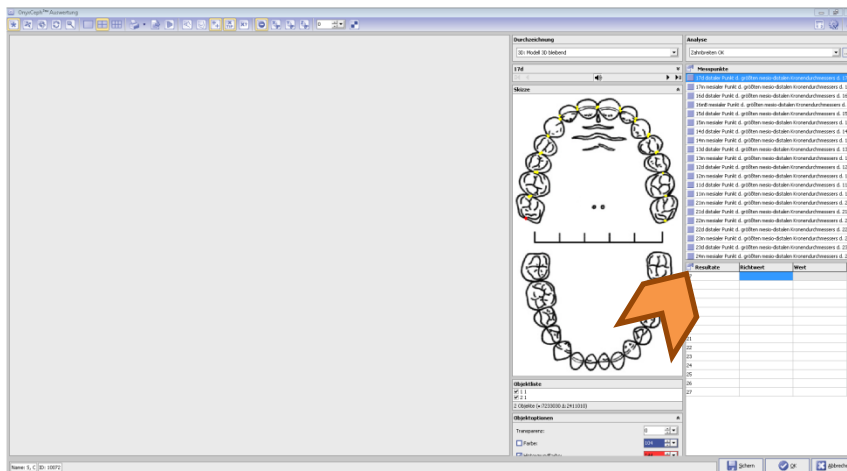
Wichtig an dieser Stelle ist die abschließende Überprüfung der Punkte auf Vollständigkeit und korrekter Platzierung. Alle Punkte (außer den von 17, 27, 37 und 47) aus der Liste müssen mit einem roten Pin versehen sein. Manchmal kommt es vor, dass sich ein Fehler eingeschlichen hat, sodass zum Schluss die Anzahl der Punkte nicht „aufgeht“. In diesem Fall lässt sich der Fehler am einfachsten ausfindig machen, wenn man die Punkte auf der Liste der Reihe nach anklickt. Diese werden beim Anklicken blau und lassen sich somit leicht identifizieren.

Jetzt sollen die unten rechts als Tabelle aufgeführten Resultate in eine externe Excel-Tabelle eingefügt werden.

- OnyxCeph^{3TM} minimieren
- Ordner „Tabellen Hauptstudie“ aufmachen

Für jede Messperson wurde ein Ordner angelegt (ZA, KFO, MTA). Diese Ordner enthalten wiederum für jeden Patienten einen nummerierten Ordner. Das Ergebnis jeder Messung wird auf einem Arbeitsblatt dokumentiert, indem die Resultate von Ober- und Unterkiefer nebeneinander eingefügt werden. Die Arbeitsblätter sind als „1. Messung“, „2. Messung“ und „3. Messung“ benannt.

- „Eigenen“ Ordner (KFO bzw. MTA) mit Doppelklick aufmachen
- Arbeitsblatt des aktuellen Patienten aufmachen, z. B. 101.xlsx
- OnyxCeph^{3TM} wiederherstellen
- Resultate von Zahnbreiten OK mit Klick auf Symbol „Drag&Drop“ (links neben Resultate) durch Ziehen in Excel-Tabelle einfügen
- Im Menü „Analyse“ Zahnbreiten UK wählen und Resultate unterhalb von Zahnbreiten OK durch Ziehen einfügen, dabei eine freie Zeile dazwischen lassen



Jetzt ist wichtig, sowohl die Excel-Tabelle als auch die Auswertung zu sichern. Bekanntlich fragt jedes Programm vor dem Schließen danach, ob die Änderungen gespeichert werden sollen.

Die für die Vermessung des Modellpaares benötigte Zeit in die dafür vorgesehene Tabelle eintragen. Das Feld „Kommentar“ dient dazu, besondere Umstände beim Messvorgang zu dokumentieren, die die Messzeit beeinflusst haben, z. B. „vergessen, Punkt zu überspringen“, „Punkt doppelt gesetzt“, „Punkt verschoben“, „Punkt vergessen“, „Scannfehler“.

Einige der eingescannten Modelle erfüllten nicht die Voraussetzungen, um an der Studie teilzunehmen. Diese sind in der Liste nicht dreimal, sondern nur einfach aufgeführt und sollen nicht vermessen werden.

Zu den möglichen Komplikationen bei der Arbeit mit OnyxCeph^{3TM}:

Gelegentlich meldet das Programm nach dem Einlesen von den STL-Dateien, dass nicht genügend Speicherkapazität vorhanden ist. Anwendung schließen, wieder starten und einen erneuten Versuch unternehmen. In den meisten Fällen klappt es dann.

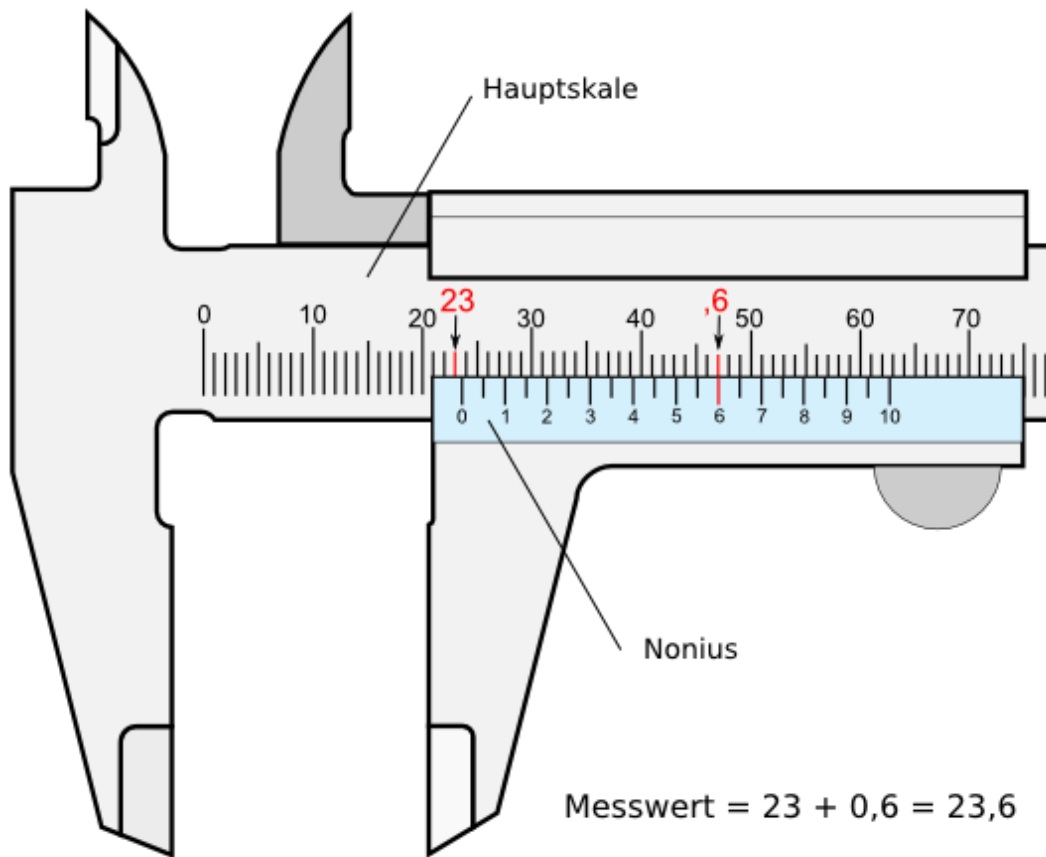
Hin und wieder lassen sich die Punkte nicht setzen. Weiterklicken, bis wieder ein Punkt erscheint.

Wenn man versehentlich einen bereits gesetzten Punkt anklickt wird dieser mit der Maus verschoben. Man erkennt ihn an der blauen Farbe und der völlig falschen Position. Punkt löschen und neu setzen.

Einige Modelle weisen Scannfehler auf, meistens im Frontzahnbereich. In diesen schwarzen Arealen können keine Punkte gesetzt werden. Unter Beachtung der Zahnbreitenmessung parallel zur Schneidekante müssen die Punkte außerhalb der

Anleitung für die manuelle Modellanalyse mittels Messschieber

Die Modellpaare für die Studie werden manuell mittels Dentalmessschieber vermessen. Die Vermessung erfolgt mit einer Genauigkeit von 0,1 mm.

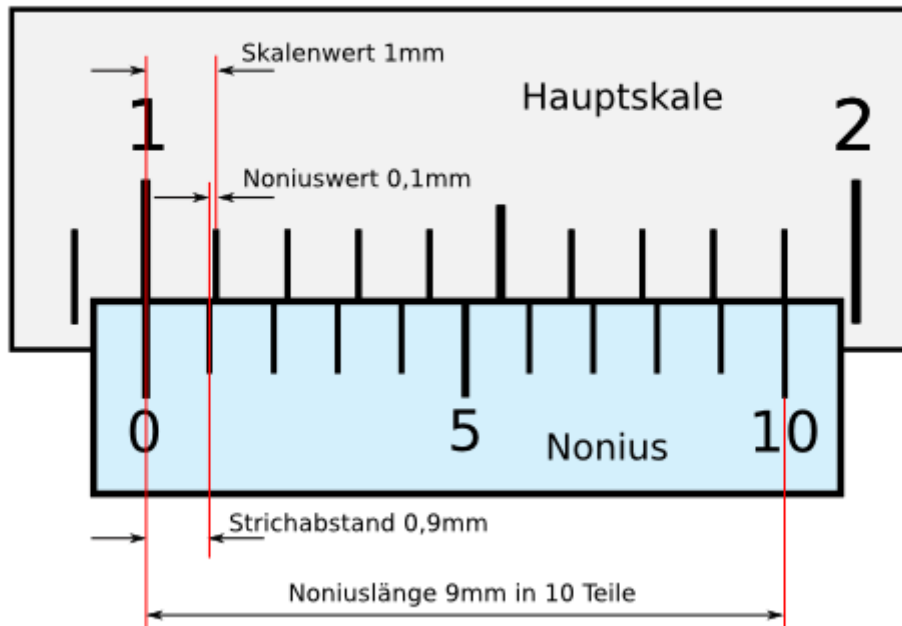


Wenn man sich einen Messschieber ansieht, erkennt man auf diesem zwei verschiedene Skalen: Eine große Skala (Hauptskala) über die gesamte Länge des Messschiebers und eine kurze Skala unter der Hauptskala (Nonius). Das Ablesen des Wertes auf der Hauptskala ist einfach. Der gemessene Wert lässt sich an der Stelle ablesen, die der Ziffer 0 am Nonius gegenübersteht. Im vorliegenden Beispiel sind das 23 Millimeter und ein Bruchteil eines Millimeters. Die genaue Größe dieses Bruchteiles lässt sich aber auf der Hauptskala nicht genau ablesen. Der Maßstab ist zu klein.

Hier hilft nun der Nonius. Wie mit einer Lupe lässt sich mit dieser Hilfseinrichtung bequem der genaue Wert dieses Bruchteiles am Nonius ermitteln.

Hierzu liest man auf dem Nonius den Wert ab, der einem Millimeterstrich auf der Hauptskala genau gegenübersteht. Dieser Wert (im vorliegenden Beispiel 6) ist der Wert nach dem "Komma", d. h. 0,6 mm (bei einem 1/10 Nonius) und ist zu den an der Hauptskala abgelesenen ganzen Millimetern zu addieren. Im vorliegenden Beispiel sind das dann 23 mm (Hauptskala) + 0,6 mm (Nonius) = 23,6 mm.

1/10 Nonius: Begriffe und Maße



Die Striche auf der Hauptskala und die Striche auf dem Nonius stehen in einem genau definierten Verhältnis zueinander. Im Falle des von uns verwendeten Messschiebers sind das 9:10, d. h. der Abstand zwischen zwei Strichen auf dem Nonius sind 0,9 mm, auf der Hauptskala hingegen jeweils 1 mm. Durch dieses Verhältnis wird es beim Verschieben des Nonius gegen die Hauptskala immer einen Strich auf dem Nonius geben, der einem Strich auf der Hauptskala gegenübersteht, d. h. bei dem die Summe des Messwertes und des Noniuswertes ein Vielfaches von 1 ist.

Die Werte, die zum Vergleich mit dem digitalen Messverfahren benötigt werden, sind die Zahnbreiten der Zähne 16 bis 26 und 36 bis 46. Per definitionem ist die Zahnbreite der größte mesiodistale Kronendurchmesser.

Nach dem Messen werden die einzelnen Werte in das dazu entworfene Formblatt zur weiteren Auswertung übertragen sowie der Zeitaufwand für die Vermessung des Modellpaares in Minuten unter „benötigte Zeit“ ins Formblatt eingetragen.

Formblatt für die Auswertung der manuellen Vermessung

Messmethode: Messschieber

16	15	14	13	SI OK				23	24	25	26
46	45	44	43	SI UK				33	34	35	36

Summe OK12	
Summe UK12	

Stützzone OK			
	Ist (345)	Soll Moyers	Soll Berendonk
rechts			
links			

Stützzone UK			
	Ist (345)	Soll Moyers	Soll Berendonk
rechts			
links			

Patient

Messung Nr.

Datum

Messperson

Benötigte Zeit

Tabelle zur Dokumentation der mit OnyxCeph3™ benötigten Zeit

Patient (Modellnr.)	Messung Nr.	Datum	Benötigte Zeit (Min:Sek)	Kommentar
100	1			
100	2			
100	3			
101	1			
101	2			
101	3			
102				
103	1			
103	2			
103	3			
104	1			
104	2			
104	3			
105	1			
105	2			
105	3			
106	1			
106	2			
106	3			
107	1			
107	2			
107	3			
108	1			
108	2			
108	3			
109	1			
109	2			
109	3			
110				
111	1			
111	2			
111	3			
112	1			
112	2			
112	3			
113	1			
113	2			
113	3			
114	1			
114	2			
114	3			
115	1			

Anhang

Patient (Modellnr.)	Messung Nr.	Datum	Benötigte Zeit (Min:Sek)	Kommentar
115	2			
115	3			
116				
117	1			
117	2			
117	3			
118	1			
118	2			
118	3			
119	1			
119	2			
119	3			
120				
121	1			
121	2			
121	3			
122	1			
122	2			
122	3			
123	1			
123	2			
123	3			
124	1			
124	2			
124	3			
125	1			
125	2			
125	3			
126	1			
126	2			
127	1			
127	2			
127	3			
128	1			
128	2			
128	3			
129	1			
129	2			
129	3			
130	1			
130	2			
130	3			
131	1			
131	2			

Anhang

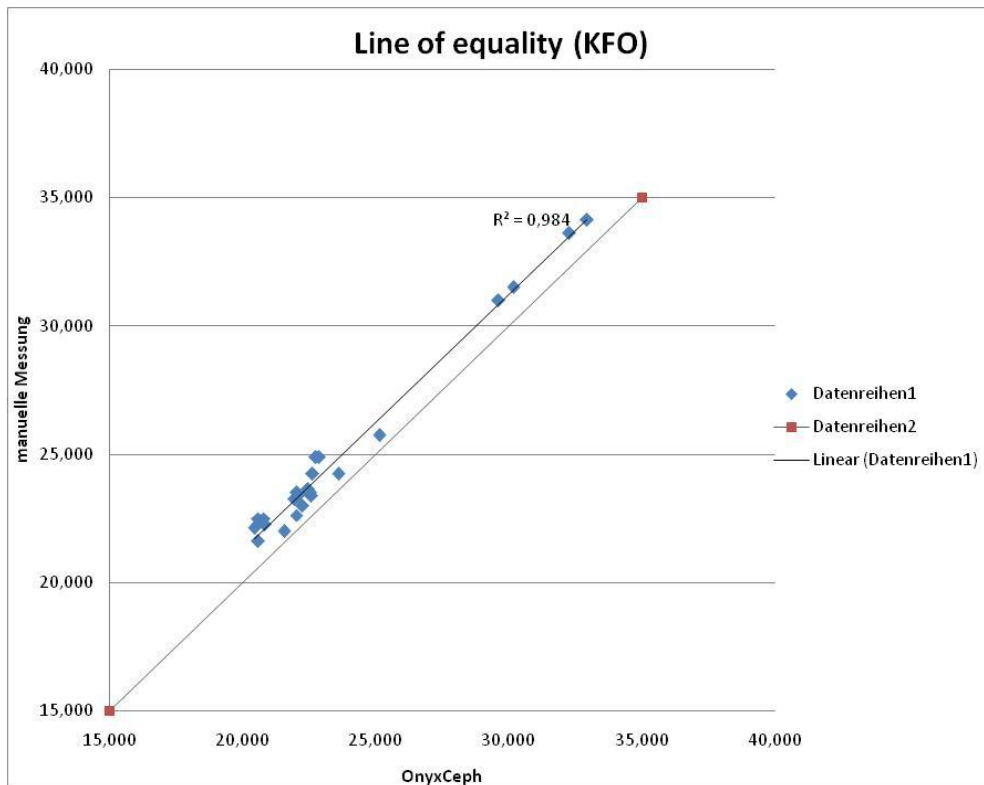
Patient (Modellnr.)	Messung Nr.	Datum	Benötigte Zeit (Min:Sek)	Kommentar
132	1			
132	2			
132	3			
133	1			
133	2			
133	3			
134	1			
134	2			
134	3			
135	1			
135	2			
135	3			
136	1			
136	2			
136	3			
137				
138				
139	1			
139	2			
139	3			
140	1			
140	2			
140	3			
141	1			
141	2			
141	3			
142	1			
142	2			
142	3			
143	1			
143	2			
143	3			
144	1			
144	2			
144	3			
145	1			
145	2			
145	3			
146	1			
146	2			
146	3			
147	1			
147	2			
147	3			

Anhang

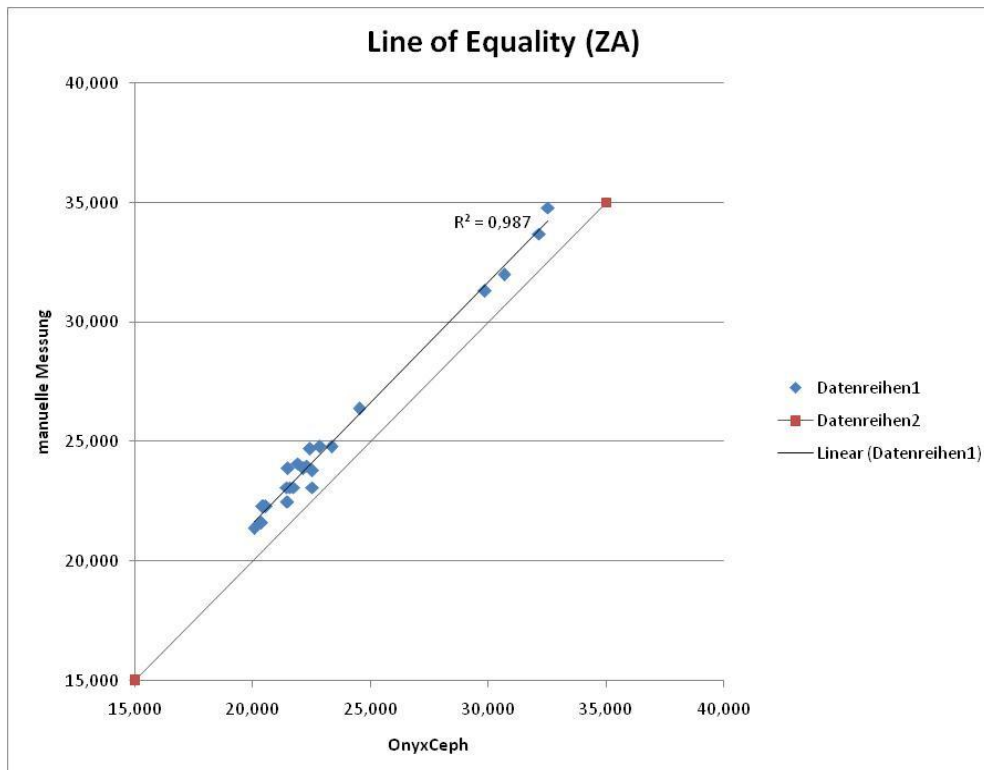
Patient (Modellnr.)	Messung Nr.	Datum	Benötigte Zeit (Min:Sek)	Kommentar
148	1			
148	2			
148	3			
149	1			
149	2			
149	3			
150	1			
150	2			
150	3			
151	1			
151	2			
151	3			
152	1			
152	2			
152	3			
153	1			
153	2			
153	3			
154	1			
154	2			
154	3			
155	1			
155	2			
155	3			
156	1			
156	2			
156	3			
157	1			
157	2			
157	3			
158	1			
158	2			
158	3			
159	1			
159	2			
159	3			
160				
161	1			
161	2			
161	3			
162	1			
162	2			
162	3			
163	1			

Anhang

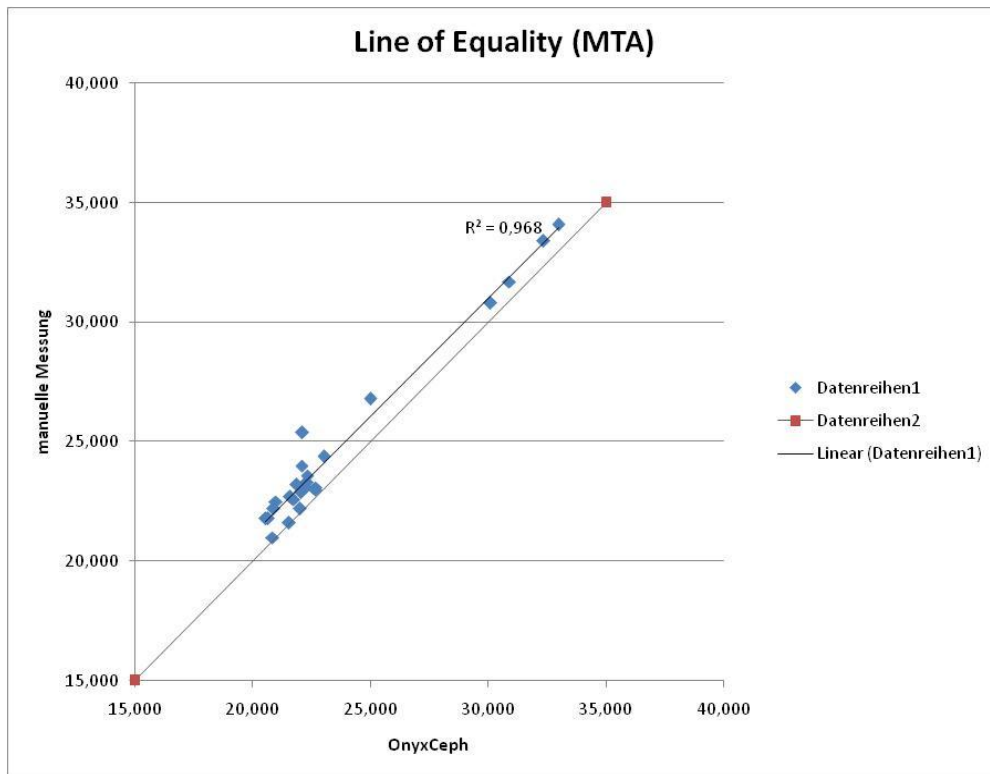
163	2			
163	3			



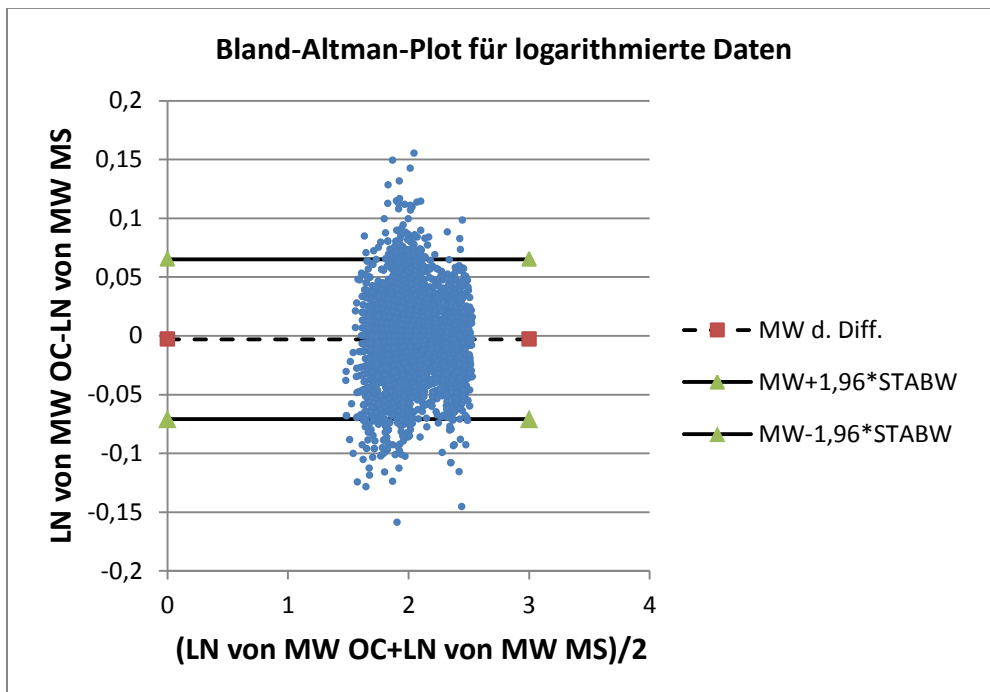
Übereinstimmung der manuellen Stechzirkel- und der digitalen Methode für Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie)



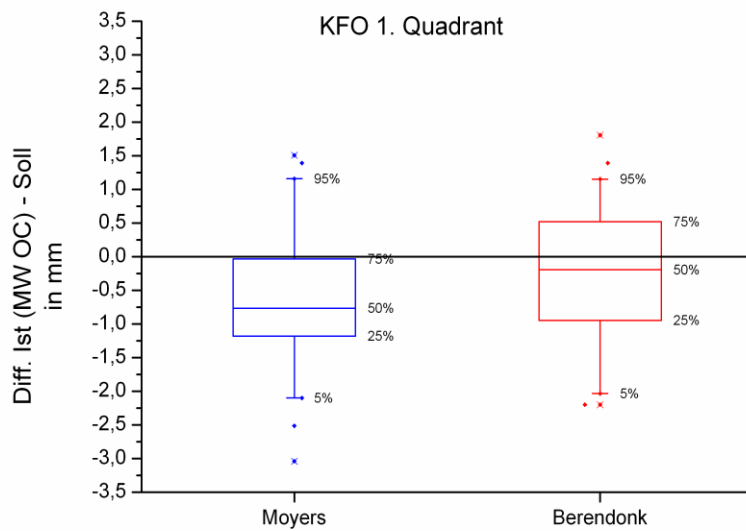
Übereinstimmung der manuellen Stechzirkel- und der digitalen Methode für Untersucher ZA (Zahnärztin)



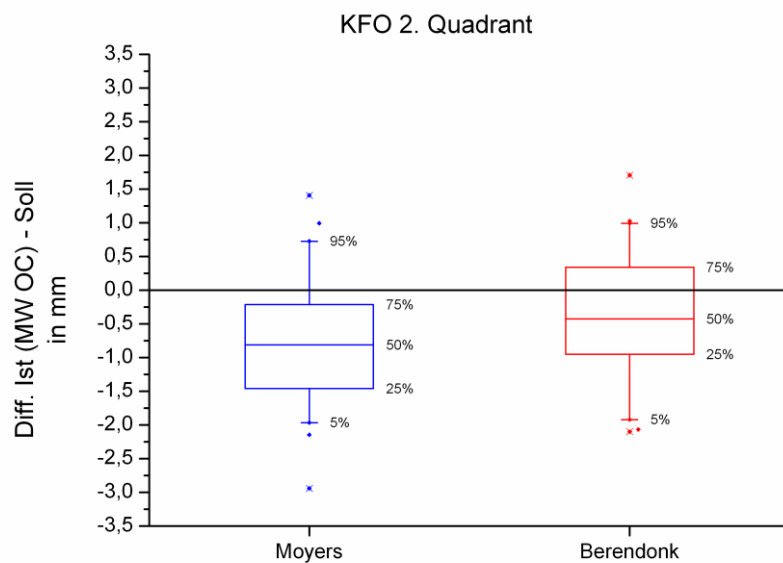
Übereinstimmung der manuellen Stechzirkel- und der digitalen Methode für Untersucher MTA



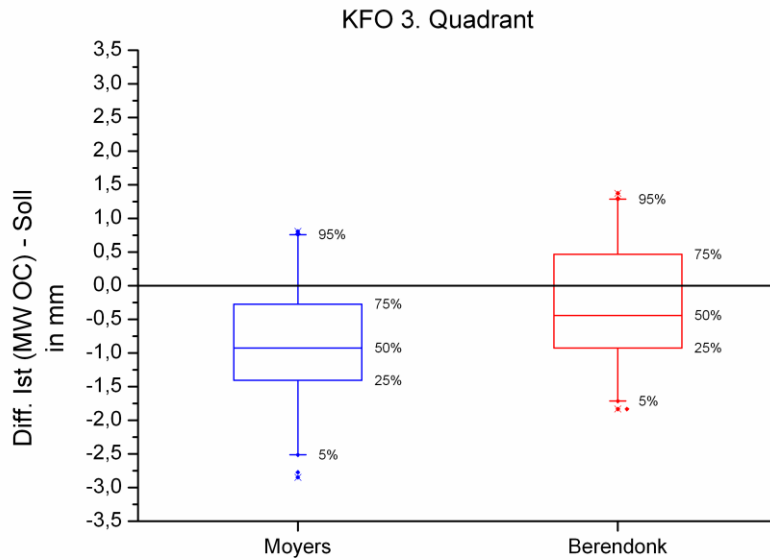
Bland-Altman Diagramm für logarithmisch transformierte Messwerte



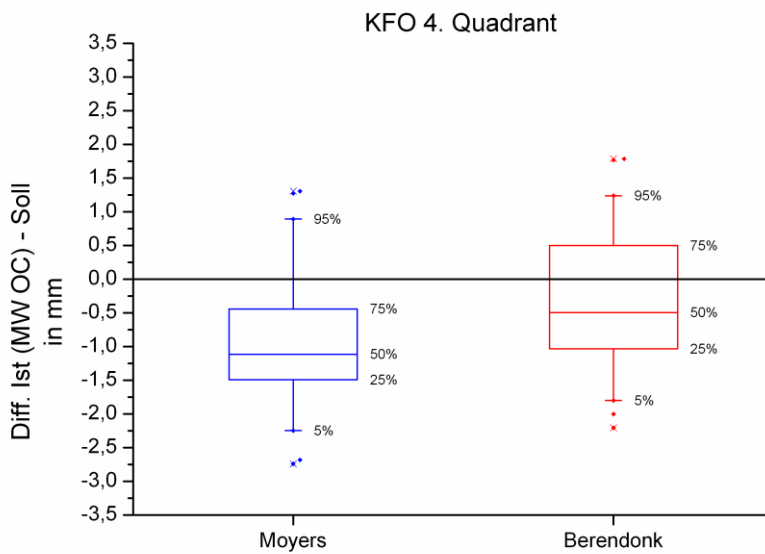
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



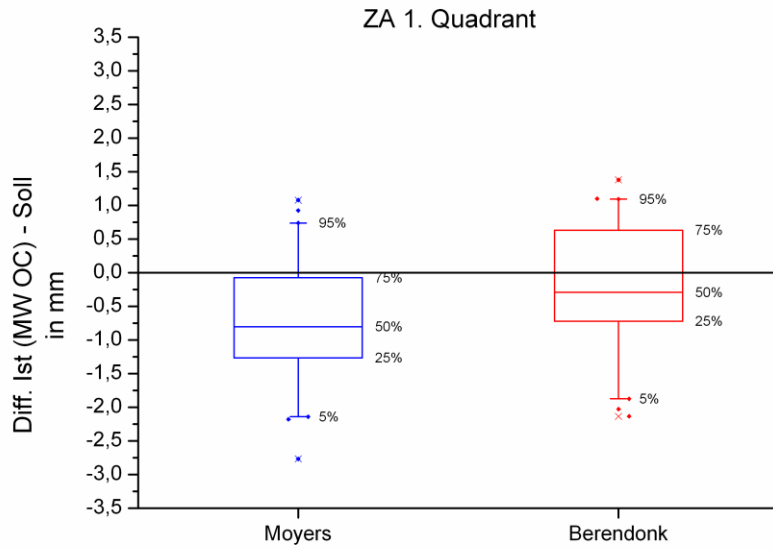
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



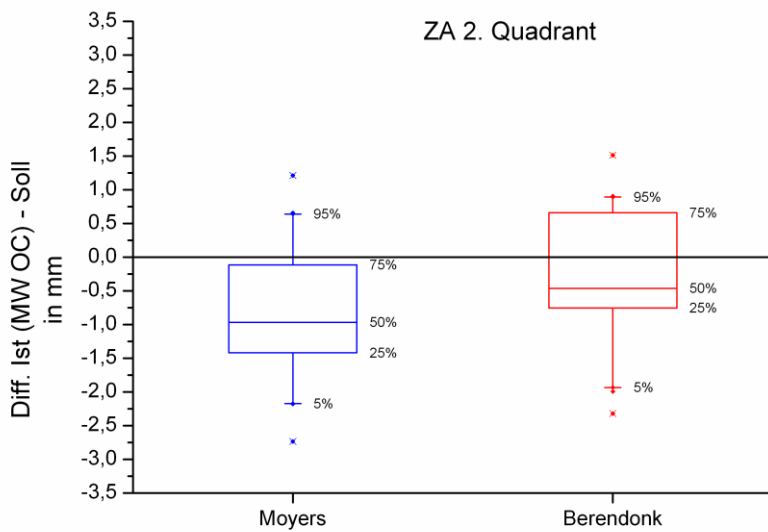
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachärztin für Kieferorthopädie) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



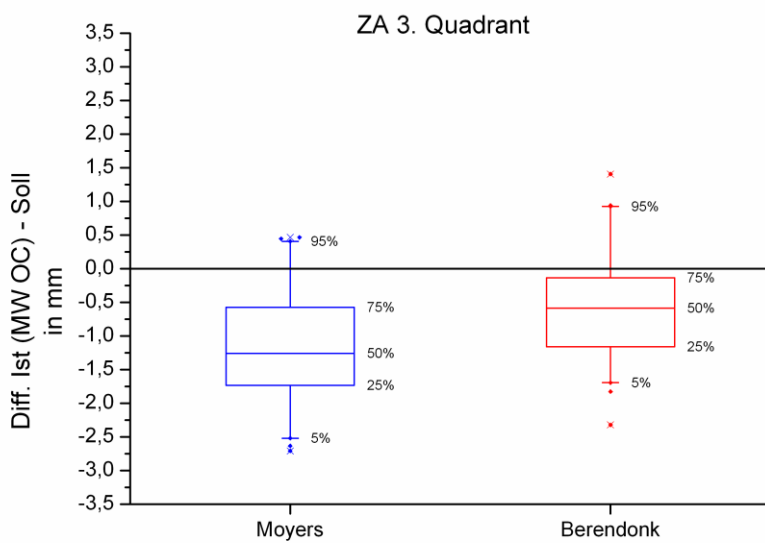
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachärztin für Kieferorthopädie) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



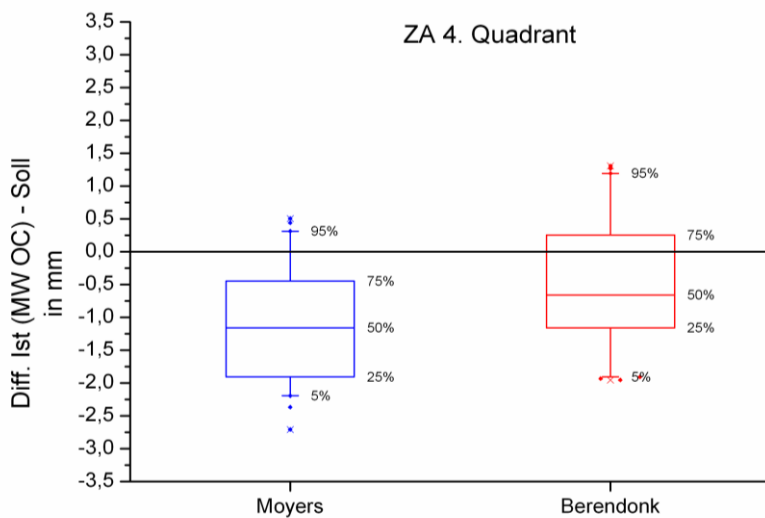
Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Unterkiefers nach nach Moyers bzw. Berendonk, in mm

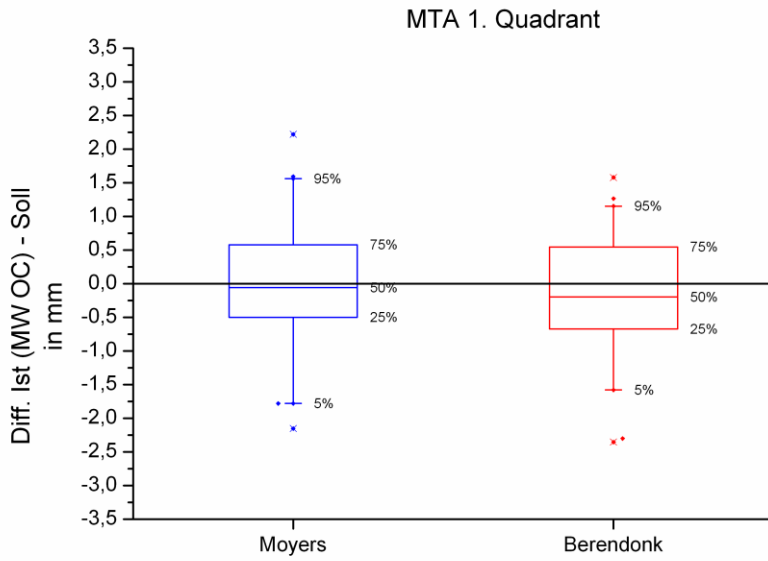
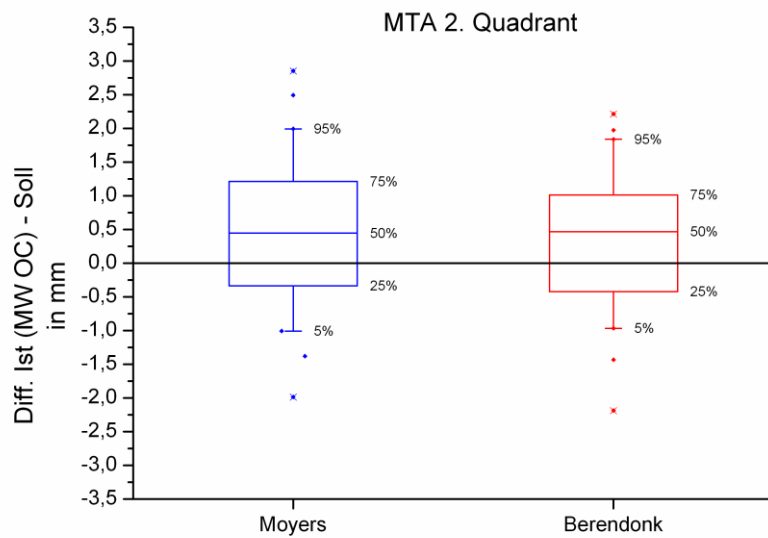
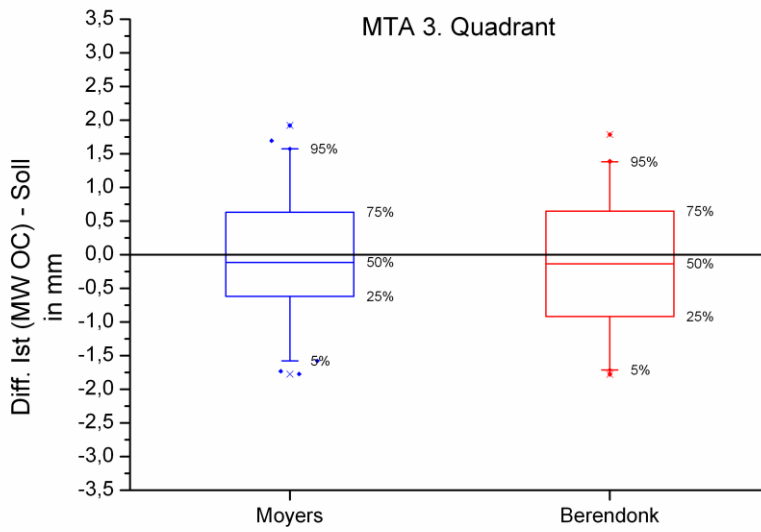


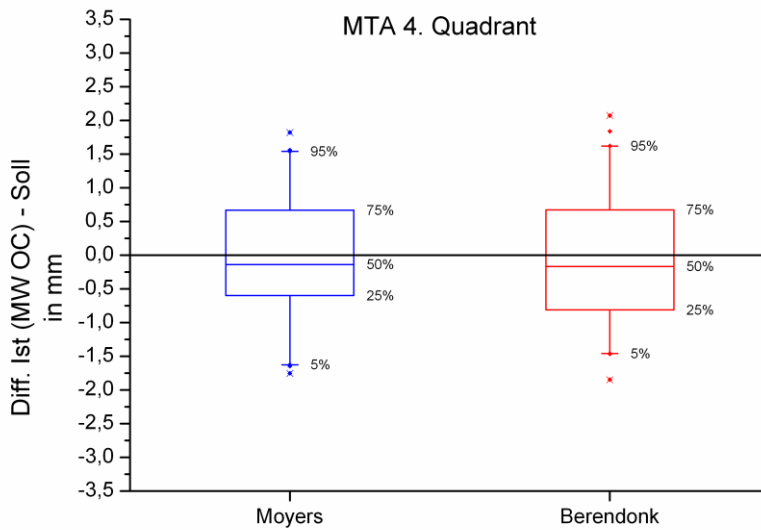
Abbildung 20, Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



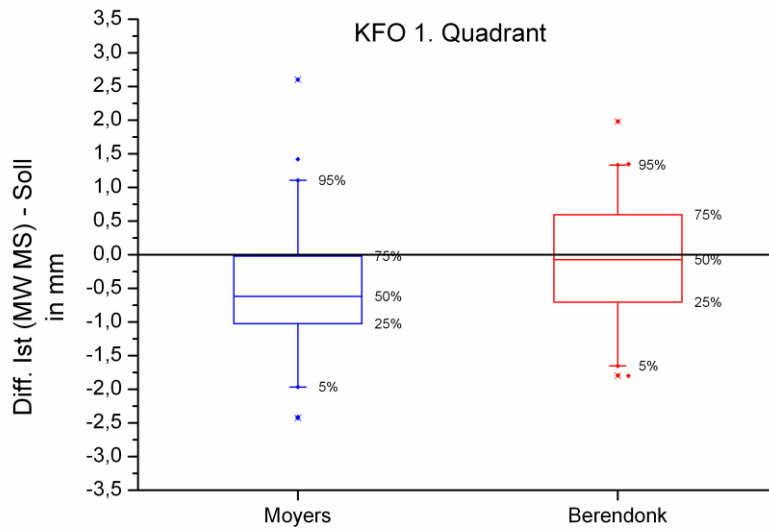
Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



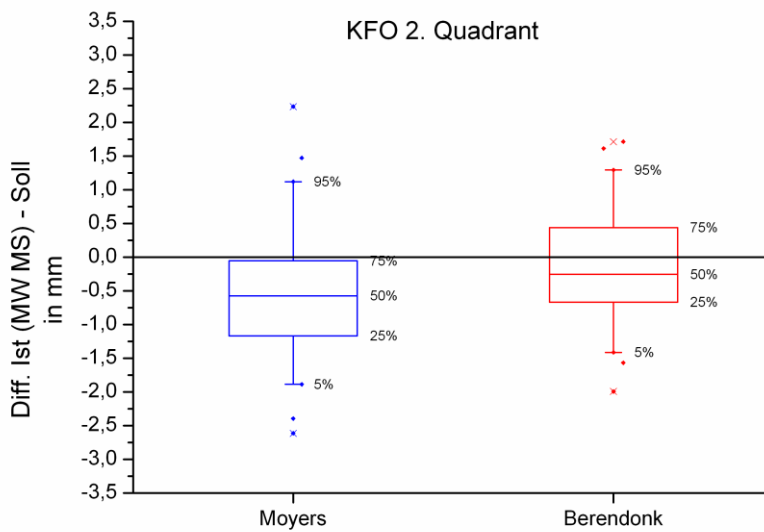
Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



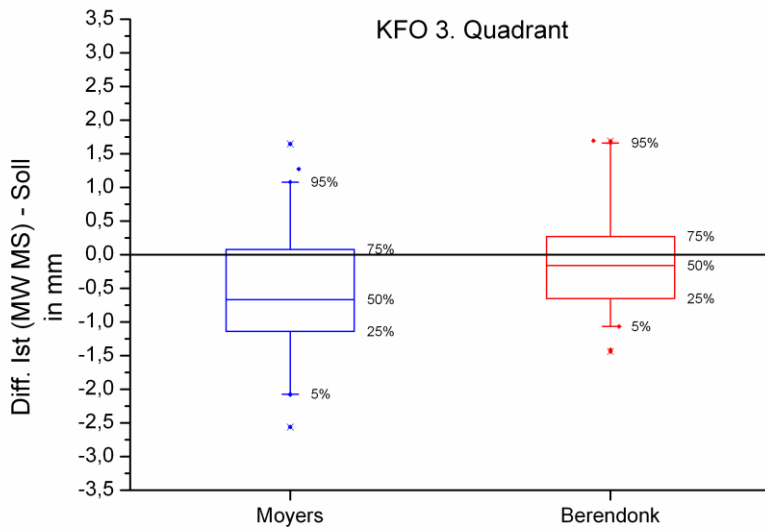
Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit *OnyxCeph*^{3TM} gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



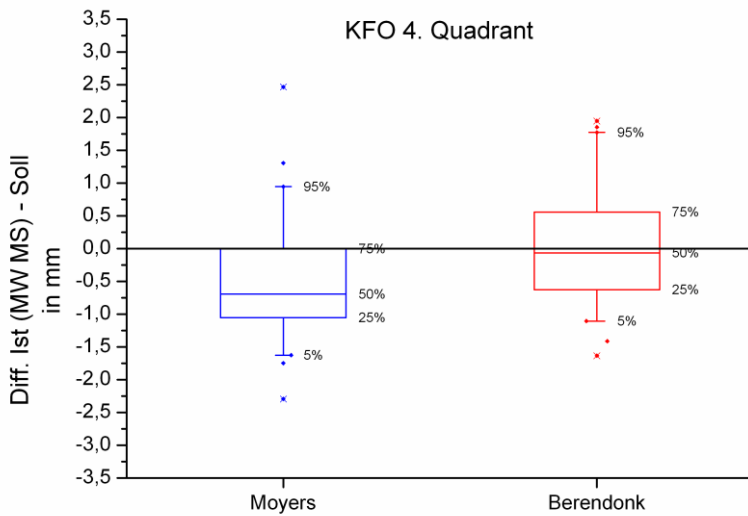
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit Messschieber gemessenen Stützonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



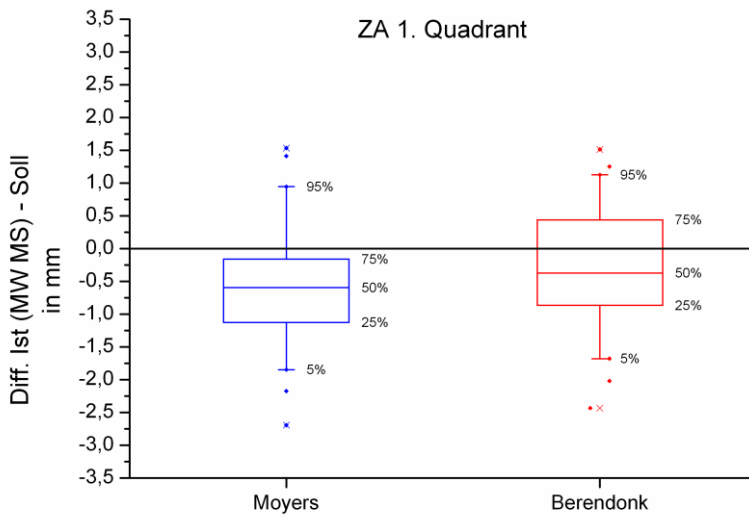
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit Messschieber gemessenen Stützonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



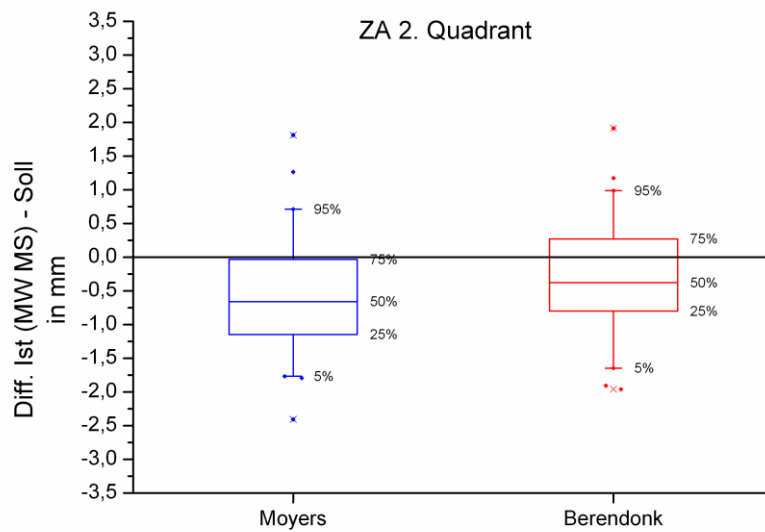
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



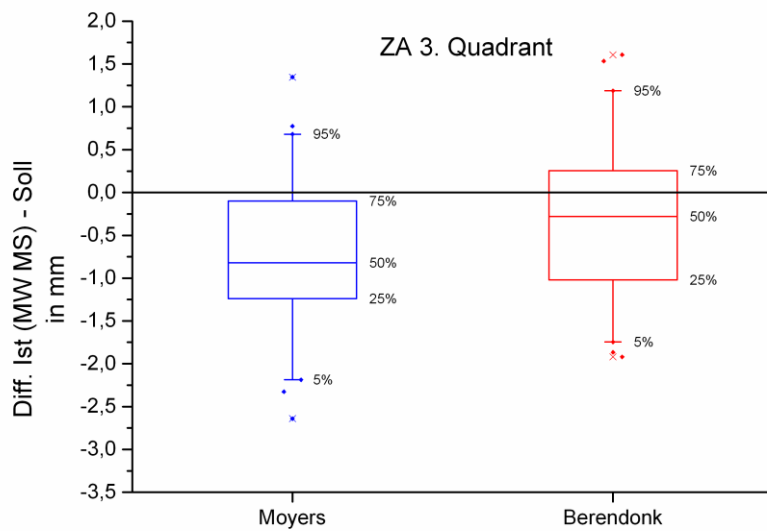
Differenzen zwischen der von Untersucher KFO (Fachzahnärztin für Kieferorthopädie) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



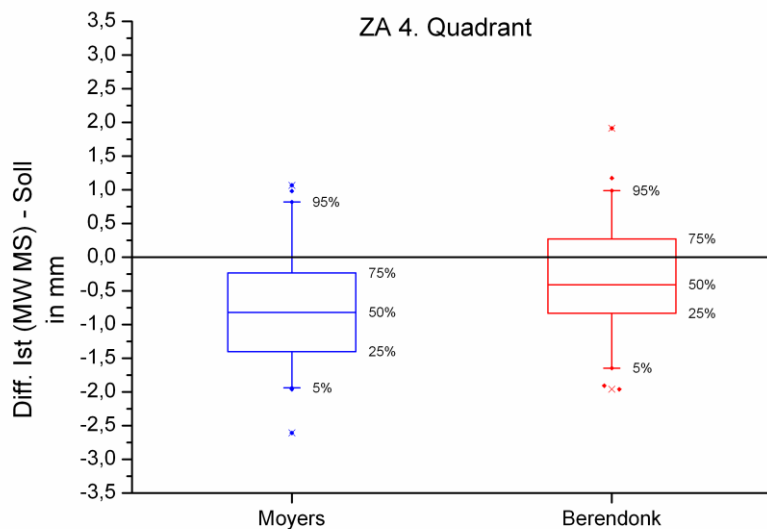
Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit Messschieber gemessenen Stützzonebreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



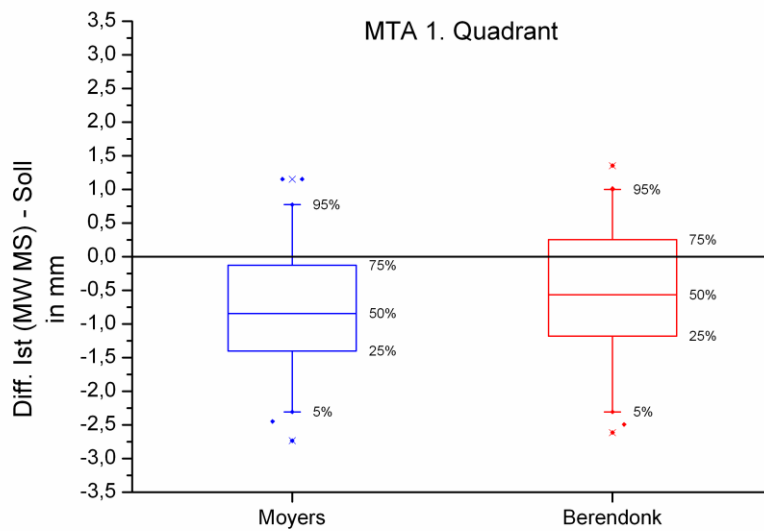
Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit Messschieber gemessenen Stützzonebreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



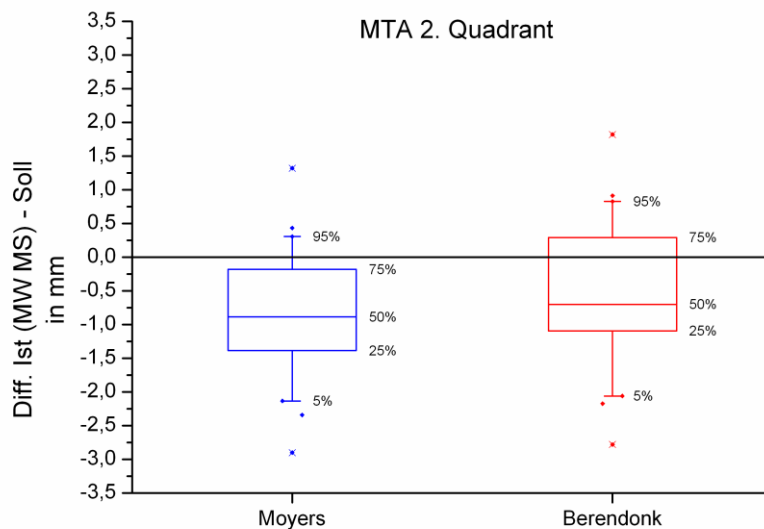
Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



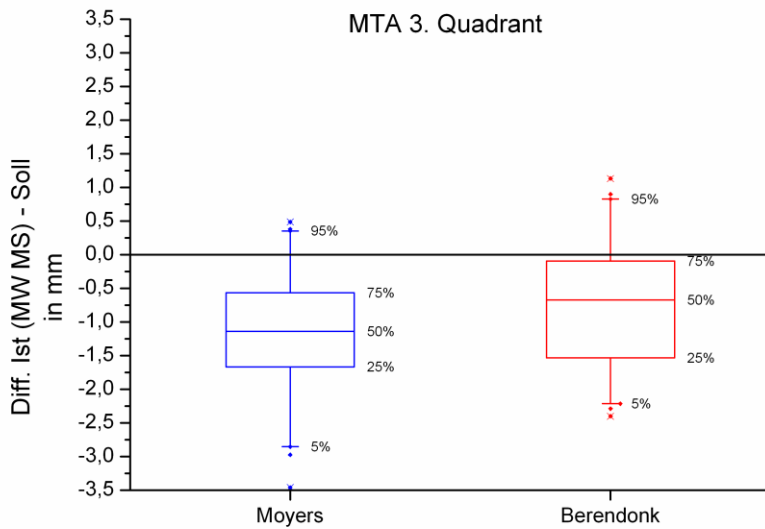
Differenzen zwischen der von Untersucher ZA (Zahnärztin) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



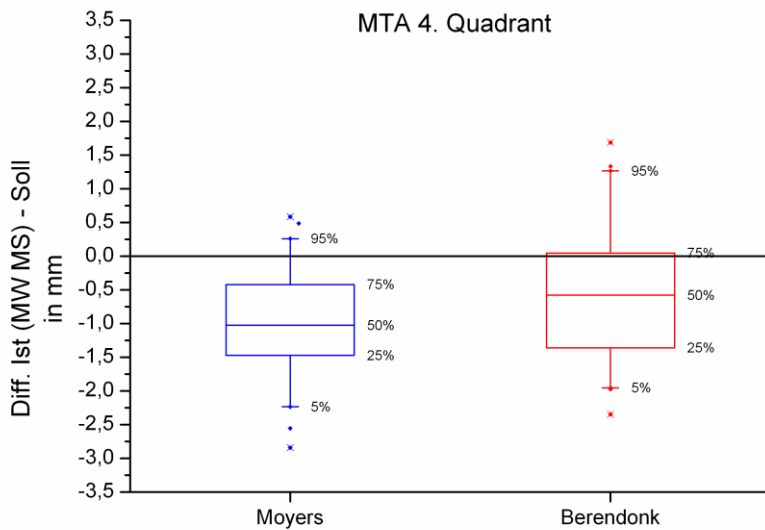
Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Oberkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des linken Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm



Differenzen zwischen der von Untersucher MTA (medizinisch-technische Assistentin) mit Messschieber gemessenen Stützzonenbreite und dem geschätzten Platzbedarf in der Stützzone des rechten Unterkiefers nach Moyers bzw. Berendonk, in mm

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki für die Überlassung des Dissertationsthemas und seine fördernde Unterstützung bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt Frau OA Dr. Johanna Radeke, die mich während der gesamten Arbeit mit großem Engagement und konstruktiver Kritik fachlich beigestanden und beraten hat.

Ich danke herzlich Frau Helga von Neubeck und Herrn Fatih Kilic für die tatkräftige Mitwirkung bei der Durchführung des praktischen Teils der Arbeit.

Von ganzem Herzen bedanke ich mich bei meinem Mann Stefan, der mich seit vierzehn Jahren bedingungslos begleitet und an mich glaubt.

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.