

Aus der Klinik für Kieferorthopädie
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. J. Lisson

Vergleich von Zahnbreitenmessungen an 3D-CT-Rekonstruktion, 3D-Modellscan und in vivo

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
**der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2016

vorgelegt von:

Nathalie Theresa Pulcer

geb. am: 14.12.1985 in Neunkirchen/Saar

Tag der Promotion:

Dekan: Prof. Dr. M. D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. J. Lisson

2. Berichterstatter:

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
1.1	Deutsche Zusammenfassung	1
1.2	Abstract	2
2	EINLEITUNG	3
2.1	Diagnostik in der Kieferorthopädie	3
2.1.1	Allgemein	3
2.1.2	Extraoraler Befund	4
2.1.3	Intraoraler Befund	4
2.1.4	Funktionsstatus	5
2.1.5	Röntgendiagnostik	5
2.1.6	Modellanalyse	6
2.2	3D-Scan	7
2.2.1	Allgemein	7
2.2.2	Funktionsweise	7
2.3	Computertomographie	8
2.3.1	Allgemein	8
2.3.2	Indikationen zur Anfertigung einer Computertomographie in der Kieferorthopädie	9
2.4	Fragestellung	10
3	MATERIAL UND METHODE	11
3.1	Patienten	11
3.2	Auswahlkriterien	11
3.3	Messungen	12

3.4	Modelle	12
3.5	Computertomogramm	14
3.6	Patienten	18
3.7	Statistische Auswertung	19
3.8	Fehleranalyse	19
3.8.1	Methodenfehler nach Dahlberg	20
4	ERGEBNISSE	21
4.1	Altersverteilung	21
4.2	Deskriptive Statistik	22
4.3	Prüfung der Normverteilung	23
4.4	Friedman–Test	23
4.5	Wilcoxon–Test	24
4.6	Methodenfehler nach Dahlberg	27
5	DISKUSSION	29
5.1	Material	29
5.2	Methode	30
5.2.1	Messungen	30
5.2.2	Modelle	31
5.2.3	Computertomogramm	32
5.3	Ergebnisse	33
5.3.1	Deskriptive Statistik	33
5.3.2	Friedman-Test	34
5.3.3	Wilcoxon-Test	34

5.3.4 Methodenfehler nach Dahlberg	36
5.4 Schlussfolgerungen	36
5.5 Fazit	37
6 LITERATURVERZEICHNIS	38
7 PUBLIKATION / DANKSAGUNG	41
7.1 Publikation	41
7.2 Danksagung	41

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Gipsmodelle und deren Auswertung sind in der Kieferorthopädie zur Feststellung von Zahn- und Kieferfehlstellungen unumgänglich. Ihre Aufbewahrungspflicht beträgt zehn Jahre nach abgeschlossener Behandlung. Dies stellt Praxen vor das Problem der entsprechend sicheren Lagerung. Ziel dieser Studie war es herauszufinden, ob Unterschiede bei der Vermessung der Zahnbreiten anhand eines 3D-Modellscans, einer 3D-CT-Rekonstruktion sowie der Vermessung der Zahnbreiten intraoral bestehen. Hierfür wurden 21 Patienten mit insgesamt 23 Datensätzen im Alter von zehn bis vierzig Jahren untersucht.

Zu Beginn der Studie lagen von allen Patienten diagnostische Unterlagen in Form eines Computertomogramms (CT) sowie zeitnah zum CT erstellte Gipsmodelle vor. Um die intraoralen Messungen durchführen zu können, mussten sich die Patienten in aktiver kieferorthopädischer Behandlung befinden. Im Anschluss an die Messungen erfolgte die statistische Auswertung der Unterlagen mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS®. Der Vergleich der ermittelten Zahnbreiten zwischen CT und Modellscan ergab signifikante Unterschiede am rechten mittleren Schneidezahn sowie am rechten ersten Molar. Bei Betrachtung der Werte der intraoralen Messungen und der Messungen am Modellscan fielen erhebliche Diskrepanzen zwischen den Zahnbreiten auf. Alle ermittelten Ergebnisse waren statistisch signifikant. Auch die Gegenüberstellung der Intraoralmessungen mit den CT-Messungen zeigte für alle Messungen signifikante Unterschiede. Daraus lässt sich schließen, dass Messungen von CT-Bildern und 3D-Modellscans annähernd übereinstimmen. Im Gegensatz dazu scheint die intraorale manuelle Messung im Vergleich zu den digitalen Messungen ungenauer zu sein. Sobald diese miteinbezogen wurden, stellten sich signifikante Unterschiede dar.

1.2 Abstract

In orthodontics plaster models and their evaluation are of great importance for detection of malposition of teeth and jaws. The obligation to preserve casts and patient files is ten years after treatment completion. This leads to problems of safe storage inside dental offices. The study aim focused on evaluating differences between measurement of tooth widths from 3D model scans, 3D CT-reconstructions and intramural measurements. 21 patients have been examined with a total of 23 records aged between ten and forty years. At the beginning of the study of all patients did exist as CT scans and plaster models. To be able to perform the intraoral measurements, all patients had to be in active orthodontic treatment. The results of the evaluation were statistical audited by SPSS. The comparison of the determined tooth width between CT and model scan showed significant differences for the right central incisor and the right first molar. Comparing intraoral measurements and model scans all results revealed statistically significant differences. The comparison of the intraoral measurements with the CT measurements shows significant differences in all measurements. This leads to the conclusion about matching results of the CT scans and intraoral measurements. In contrast intraoral manually measurements seem to be less accurate compared to the digital measurements because there were statistically significant differences as soon as the intraoral results were incorporated.

2 Einleitung

2.1 Diagnostik in der Kieferorthopädie

2.1.1 Allgemein

Die Befunderhebung mit daraus resultierender Diagnose ist in der Kieferorthopädie wie in allen medizinischen Disziplinen die Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Therapie. Sie erfolgt zu Beginn der Behandlung und sollte immer systematisch und in gleicher Reihenfolge durchgeführt werden (Kahl-Nieke, 2010). Die rechtzeitige und korrekte Diagnose kann den richtigen Zeitpunkt für den Therapiebeginn festlegen, die Behandlungsdauer verkürzen sowie ein erfolgreiches Behandlungsergebnis, vor allem in Hinblick auf skelettale Dysgnathien und funktionskieferorthopädische Behandlungen, bewirken (Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V., 2010). Die Befunderhebung erfolgt klinisch am Patienten sowie am Gipsmodell, an Fotos und der korrespondierenden Radiodiagnostik. Die Untersuchung am Patienten umfasst die Anamnese, in der unter anderem Allgemeinerkrankungen, Medikamenteneinnahmen und familiäre Dysgnathien abgefragt werden. Außerdem sollten die Motivationslage des Patienten sowie seine Wünsche und Vorstellungen geklärt werden. Weiterhin muss festgestellt werden, ob Habits und Dyskinesien vorliegen, welche Einfluss auf die orofaziale Entwicklung haben. Anschließend erfolgen die extra- und intraorale Untersuchung sowie die Funktionsanalyse. Dabei werden die Kieferrelation, dentale Befunde (Zahnfehlstellungen, Karies, etc.) und das Dentitionsalter festgehalten. Die funktionelle Analyse umfasst die Beurteilung der Mund- bzw. Nasenatmung, die Lippenkompetenz, die Zungenfunktion und das Schluckmuster sowie den klinischen Funktionsstatus nach DGFDT Richtlinien (DGZMK/DGFDT, 2003) zur Erfassung funktioneller Befunde im kranio-mandibulären System. Am Gipsmodellpaar wird der Modellbefund eruiert. Anhand der Röntgenbilder werden die Fernröntgenseitanalyse, die Beurteilung der Zahnanlagen, die Wurzelkonfiguration sowie das Dentitionsalter durchgeführt. Alle erhobenen Befunde ergeben zusammen die vollständige kieferorthopädische Befunderhebung.

2.1.2 Extraoraler Befund

Der extraorale Befund bezieht sich auf die gesamte Schädel- und Kopfform. Dafür wird das Gesicht von frontal lachend sowie mit entspanntem Mundschluss und von lateral im Profil beurteilt. Dabei werden die Gesichtsform, -asymmetrien, das Verhältnis von Stirn, Nase und Kinn (Gesichtsdrittellung) sowie die skelettale und die Weichteilkonfiguration berücksichtigt. Zusätzlich werden die Nase als auch der Mundschluss in Hinblick auf hinreichende Funktion untersucht. Weitere Untersuchungskriterien sind die Lippentreppe und die Ausprägung der Supramentalfalte. Der extraorale Befund kann bereits einen Hinweis auf mögliche Dysgnathien geben. So kann ein deutlich konkaves Profil zum Beispiel ein Hinweis auf eine Angle Klasse III mit prognather bzw. makrognather Mandibula und/oder mikro- und retrognather Maxilla sein. Zur Dokumentation des extraoralen Befundes werden vor, während und zwischen der Behandlung Fotos angefertigt.

2.1.3 Intraoraler Befund

Der intraorale Befund befasst sich mit den Weichteilgegebenheiten und dem zahntragenden Anteil. Zu der Weichteiluntersuchung gehören die Betrachtung des Vestibulum oris und des Cavum oris sowie der Gingiva, der Zunge, der Lippen- und Wangenbänder. Es wird auf Rezessionen und Auftreibungen durch retinierte und verlagerte oder gerade durchbrechende Zähne geachtet. Die Schleimhaut wird auf Farb- und Strukturveränderungen hin untersucht. Zusätzlich erfolgt die visuelle Untersuchung der Tonsillen auf Hypertrophie in Hinblick auf Mundatmung. Weiterhin sollte die Zunge auf eine kaudale Zungenlage und relative Makroglossie bzw. Ankyloglossie untersucht werden. Weitere Untersuchungen umfassen die Beurteilung der Zahnstellungsanomalien, die Form des Zahnbogens sowie die Bestimmung der Okklusion in allen drei Raumebenen. Zudem werden mögliche Asymmetrien in Form von z.B. einer Mittellinienüberwanderung oder Zahnwanderungen untersucht. Zur Dokumentation des intraoralen Befundes werden vorwiegend Gipsmodelle aber auch Fotos angefertigt. Der Fortschritt der Technik ermöglicht inzwischen die Anfertigung digitaler Modelle, die auf Basis von Datensätzen generiert werden. Die Herstellung von Modellen erfolgt klassischerweise über die Abformung der beiden Kiefer mit Alginat oder anderen

Präzisionswerkstoffen. Alternativ besteht die Möglichkeit einer digitalen Abformung mit Hilfe eines intraoralen 3D-Scanners. Da hier die Technik jedoch noch nicht vollständig ausgereift ist, wird im Allgemeinen die klassische „Abformmethode“ bevorzugt.

2.1.4 Funktionsstatus

Bei der Funktionsanalyse werden Lippenschluss, Atmung und Zungenfunktion erfasst. Zusätzlich werden Sprache bzw. Sprechfunktion sowie der Schluckakt bewertet. Die Kiefer- und Gesichtsmuskulatur werden auf Spasmen und mögliche Hyper- oder Hypotrophien untersucht. Für jede Fehlfunktion sollte die Ursache festgestellt werden.

Der klinische Funktionsstatus dient der diagnostischen Beurteilung des kranio-mandibulären Systems zur Erkennung und Behandlung von funktionellen Störungen. Dabei wird das Zusammenspiel der Zähne/des Zahnhalteapparats mit der mimischen bzw. der Kaumuskulatur und der Kiefergelenke geprüft. Pathologische Veränderungen in Form von Karies, Abrasionen, Okklusionsstörungen und muskulären Verspannungen werden durch Inspektion, Palpation und Auskultation beurteilt. Zusätzlich müssen psychische und orthopädische Faktoren abgefragt werden. Indikationen für die Durchführung der Funktionsanalyse sind:

- kranio-mandibuläre Dysfunktionen (CMD)
- kieferorthopädische Behandlungsplanung insbesondere für die Beurteilung der skelettalen und muskulären Situation vor Dysgnathiechirurgie bzw. funktioneller Verlagerung des Unterkiefers nach anterior
- vor umfassenden restaurativen Maßnahmen
- Nachuntersuchung im Rahmen der Funktionstherapie
- Probleme im Halte- und Bewegungsapparat

2.1.5 Röntgendiagnostik

Die Röntgendiagnostik in der Kieferorthopädie umfasst zunächst ein Orthopantomogramm (OPT) oder gegebenenfalls einen Status. Die Fernröntgenseitaufnahme (FRS) stellt ein ergänzendes diagnostisches Hilfsmittel

dar. Das OPT dient der Beurteilung von Zahnanlagen, -zahl, Mineralisationsstadien und Knochenverhältnissen. Zusätzlich können pathologische apikale Veränderungen sowie größere kariöse Läsionen detektiert werden. Mit Hilfe des FRS können Abweichungen am knöchernen Schädel sowie an dentalen Strukturen in der Sagittalen und Vertikalen beurteilt werden. Es können außerdem die Lage des Ober- und Unterkiefers zueinander sowie die sagittale und vertikale Einlagerung der beiden Kiefer in den Gesichtsschädel beurteilt werden. Dentale Untersuchungen beziehen sich auf die Stellung der Schneidezähne sowie die Position der Molaren. Außerdem lässt sich die Weichteilmorphologie bewerten. Weiterhin ist die Beurteilung der individuellen skelettalen Reife eines Individuums durch Ermittlung der Reifestadien der Halswirbelkörper und somit das individuelle Wachstumspotenzial möglich. Darüber hinaus ist zur Beurteilung des Wachstumspotenzials die Anfertigung einer Handröntgenaufnahme statthaft (Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V., 1988). Computertomogramme oder die Anfertigung von digitalen Volumetomogrammen gehören in der Kieferorthopädie jedoch nicht zur allgemeinen Befunderhebung. Sie werden bei Bedarf als zusätzliche ergänzende Diagnostik herangezogen. Jegliche Röntgendiagnostik ist immer nach den aktuellen Richtlinien der Röntgenverordnung der Bundeszahnärztekammer durchzuführen (Bundeszahnärztekammer, 2014a), (Bundeszahnärztekammer, 2014b), (Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V., 1988).

2.1.6 Modellanalyse

Zur Erstellung eines Behandlungsplanes ist eine genaue Analyse der Anomalien von Zahnstellung, Okklusion und Kieferposition in allen Raumebenen (sagittal, transversal, vertikal) erforderlich. Dazu wird die Modellanalyse dreidimensional durchgeführt. Hierfür werden Gipsmodellpaare hergestellt und dreidimensional getrimmt. Anhand der Modelle ermittelt man folgende Werte:

- Zahnbreiten
- TONN'scher Index
- BOLTON-Index
- Sagittale Anomalien der Zahnstellung, Okklusion und Kieferposition
- Transversale Anomalien der Zahnstellung, Okklusion und Kieferposition

- Vertikale Anomalien der Zahnstellung, Okklusion und Kieferposition
- Arch length discrepancy (ALD)

Mit Hilfe der Modellanalyse kann die Auswertung des Fernröntgenseitbildes sowie der intraoralen und extraoralen Untersuchung verifiziert werden.

2.2 3D-Scan

2.2.1 Allgemein

In der Kieferorthopädie beträgt die Aufbewahrungspflicht der Patientenakte zehn Jahre (§ 630f Abs. 3 BGB) (Bundeszahnärztekammer, 2015). Dieser Paragraph bestimmt außerdem welche Dokumente zur Patientenakte gehören. Dies sind die für die Patientenbehandlung wesentlichen Maßnahmen und deren Ergebnisse, welche aus Sicht des Behandlers für die Sicherstellung der derzeitigen oder zukünftigen Behandlung wesentlich sind. Exemplarisch sind hier die Anamnese, Diagnosen, Untersuchungen, Untersuchungsergebnisse, Befunde und Therapien sowie deren Wirkung genannt. Zu diesen Unterlagen gehören in der Zahnmedizin eben auch Gipsmodellpaare aller Befunde. Dies erfordert entsprechende Lagerungsmöglichkeiten. Besondere Vorsichtsmaßnahmen sind aufgrund der Bruchgefahr der Gipsmodelle geboten. Daher erleichtert das Einscannen der Gipsmodelle mittels 3D-Scanner die Aufbewahrung. Es werden weniger Lagerkapazitäten benötigt. Außerdem ist eine schnelle Abrufbarkeit möglich. Die digitalisierten Modelle können so auch über einen längeren Zeitraum sicher verwahrt werden. Vorsichtsmaßnahmen bezüglich der Datensicherheit müssen auf jeden Fall beachtet werden. Benötigt man ein Modell zu einem späteren Zeitpunkt ist ein dreidimensionaler Druck der Modelle möglich. Weiterhin können eine digitale Auswertung der Modelle und eine Überlagerung zur Kontrolle des Therapieverlaufes erfolgen.

2.2.2 Funktionsweise

Bei den 3D-Scannern unterscheidet man zwischen Laser- und Weißlichtscannern. Im

Wesentlichen bestehen sie aus einer Lichtquelle, einer oder mehreren Kameras und einem Bewegungssystem, welches mehrere Achsen für die Positionierung der zu scannenden Modelle unterstützt. Die Lichtquelle vermittelt Linien auf das Objekt. Diese werden später als Linienbilder von der Kamera wieder aufgenommen (Hollenbeck K *et al.*, 2012). Laserscanner generieren mehrere Linien durch Führung des Scankopfes entlang einer präzisen Achse. Dies bedeutet, dass das zu digitalisierende Modell starr im Scanner verbleibt, während die Scaneinheit um das zu scannende Modell rotiert. Beim Streifenlichtscanner hingegen ist die Kamera oder Scaneinheit fixiert und das Modell wird bewegt. Es wird ein Streifenmuster auf ein fixiertes Modell projiziert. Die dabei entstehenden Abweichungen der Linien werden von einer digitalen Kamera erfasst. Das Modell wird so aus mehreren Winkeln aufgenommen. Anschließend wird die 3D-Struktur des Modells berechnet. Durch die Einzelbilder ist die Berechnung einer sogenannten ‚Punktwolke‘ möglich. Eine Punktwolke entsteht durch die Ansammlung von Punkten in einem dreidimensionalen Raum, deren Positionen anhand von drei Koordinaten festgelegt sind. Das Zusammenlegen mehrerer Punktwolken nennt man ‚matchen‘. Dabei werden nur Punkte verwendet, die passend zueinander sind. Durch das ‚matchen‘ entsteht ein dreidimensionales Bild des gescannten Modells, welches als Datei gespeichert und zu einem späteren Zeitpunkt zur Analyse herangezogen werden kann.

2.3 Computertomographie

2.3.1 Allgemein

Godfrey Hounsfield entwickelte die Computertomographie, welche seit 1972 in der Medizin zur bildgebenden Diagnostik verwendet wird. Die Geräte der ersten Generation kamen lediglich für Schädelaufnahmen zum Einsatz. Sie bestanden aus einem Detektor sowie einer Röntgenröhre, die gegenüber voneinander angeordnet waren und sich schrittweise am Objekt vortasteten. Beide mussten um das abzubildende Objekt rotieren. 1974 folgten die Geräte der zweiten Generation. Diese enthielten bereits bis zu 52 Detektoren, welche die Aufnahmezeit von ursprünglich fünf Minuten auf 18 Sekunden pro Einzelschicht verringerten. Im gleichen Jahr

wurden Geräte der dritten Generation mit 256-1200 Detektoren entwickelt. Dies führte zu einer weiteren Verringerung der Aufnahmezeit. Jedoch war es weiterhin erforderlich, dass sich die Detektoren und die Röntgenröhre rotierend umeinander bewegten. Geräte der vierten Generation kamen ab 1977 zum Einsatz. Von diesem Zeitpunkt an waren die Detektoren erstmals fest im Gerät montiert. Es war lediglich eine rotierende Bewegung der Röntgenröhre um das abzubildende Objekt erforderlich. Die Anzahl der Detektoren erhöhte sich auf 1200-2400. Dies verkürzte wiederum die Aufnahmezeit. Bislang war aufgrund der Kabelverbindung zwischen Röntgenröhre und Detektor lediglich eine 360°-Bewegung möglich. Danach stoppte das Gerät und musste zurück in die Ausgangsposition gefahren werden. 1987 wurde der sogenannte Spiral-Computertomograph entwickelt. Bei dieser Computertomographenart war es möglich, dass sich die Röhre kontinuierlich um das Objekt bewegte. Der Spiral-Computertomograph wird auch heute noch verwendet. Seitdem hat sich die Computertomographie stets weiterentwickelt um die Bildqualität zu verbessern oder die Strahlenbelastung zu verringern. (Hatcher & Aboudara, 2004).

2.3.2 Indikationen zur Anfertigung einer Computertomographie in der Kieferorthopädie

In der Medizin und Zahnmedizin hat sich die Verwendung der Computertomographie als bildgebende Diagnostik etabliert. So erlauben spezifische Indikationen einen Einsatz der 3D-Bildgebung in der Kieferorthopädie. Nach der Stellungnahme der DGKFO von 2008 (Hirschfelder, 2008) sind folgende Fragestellungen in der kieferorthopädischen Praxis eine mögliche Indikation für ein CT:

- 1) Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes
- 2) Diagnostik von Anomalien und Dysplasien der Zahnwurzeln
- 3) Differentialdiagnostische Bewertung von Zahndurchbruchsstörungen
- 4) Ermittlung der Topographie retinierter und verlagertes Zähne
- 5) Beurteilung pathologischer Knochenstrukturen
- 6) 3D-Differentialdiagnostik von komplexen angeborenen oder erworbenen kraniofazialen Fehlbildungen sowie von Gesichts- und Kieferasymmetrien

- 7) Darstellung des peridentalen Knochenangebots zur prognostischen Bewertung geplanter Zahnbewegungen

2.4 Fragestellung

Ziel der hier vorliegenden Studie war es herauszufinden, ob Unterschiede zwischen der manuellen *in vivo* Messung von Zahnbreiten und der *in vitro* Vermessung anhand von digitalisierten Modellen und CT-Aufnahmen, welche dreidimensional rekonstruiert wurden, bestehen. Bisher existieren keine Studien, die intraorale Messungen in ihr Studiendesign miteinbeziehen.

Daher wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

- Es gibt keinen Unterschied zwischen den Messwerten der Zahnbreiten *in vivo* und *in vitro* an einem 3D-Modellscan.
- Es lassen sich keine Unterschiede bei der Vermessung der Zahnbreiten *in vivo* und *in vitro* anhand von CT-Röntgenaufnahmen detektieren.
- Es ist kein Unterschied zwischen den Messungen *in vitro* anhand des 3D-Modellscans und der CT-Röntgenaufnahme erkennbar.

3 Material und Methode

3.1 Patienten

In die Studie wurden 21 Patienten [n=21] im Alter von zehn Jahren bis vierzig Jahren aufgenommen. Davon waren zehn weiblich und elf männlich. Alle Patienten befanden sich zum Zeitpunkt der Anfertigung der Intraoralmessungen sowie der Abformungen in aktiver kieferorthopädischer Behandlung. Da von zwei Patienten zwei Datensätze, das heißt sowohl CT als auch Modell, vorhanden waren, konnten diese doppelt gewertet werden. Somit konnten 23 Auswertungen erfolgen. Alle erhobenen Daten lagen in digitalisierter Form vor.

3.2 Auswahlkriterien

Voraussetzung für die Teilnahme an der Studie war das Vorhandensein eines Computertomogramms (CT) bzw. Dental-Computertomogramms (Dental-CT) sowie zeitnah zum CT erstellte Gipsmodelle. Diese Kriterien trafen für insgesamt dreißig Patienten zu. Bei 21 der Patienten konnte ein enger zeitlicher Bezug der Anfertigung des Modells zum Zeitpunkt der CT-Aufnahme gefunden werden (+/- drei Wochen). Bei allen diesen Patienten wurde im Rahmen der Diagnostik die Zahnbreitenmessung vorgenommen. Alle Modelle wurden mittels eines Streifenlichtscanners (3-D Scanner Activity 102, smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Deutschland) eingescannt.

Es schieden Patienten aus der Studie aus, deren kieferorthopädische Behandlung abgeschlossen war. Ebenfalls nicht erfasst wurden Patienten, bei denen es nicht möglich war die Zähne im CT optimal darzustellen, da zum Beispiel der Oberkiefer nicht parallel zur Schnittebene positioniert wurde. Das Fehlen von Zähnen, Gebisse der 1. Dentition sowie sich im Durchbruch befindende Zähne spielten keine Rolle. Diese Einzeldaten wurden in der Statistik ausgelassen. Sowohl das Geschlecht als auch das Alter der Patienten waren ebenfalls kein Ausschlusskriterium. Der Grund der kieferorthopädischen Behandlung wurde ebenfalls nicht als relevant eingestuft.

3.3 Messungen

Alle Messungen erfolgten an den Oberkieferzähnen der zweiten Dentition. Es wurden bei jedem Patienten der mittlere Schneidezahn, der erste Prämolare und der erste Molare gemessen. Alle vermessenen Zähne wurden sowohl im ersten als auch im zweiten Quadranten erfasst und dokumentiert. Die Messpunkte wurden wie folgt definiert:

Für den mittleren Schneidezahn wurden der mesialste Punkt der Schneidekante und der distalste Punkt der Schneidekante festgelegt (MoSc 1 li/re, CT 1 li/re, Mes 1 li/re).

Für den ersten Prämolaren wurde die mesiodistale Distanz von Randleiste zu Randleiste gewählt (MoSc 2 li/re, CT 2 li/re, Mes 2 li/re).

Für den ersten Molaren wurde ebenfalls der mesiodistale Abstand der Randleisten ermittelt (MoSc 3 li/re, CT 3 li/re, Mes 3 li/re).

Die oben genannten Punkte wurden aus Gründen der Reproduzierbarkeit zur Vermessung herangezogen. Alle Werte wurden in [mm] angegeben. Die intraoralen Messungen erfolgten in der kieferorthopädischen Gemeinschaftspraxis. Die Vermessung der Modell-Scans und der Computertomogramme erfolgte mit einem Mac® OS X, Version 10.8.2, Apple Inc., Cupertino, USA.

3.4 Modelle

Die Abformung des Oberkiefers erfolgte im Rahmen einer kieferorthopädischen Diagnostik in einem engen Zeitraum (+/- drei Wochen) nach Anfertigung der Computertomographie. Die Abformungen wurden mit einem konfektionierten Löffel (Jescoform®, Aesculap, Melsungen/Deutschland) und einer formstabilen Abformmasse (Kaniblue®, Kaniedenta, Herford/Deutschland) genommen und anschließend mit Hartgips Typ III (Hinrizit®, Ernst Hinrichs Dental GmbH, Goslar/Deutschland) ausgegossen. Die erstellten Modelle wurden dreidimensional getrimmt und anschließend mit Hilfe eines Streifenlichtscanners (3-D Scanner Activity 102, Abb. 1) eingescannt. So konnte eine digitale dreidimensionale Darstellung des Modells erreicht werden. Die Dateien lagen im stl-Format vor.



Abbildung 1: Ansicht des verwendeten Streifenlichtscanners

Zur Verarbeitung der stl-Dateien wurde das Open-Source-Programm MeshLab® (SourceForge) verwendet.

Zunächst wurde die Datei als ‚New Empty Project‘ in das Programm importiert.

Anschließend wurde das dargestellte Modell durch Rotation in eine Position gebracht, so dass der zu messende Zahn optimal von okklusal sichtbar war (Abb. 2).

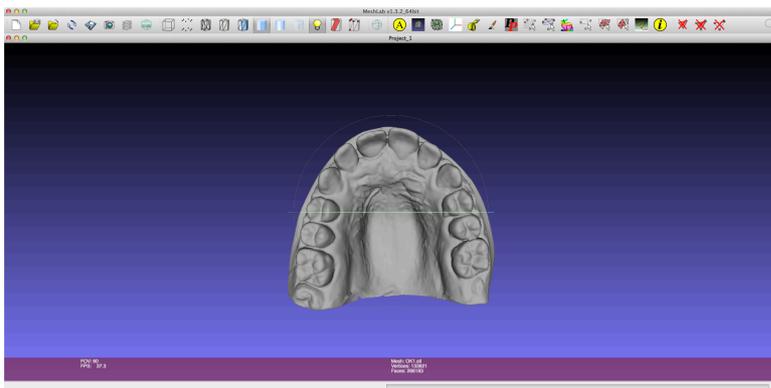


Abbildung 2: okklusale Ansicht des importierten Datensatzes

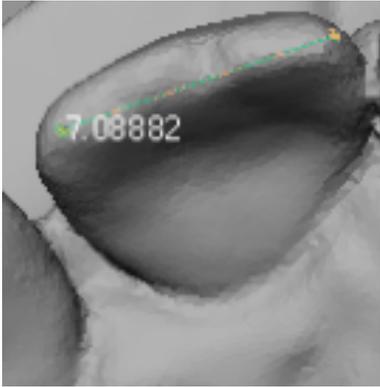


Abbildung 3: Ansicht der Vermessung eines mittleren Schneidezahnes in mesiodistaler Distanz

Daraufhin wurde mit dem ‚Measure Tool‘ (Abb. 3) die entsprechende Länge an allen definierten Zähnen gemessen. Dies wurde fünfmal wiederholt, um eventuelle Messfehler auszugleichen, und anschließend notiert. Aus den fünf gemessenen Werten wurde ein Mittelwert erstellt und dieser als definitiver Wert in eine Tabelle eingetragen.

Die definitiven Werte wurden gegliedert in

- Modellscan 11 (MoSc 1 li)
- Modellscan 14 (MoSc 2 li)
- Modellscan 16 (MoSc 3 li)
- Modellscan 21 (MoSc 1 re)
- Modellscan 24 (MoSc 2 re)
- Modellscan 26 (MoSc 3 re)

Um weitere mögliche Messfehler auszuschließen, erfolgte die Messung der Modelle nur durch eine Person.

3.5 Computertomogramm

Die Anfertigung der Computertomogramme erfolgte mit dem SOMATOM Sensation® (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland). Dabei wurde der Patient in liegender Position durch den Computertomographen bewegt. Um den Patienten drehte sich eine Einheit aus Detektoren und Röntgengerät. Diese erfasste die

Intensitätsunterschiede der Röntgenstrahlen und wandelte sie in elektrische Signale um, welche anschließend digitalisiert wurden. Wichtig war es, dass die Patienten in ruhiger Position erfasst wurden, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Des Weiteren musste die Okklusionsebene möglichst parallel zur Schnittebene sein, so dass eine optimale Darstellung der Zähne bei den späteren Messungen möglich war. Die Daten lagen als dcm-Dateien vor. Bearbeitet wurden sie mit dem Open-Source-Programm Dicom Viewer OsiriX® (Pixmeo SARL, Bernex, Schweiz). Zunächst wurden sämtliche Dateien in das Programm importiert. Anschließend wurde der zu vermessende Patient markiert. Gewählt wurde die Serie mit den meisten Aufnahmen (Abb. 4). Diese wurde im ‚3D-Viewer‘ unter der Option ‚3D Volume Rendering‘ (Abb. 5) dargestellt.

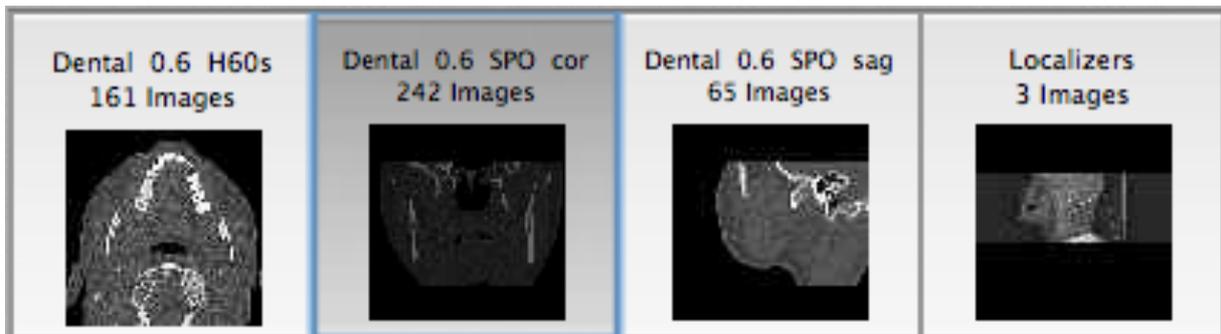


Abbildung 4: Ansicht der Darstellungsmöglichkeiten des CT-Datensatzes

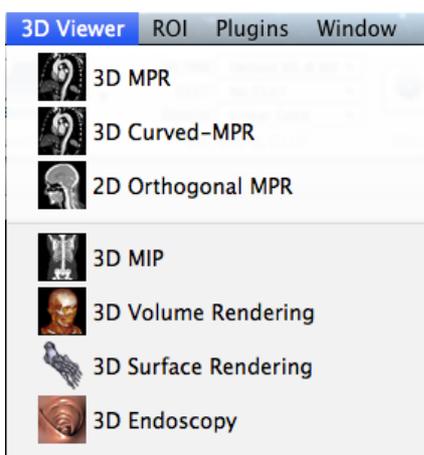


Abbildung 5: Einstellungsmöglichkeiten des Programms Osirix®

Weiterhin erfolgten die Einstellungen ‚WL/WW 2 CT-Bones‘ und ‚CLUT VR Bones‘.

Als nächstes war es erforderlich unter der Option ‚Window Level‘ das Objekt ohne Weichgewebe darzustellen. Das zu vermessende Objekt stellte sich dann wie in Abb. 6 gezeigt dar.

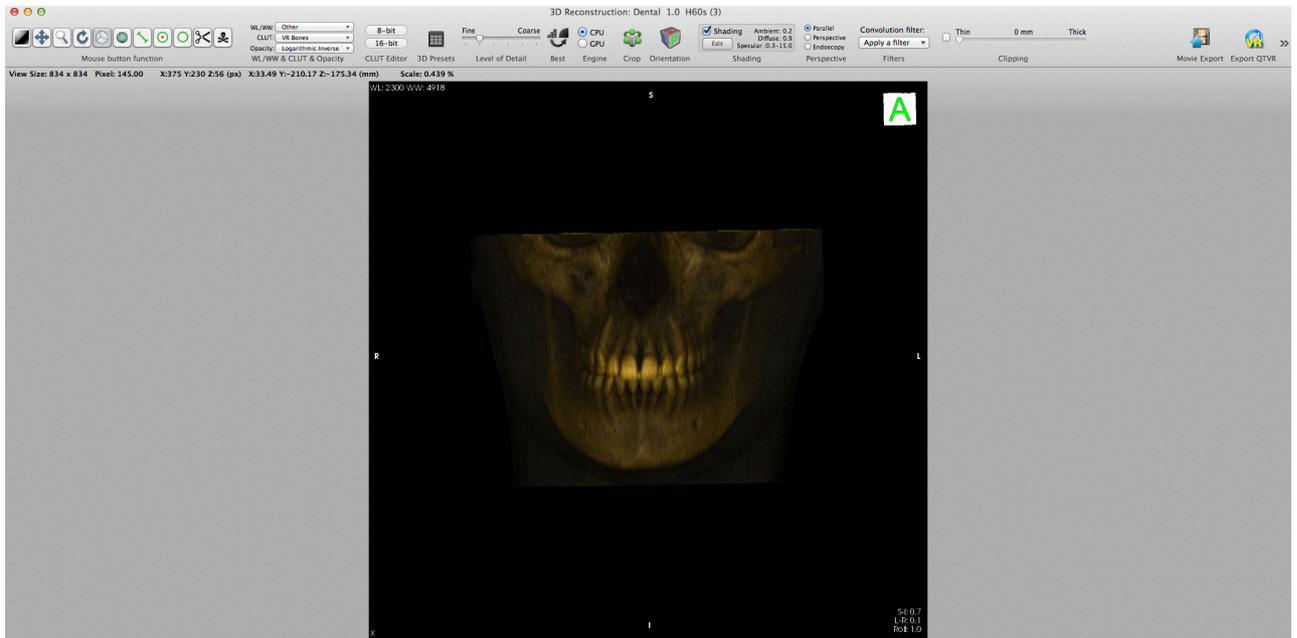


Abbildung 6: Frontalansicht des Patienten im CT ohne Weichgewebisdarstellung

Daraufhin wurde das Objekt so ausgerichtet, dass ein überlagerungsfreies Segmentieren des Oberkiefers möglich war.

In mehreren Schritten wurde das Objekt so bearbeitet, dass die Schneidekante bzw. die Okklusalfächen in der gewünschten Ansicht dargestellt wurden. Gegebenenfalls mussten mehrere Drehungen mittels ‚Rotate around the focal point‘ sowie Vergrößerungen (Bewegungen in der Horizontalen und Vertikalen) erfolgen. So konnte eine möglichst genaue Darstellung des zu messenden Zahnes erreicht werden (Abb. 7).

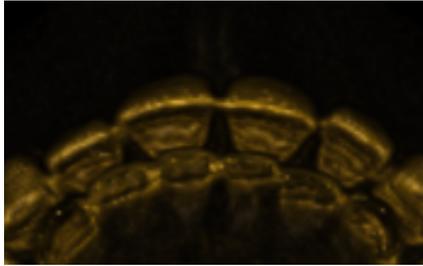


Abbildung 7: Inzisalaufsicht im CT nach Segmentierung

Als nächster Schritt wurden mit der Messfunktion ‚Measurement‘ die Zahnbreiten erfasst, welche anschließend notiert wurden (Abb. 8).

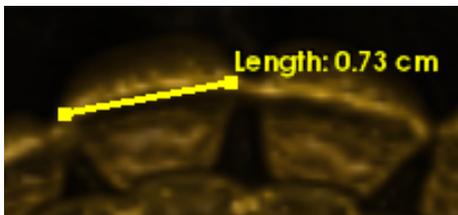


Abbildung 8: Messung der mesiodistalen Distanz am mittleren Schneidezahn im CT

Auch hier erfolgten jeweils fünf Messungen pro Zahn, von denen ein Durchschnittswert ermittelt wurde, um Messfehler auszugleichen. Die Daten wurden wiederum in eine Tabelle eingetragen

- Messung CT 11 (CT 1 li)
- Messung CT 14 (CT 2 li)
- Messung CT 16 (CT 3 li)
- Messung CT 21 (CT 1 re)
- Messung CT 24 (CT 2 re)
- Messung CT 26 (CT 3 re)

Die Messungen erfolgten nur durch eine Person, um Messfehler zu vermeiden bzw. zu verringern.

3.6 Patienten

Die *in situ* Messungen am Patienten wurden in einer kieferorthopädischen Praxis durchgeführt. Die Messungen erfolgten mit einem zahnmedizinischen Messschieber („Münchner Modell“, Dentaurum, Pforzheim, Deutschland).



Abbildung 9: intraorale Messung des mittleren Schneidezahnes mit einem Messschieber

Dabei wurde der Messschieber am mittleren Schneidezahn jeweils mesial und distal der Schneidekante angesetzt und die Länge abgelesen (Abb. 9).

Am ersten Prämolare wurde der Messschieber an der mesialen Randleiste in Höhe der Zentralfissur angesetzt und die Länge zur distalen Randleiste in Höhe der Zentralfissur abgelesen. Der gleiche Vorgang erfolgte am ersten Molare. Die Daten wurden anschließend gegliedert in

- Messung intraoral 11 (Mes 1 li)
- Messung intraoral 14 (Mes 2 li)
- Messung intraoral 16 (Mes 3 li)
- Messung intraoral 21 (Mes 1 re)
- Messung intraoral 24 (Mes 2 re)
- Messung intraoral 26 (Mes 3 re)

und in eine Tabelle eingetragen.

3.7 Statistische Auswertung

Die Datenerfassung wurde mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) durchgeführt. Jeder Datensatz erhielt aus datenschutzrechtlichen Gründen zur Anonymisierung eine Nummer zwischen 1 und 23. Die Nummerierung richtete sich nach der alphabetischen Reihenfolge. Im Rahmen aller weiteren Auswertungen wurden die Datensätze anhand der Nummern ausgewählt. Die statistische Analyse erfolgte mit dem Programm SPSS® (IBM Corporation, Armonk, USA). Neben der deskriptiven Statistik wurde der Friedman-Test für gepaarte Stichproben herangezogen, da ein Vergleich von mehreren gepaarten Stichproben analysiert wurde. Es wurde ein nichtparametrischer Test gewählt, da keine annähernde Normalverteilung bei den zu überprüfenden stetigen Merkmalen vorlag. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den drei Messungen wurden im Anschluss mit einem post-hoc-Test (Wilcoxon-Test) paarweise geprüft. Es handelt sich dabei ebenfalls um einen nichtparametrischen Test. Die ermittelten p-Werte der post-hoc-Tests wurden anschließend mit der Bonferroni-Holm-Korrektur adjustiert, um das multiple Testen adäquat zu berücksichtigen.

Die statistische Analyse erfolgte in Zusammenarbeit mit der Abteilung für medizinische Biometrie, Epidemiologie und medizinische Informatik unter der Leitung von Univ.-Prof. Dr. Stefan Wagenpfeil am Universitätsklinikum des Saarlandes. Dafür wurden die erforderlichen Tests durch einen Mitarbeiter der Biometrie bestimmt. Nach Auswertung der Daten durch die Autorin wurden die Ergebnisse erneut in Zusammenarbeit mit dem verantwortlichen Mitarbeiter der Biometrie auf Korrektheit überprüft. Anschließend wurden die analysierten Daten mit dem Programm Microsoft® Excel verarbeitet.

3.8 Fehleranalyse

Alle Messungen wurden in fünffacher Durchführung von einer einzelnen Person bestimmt, um Messfehler auszugleichen. Zur Berechnung des Methodenfehlers nach Dahlberg (Kim, 2013), der die Genauigkeit der Messungen beschreibt, wurden 40% (9) der Messungen nach einem erinnerungsfreien Zeitraum von 3 Monaten erneut durchgeführt. Anschließend wurde nach der Formel von Dahlberg der

Methodenfehler bestimmt.

3.8.1 Methodenfehler nach Dahlberg

Zur Bestimmung der Messgenauigkeit wurde der Methodenfehler nach Dahlberg ermittelt.

$$MF = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

d = Differenz zwischen der ersten und der zweiten Messung

n = Anzahl der Messungen

Mit Hilfe dieser Formel kann die Abweichung der Summe der Einzelabweichungen vom Mittelwert bestimmt werden. Er ist ein Maß für die Validität der Methode. Liegt der ermittelte Wert unter dem Referenzwert 1,0, so ist nach Dahlberg eine ausreichende Messgenauigkeit gewährleistet und die Methode kann als valide betrachtet werden.

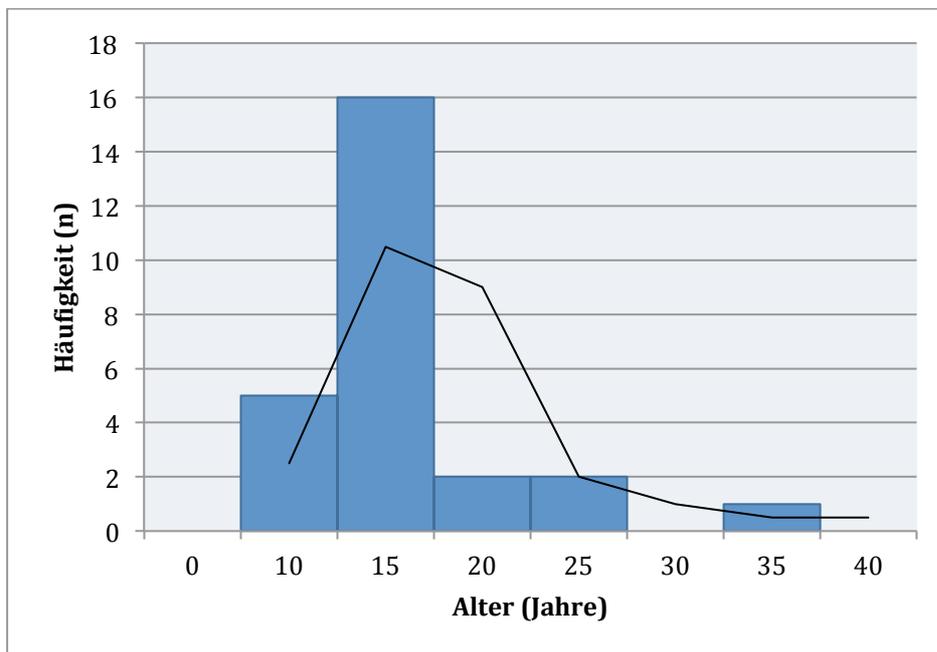
4 Ergebnisse

Die Erhebung aller analysierten Daten erfolgte tabellarisch und wird im Folgenden beschrieben.

4.1 Altersverteilung

Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug $14,61 \pm 2$ Jahre. Der jüngste Patient war 6 Jahre, der älteste 39 Jahre alt. Die Altersverteilung der Patienten, welche in diese Untersuchung einbezogen wurden, ist in Abb. 10 dargestellt. Der Großteil der untersuchten Patienten ($n=16$) war im Alter zwischen 10 – 15 Jahren. Die kleinste Gruppe wurde durch Patienten im Alter von 35 Jahren gestellt.

Abb.10: Patientenhäufigkeit in den verschiedenen Altersgruppen



4.2 Deskriptive Statistik

In Tabelle 1 sind die Anzahl [n] der beurteilten Zähne sowie die Maxima/Minima, der Mittelwert und der Median dargestellt. Zusätzlich sind der Interquartilbereich und die Standardabweichung der ermittelten Zahnbreiten [mm] angegeben.

Tabelle 1: deskriptive Statistik unter Berücksichtigung aller gemessenen Werte [mm] in Hinblick auf die Anzahl [n], die maximal und minimal gemessenen Werte, den Mittelwert, den ermittelten Median, den Interquartilbereich sowie die Standardabweichung

	N	Maximum	Minimum	Mittelwert	Median	Interquartilbereich	Standardabweichung
MoSc 1 li	21	8,540	5,82	7,482	7,664	1,000	0,733
MoSc 2 li	18	6,680	4,780	5,950	5,973	0,920	0,570
MoSc 3 li	22	10,530	8,720	9,863	9,864	0,530	0,462
MoSc 1 re	23	8,520	6,270	7,562	7,578	1,070	0,637
MoSc 2 re	19	6,870	4,890	5,988	6,070	0,630	0,523
MoSc 3 re	22	10,320	9,000	9,658	9,698	0,570	0,366
CT 1 li	22	8,260	5,060	7,170	7,300	0,850	0,788
CT 2 li	21	6,680	4,800	5,754	5,860	0,710	0,505
CT 3 li	21	10,28	8,260	9,341	9,480	1,020	0,618
CT 1 re	22	8,400	6,120	7,472	7,360	0,790	0,574
CT 2 re	20	6,580	4,880	5,638	5,560	0,680	0,440
CT 3 re	20	10,560	8,380	9,410	9,350	1,210	0,658
Mes 1 li	22	11,000	8,00	9,363	9,500	1,00	0,710
Mes 2 li	19	9,00	6,00	7,184	7,00	0,50	0,691
Mes 3 li	22	13,00	10,00	11,363	11,00	1,00	0,789
Mes 1 re	22	11,00	8,00	9,409	9,00	1,00	0,734
Mes 2 re	20	9,00	6,00	7,425	8,00	1,00	0,847
Mes 3 re	22	12,00	10,00	11,331	11,00	1,00	0,619

4.3 Prüfung der Normverteilung

Die Prüfung auf Normalverteilung ergab für alle Gruppen, dass keine Normalverteilung der Variablen vorlag.

4.4 Friedman-Test

Die statistische Analyse mit Hilfe des Friedman-Tests ergab statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Messungen. Tabelle 2 zeigt die signifikanten Werte ($p \leq 0,05$). Für jeden signifikanten Wert wurde anschließend ein Wilcoxon-Test durchgeführt.

Tabelle 2 beschreibt die jeweiligen Gruppen zusammengefasst (MoSc/CT/Mes 1 li – MoSc/CT/Mes 3 re) mit Anzahl [n] und den mittels Friedman-Test ermittelten p-Werten; die Zahl 1 steht hierbei für den mittleren Schneidezahn, die Zahl 2 für den ersten Prämolare, die Zahl 3 für den ersten Molar

	Anzahl n	p-Wert
MoSc/CT/Mes 1 li	20	0,000
MoSc/CT/Mes 2 li	15	0,000
MoSc/CT/Mes 3 li	21	0,000
MoSc/CT/Mes 1 re	22	0,000
MoSc/CT/Mes 2 re	15	0,000
MoSc/CT/Mes 3 re	20	0,000

Die Auswertung des Friedmann-Tests ergab hoch statistisch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,000$) für jeden durchgeführten Vergleich.

4.5 Wilcoxon-Test

Die Ergebnisse der Wilcoxon-Analyse sowie der Bonferroni-Holm-Korrektur werden in Tabelle 3 für die an Zahn 11 gemessenen Werte dargestellt.

Tabelle 3 beschreibt die Ergebnisse nach dem Wilcoxon-Test, der alle an Zahn 11 gemessenen Werte einzeln gegenüberstellt

	p-Wert	Adjustierter p-Wert
CT 1 li – MoSc 1 li	0,001	0,008
Mes 1 li – MoSc 1 li	0,000	0,001
Mes 1 li – CT 1 li	0,000	0,000

Es ergeben sich statistisch signifikante Ergebnisse (CT 1 li – MoSc 1 li $p \leq 0,008$; Mes 1 li – CT 1 li $p \leq 0,000$) für den Vergleich der drei Methoden anhand der ermittelten Zahnbreite des mittleren Schneidezahns links.

In Tabelle 4 sind die paarweisen Vergleiche der einzelnen Gruppen an Zahn 14 dargestellt.

Tabelle 4 beschreibt die Ergebnisse nach dem Wilcoxon-Test, der alle an Zahn 14 gemessenen Werte einzeln gegenüberstellt

	p-Wert	Adjustierter p-Wert
CT 2 li – MoSc 2 li	0,163	0,435
Mes 2 li – MoSc 2 li	0,001	0,008
Mes 2 li – CT 2 li	0,000	0,002

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den ermittelten Zahnbreiten am 3D-Modell und der intraoralen Messung ($p \leq 0,008$) sowie dem CT-Scan und der intraoralen Messung ($p \leq 0,002$) für den ersten Prämolaren rechts. Für den Vergleich von CT-Scan und 3D-Modellscan lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($p \leq 0,435$) feststellen.

In Tabelle 5 sind die Vergleiche der einzelnen Gruppen an Zahn 16 dargestellt.

Tabelle 5 beschreibt die Ergebnisse nach dem Wilcoxon-Test, der alle an Zahn 16 gemessenen Werte einzeln gegenüberstellt

	p-Wert	Adjustierter p-Wert
CT 3 li – MoSc 3 li	0,001	0,008
Mes 3 li – MoSc 3 li	0,000	0,000
Mes 3 li – CT 3 li	0,000	0,000

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den ermittelten Zahnbreiten am CT-Scan und der Messung am 3D-Modellscan ($p \leq 0,008$) für den Zahn 16. Es bestehen weiterhin signifikante Unterschiede zwischen den ermittelten Zahnbreiten intraoral im Vergleich zu den gemessenen Werten am CT-Scan ($p \leq 0,000$) sowie zwischen der intraoralen Messung und der am 3D-Modellscan ($p \leq 0,000$) für die Zahnbreite des ersten Molaren links

In Tabelle 6 sind die p-Werte sowie die adjustierten p-Werte nach dem Wilcoxon-Test an Zahn 21 aufgezeigt.

Tabelle 6 beschreibt die Ergebnisse nach dem Wilcoxon-Test, der alle an Zahn 21 gemessenen Werte einzeln gegenüberstellt

	p-Wert	Adjustierter p-Wert
CT 1 re – MoSc 1 re	0,277	0,435
Mes 1 re – MoSc 1 re	0,000	0,000
Mes 1 re – CT 1 re	0,000	0,000

Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den ermittelten Zahnbreiten am 3D-Modell und der intraoralen Messung ($p \leq 0,000$) sowie dem CT-Scan und der intraoralen Messung ($p \leq 0,000$) für den mittleren Schneidezahn rechts. Für den

Vergleich der Zahnbreiten ermittelt am CT–Scan und 3D-Modellscan lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($p \leq 0,435$) für den Zahn 21 feststellen.

Tabelle 7 berücksichtigt die verglichenen Ergebnisse an Zahn 14.

Tabelle 7 beschreibt die Ergebnisse nach dem Wilcoxon-Test, der alle an Zahn 24 gemessenen Werte einzeln gegenüberstellt

	p-Wert	Adjustierter p-Wert
CT 2 re – MoSc 2 re	0,013	0,052
Mes 2 re – MoSc 2 re	0,001	0,008
Mes 2 re – CT 2 re	0,000	0,001

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den ermittelten Zahnbreiten am 3D-Modell und der intraoralen Messung ($p \leq 0,008$) sowie dem CT-Scan und der intraoralen Messung ($p \leq 0,001$) für den ersten Prämolare rechts. Für den Vergleich der Zahnbreiten des Zahnes 14 ermittelt am CT–Scan und 3D-Modellscan lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($p \leq 0,052$) feststellen.

In Tabelle 8 werden die Ergebnisse des Wilcoxon-Tests in der Gruppe des Zahns 26 dargestellt.

Tabelle 8 beschreibt die Ergebnisse nach dem Wilcoxon-Test, der alle an Zahn 26 gemessenen Werte einzeln gegenüberstellt

	p-Wert	Adjustierter p-Wert
CT 3 re- MoSc 3 re	0,145	0,435
Mes 3 re – MoSc 3 re	0,000	0,000
Mes 3 re – CT 3 re	0,000	0,001

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den ermittelten Zahnbreiten am 3D-Modell und der intraoralen Messung ($p \leq 0,000$) sowie dem CT-Scan und der intraoralen Messung ($p \leq 0,001$) für den ersten Molar rechts. Für den Vergleich der Zahnbreiten ermittelt am CT-Scan und 3D-Modellscan lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($p \leq 0,435$) feststellen.

4.6 Methodenfehler nach Dahlberg

Die Bestimmung des Methodenfehlers nach Dahlberg ergab, dass der ermittelte Messfehler sehr gering ausgefallen ist und alle Messungen als zuverlässig einzustufen sind. Der Methodenfehler nach Dahlberg konnte jedoch nur für die Messungen am Modellscan und am CT durchgeführt werden, da eine Reevaluation der intraoralen Messungen nicht möglich war. Die Ergebnisse sind in Tab. 9 dargestellt.

Tabelle 9 beschreibt den Methodenfehler nach Dahlberg

Parameter	Methodenfehler
MoSc 1 li	0,310
MoSc 2 li	0,394
MoSc 3 li	0,481
MoSc 1 re	0,255
MoSc 2 re	0,273
MoSc 3 re	0,421
CT 1 li	0,311
CT 2 li	0,626
CT 3 li	0,527
CT 1 re	0,291
CT 2 re	0,344

Ergebnisse

CT 3 re	0,532
---------	-------

5 Diskussion

5.1 Material

Bei der durchgeführten Studie handelt es sich um eine retrospektive Untersuchung. Da es sich bei der Probandengruppe hauptsächlich um Kinder und Jugendliche handelte, wurde aus strahlenhygienischer Sicht auf die Anfertigung zusätzlicher Röntgenaufnahmen verzichtet. Aus diesem Grund wurden ausschließlich bereits bestehende CT-Aufnahmen verwendet, die ausnahmslos aus kieferorthopädischer Indikation angefertigt worden waren. Voraussetzung für die Einbeziehung in die Studie war, dass sich diese Patienten zum entsprechenden Zeitpunkt in kieferorthopädischer Behandlung befanden und die erforderlichen Daten von CT, Modell und Intraoralmessung zeitnah erfasst wurden. Vergleichbare Studien verwendeten ähnliche Datenmengen. So untersuchten Akyalcin *et al.* 2013 in ihrer Studie zur Analyse der diagnostischen Genauigkeit und Oberflächenregistrierung von 3D-Modellen dreißig Modelle, welche auf unterschiedliche Weise digitalisiert und im Anschluss von zwei Personen ausgewertet wurden. Verwendet wurden drei verschiedene Systeme zur Erstellung von 3D-Datensätzen. Modelle der Gruppe 1 wurden mit Hilfe eines Ortho-Insight 3D-Laserscanners digitalisiert. Anschließend wurden sie mit der MotionView Software ausgewertet. Die Modelle der Gruppe 2 wurden von GeoDigm mit Hilfe des Emodel Systems in 3D-Datensätze überführt und konnten anschließend vom Firmenserver heruntergeladen werden. Die 3D-Daten der Gruppe 3 wurden aus CT-Bildern generiert. Es zeigte sich, dass alle drei Systeme diagnostische Informationen liefern können. Die Präzision der mit Hilfe des 3D-Scanners erstellten Modelle war jedoch am konstantesten (Akyalcin *et al.*, 2013). Hierbei sind der Datenschutz von digitalen Daten und der unberechtigte Zugriff durch Dritte zu beachten. Im Vergleich zur vorliegenden Studie wurden ein Drittel der Modelle postalisch versandt und durch eine weitere Person gescannt. Beides stellen zusätzlich beeinflussende Faktoren dar. Durch den Transport besteht die Gefahr, dass Modelle beschädigt werden können. Dies kann zu Präzisionsunterschieden im Vergleich zu den per Laserscanner erstellten Modellen führen. Auch das Einbeziehen einer weiteren Person erhöht das Risiko eines Methodenfehlers. Um dem entgegenzuwirken wiederholten beide Personen die Messungen in einem

zeitlichen Abstand von drei bis vier Wochen. Im Anschluss wurden die Untersuchungsergebnisse beider Untersucher mithilfe der Intra-Klassen-Korrelation auf Übereinstimmung überprüft. Es handelt sich um ein parametrisch statistisches Verfahren zur Quantifizierung der Übereinstimmung zwischen mehreren Beurteilern in Bezug auf mehrere Beobachtungszeitpunkte (Wirtz & Caspar, 2002). Auch Creed *et al.*, 2011 untersuchten Modelle von 30 Patienten. Diese wurden mit Hilfe von zwei verschiedenen Systemen in 3D-Modelle überführt. So sollte die Genauigkeit von 3D-CT Bildern und 3D-Scans auf ihre Genauigkeit untersucht werden. Es zeigte sich, dass die Genauigkeit beider 3D-Datensätze angemessen hoch waren (Creed *et al.*, 2011). Dies wird durch die Ergebnisse dieser Studie bestätigt.

5.2 Methode

5.2.1 Messungen

Ziel der Studie war es herauszufinden, ob Unterschiede bei der Messung von Zahnbreiten *in vitro* an eingescannten Modellen und 3D-Rekonstruktionen aus Computertomogrammen sowie *in vivo* genommenen Intraoralmessungen bestehen. Aus Gründen der Reproduzierbarkeit und zur Minimierung von Fehlern wurden alle Messungen fünfmal in einem erinnerungsfreien Zeitraum von drei Monaten wiederholt. Um weitere Fehlerquellen auszuschließen, wurden alle Messungen durch lediglich eine Person durchgeführt. Es wäre wünschenswert gewesen zusätzliche Messungen von Zahnbreiten im Unterkiefer durchzuführen, um eine breitere Streuung der Daten zu erhalten. Dies war allerdings aufgrund der Lagerung der Patienten im CT nicht möglich. Hätte man Messungen im Unterkiefer durchführen wollen, hätten die Aufnahmen der Patienten mit geöffnetem Mund durchgeführt werden müssen. Da aber nur bereits bestehende Computertomogramme untersucht wurden, waren die Art der Aufnahme und die Lagerung der Patienten nicht zu beeinflussen. Bereits Hunter *et al.* führten 1959 eine ähnliche Studie durch. In drei Versuchsaufbauten wurden Gipsmodelle vermessen und unter anderem mit Intraoralmessungen verglichen. Es stellte sich heraus, dass die Messungen intraoral zwar nicht statistisch signifikant abwichen, jedoch die Ergebnisse im Oberkiefer größer waren als bei den Messungen am Gipsmodell. Im Unterkiefer verhielt es sich

umgekehrt. Auch die Abweichungen am mittleren Schneidezahn waren geringer als an den Prämolaren und Molaren (Hunter & Priest, 1959). Ein Vergleich mit digitalen Methoden war allerdings zu dieser Zeit noch nicht möglich. Diese Erkenntnisse decken sich mit den in dieser Studie erhobenen Daten für den Oberkiefer. In einem Review von Fleming *et al.*, 2011 wurden 17 verschiedene Studien in Bezug auf die Genauigkeit von Messungen zwischen Gipsmodellen und 3D-Modellscans miteinander verglichen. Neben diversen sagittalen und transversalen Messungen wurden in allen einbezogenen Studien die ermittelten Zahnbreiten herangezogen (Fleming *et al.*, 2011). Auch in diesen Studien wurden die mesiodistalen Distanzen der entsprechenden Zähne gewählt. So wurden zum Beispiel in der in das Review einbezogene Studie von Santoro *et al.*, 2003 alle Zähne sowohl in Oberkiefer als auch Unterkiefer vermessen (Santoro *et al.*, 2003). In der Studie von Redlich *et al.*, 2008 wurden neben den Schneidezähnen, Prämolaren und Molaren auch die Eckzähne miteinbezogen. Auch hier wurden die mesiodistalen Zahnbreiten vermessen (Redlich *et al.*, 2008). Auch Radeke *et al.* ermittelten 2014 die mesiodistalen Distanzen aller Zähne in ihrer Studie zur Vergleichbarkeit der Erfassung metrischer Werte an konventionellen Gipsmodellen und 3D-Scans. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Messungen gab (Radeke *et al.*, 2014). Im Gegensatz zur vorliegenden Studie wurden auch hier lediglich 3D-Scans und Gipsmodelle miteinander verglichen. Messungen an CT-Aufnahmen oder *in situ* wurden nicht durchgeführt. Ein Vergleich mit Ergebnissen aus der Literatur in Bezug auf die Genauigkeit der Zahnbreitenmessung intraoral ist daher nicht möglich.

5.2.2 Modelle

Die Präzision eingescannter Gipsmodelle ist für die Verwendung von dreidimensionalen Scannern in der Zahnmedizin elementar. Zur Genauigkeit eingescannter Gipsmodelle führte bereits Keating *et al.* 2008 eine Untersuchung durch, bei der herkömmliche Gipsmodelle vermessen und eingescannt wurden. Am gescannten Modell wurden die gleichen Messungen digital durchgeführt. Anschließend wurde das Modell anhand der gescannten Daten 3D-gedruckt und die Replik vermessen. Als Ergebnis kamen keine signifikanten Unterschiede zwischen

Gipsmodell und gescanntem Modell heraus, allerdings kam es zu signifikanten Unterschieden beim Vergleich mit dem reproduzierten Modell (Keating *et al.*, 2008). Auch Zilberman *et al.* 2003 führten eine ähnliche Studie durch. Hier wurden 20 Gipsmodelle mit einem Messschieber vermessen, eingescannt und nochmals digital vermessen. Als Resultat ergab sich, dass es zu keinen signifikanten Unterschiede zwischen beiden Methoden kommt (Zilberman *et al.*, 2003).

Um eine noch genauere Übertragung der intraoralen Situation in das Gipsmodell zu erreichen, kann ein anderes Abformmaterial, zum Beispiel Polyether gewählt werden. Da die Abformungen im Rahmen einer konventionellen kieferorthopädischen Behandlung und nicht im Rahmen der Studie erstellt wurden, wurde auf die Abformung mit einem Präzisionsmaterial verzichtet.

Alternativ könnte man einen Intraoralscanner verwenden anstatt ein Gipsmodell zu erstellen. Zur Verwendung intraoraler Kameras gibt es diverse Studien, wie zum Beispiel von Patzelt *et al.*, die verschiedene Intraoralkameras miteinander auf ihre Genauigkeit in Bezug auf einen Industriescanner verglichen. Dabei kam es bei lediglich einem Hersteller zu signifikanten Abweichungen (Patzelt *et al.*, 2014). Ender *et al.* führten 2011 eine *in vitro*-Studie durch, die konventionelle und digitalisierte Abformungen auf ihre Genauigkeit überprüften. Dabei wurden acht verschiedene Abformungen eines Referenzmodelles genommen und im Anschluss eingescannt. Diese wurden dann mit dem Referenzmodell verglichen. Sie kamen zu dem Schluss, dass es zu großen Abweichungen bei gescannten Abformungen im Vergleich zu konventionell erstellten Abformungen kommt (Ender & Mehl, 2011). Atia *et al.* verglichen 2015 mit einer Intraoralkamera erstellte digitale Modelle mit extraoral gescannten Gipsmodellen. Als Referenz wurden verschiedene Messungen an einem Gipsmodell manuell durchgeführt. Es war kein signifikanter Unterschied zwischen den Intraoralaufnahmen im Vergleich zu gescannten Modellen feststellbar. Lediglich der Bolton-Index wich etwas mehr ab (Atia *et al.*, 2015).

5.2.3 Computertomogramm

Alle ausgewerteten Computertomogramme wurden vor Beginn der Studie angeordnet und angefertigt. Es wurde kein CT zu Studienzwecken durchgeführt. Aus ethischen und strahlenhygienischen Gesichtspunkten wurde auf eine Anfertigung von

Computertomogrammen für die Studie verzichtet, da die Vermessung von Zahnbreiten keine ausreichende Indikation für die Strahlenbelastung von ca. 1,5-2,3 mSv, welcher der Patient während einer solchen Aufnahme ausgesetzt ist, stellt. Für die Vermessung von Zahnbreiten sind alternative Methoden wie zum Beispiel das Vermessen von Gipsmodellen intraoralen Vermessungen vorzuziehen. Diese können ohne zusätzliche Risiken für den Patienten durchgeführt werden. Liegt allerdings eine CT–Aufnahme aus dem Kopfbereich mit dargestellten Zahnreihen vor, können diese Datensätze jedoch gut für die Vermessung der Zahnbreiten genutzt werden. Anhand der in dieser Studie dargestellten Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass die ermittelten Zahnbreiten denen am 3D-Scan bzw. Gipsmodell gemessenen entsprechen. Auch Studien wie die von Hofmann *et al.*, 2011 (Hofmann *et al.*, 2011) oder Santoro *et al.*, 2003 (Santoro *et al.*, 2003) zeigen dies. Weitere Studien zum Vergleich der Genauigkeit der Vermessung am CT im Vergleich zur Vermessung eines Gipsmodelles wären hierfür sinnvoll.

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Deskriptive Statistik

Die Anzahl der gemessenen Zähne variierte je nach Untersuchungsgruppen zwischen 18 und 22 Zähnen. Vergleichbare Studien wie die von Hofmann *et al.*, welche die Breitenmessung impaktierter maxillärer Eckzähne mittels Mehrschicht-Spiral-Computertomographie untersuchten, enthielten eine ähnliche Stückzahl. In dieser Studie wurden 17 Patienten mit insgesamt 24 retinierten und verlagerten Eckzähnen untersucht. Ziel der Studie war es herauszufinden, ob Unterschiede bei der Messung der mesiodistalen Distanzen der Eckzähne bei Messungen am CT und am Gipsmodell bestehen. So konnte festgestellt werden, dass die gemessenen Werte an CT und Modell gut übereinstimmten (Hofmann *et al.*, 2011). Auch Santoro *et al.* untersuchten 2013 eine ähnliche Gruppenstärke von 20 Modellen. Die Arbeitsgruppe analysierte Messungen an digitalen Modellen und fand heraus, dass es keine signifikanten Größenunterschiede zwischen den digitalisierten Modellen und den Gipsmodellen gab (Santoro *et al.*, 2003). Dieses Ergebnis wird durch die aktuelle

Untersuchung bestätigt. Es zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen der Messung am 3D-Scan des Gipsmodells und der CT-Messung.

5.3.2 Friedman-Test

Der Friedman-Test wird bei drei oder mehreren gepaarten Stichproben, die nicht normalverteilt sind, durchgeführt. Es handelt sich dabei um einen nichtparametrischen Test. Erhält man als Ergebnis signifikante p-Werte, so muss man die Stichproben paarweise gegeneinander testen, um herauszufinden bei welcher Paarung sich ein signifikanter p-Wert ergibt. Bei den hier vorliegenden Ergebnissen zeigten sich für alle Untersuchungen signifikante p-Werte. Da es sich beim Friedman-Test allerdings um den Vergleich mehrerer Stichproben zueinander handelt, galt es herauszufinden bei welcher Gegenüberstellung die Unterschiede bestanden. Dies konnte entweder beim Vergleich der Messungen im CT und am Modellscan, am Modellscan und am Patienten oder im CT und am Patienten bestehen. Um dies zu verifizieren mussten die vergleichenden Messungen gegeneinander mit dem Wilcoxon-Test bewertet werden. Eine Alternative stellt der Kruskal-Wallis-Test dar. Dieser Test wird allerdings bei unabhängigen Stichproben durchgeführt.

5.3.3 Wilcoxon-Test

Der Wilcoxon-Test wird bei zwei verbundenen Stichproben, die nicht normalverteilt sind, durchgeführt. Als Fehlerkorrektur wird die Bonferroni-Holm-Korrektur herangezogen, um den Fehler erster Art anzupassen. Bei diesem Test zeigte sich, dass es bei dem Vergleich aller Messmethoden miteinander an Zahn 11 zu signifikanten Unterschieden kam ($p=0,008$, $p=0,001$, $p=0,000$). Auch die Ergebnisse der Messungen an Zahn 16 waren für alle Messmethoden signifikant. Bei den restlichen Untersuchungen sind die Vergleiche der digitalen Messungen, das heißt der Vergleich zwischen Modellscan und CT nicht signifikant, die Vergleiche von CT und intraoraler Messung bzw. von Modell und Patient allerdings schon. Diese Ergebnisse widersprechen der Studie von Stratemann *et. al* 2008. Bei dieser Untersuchung wurden Referenzpunkte an einem menschlichen Schädel mit einem herkömmlichen Messschieber ausgemessen. Um diese Referenzpunkte zu

rekonstruieren wurden insgesamt 65 kleine Stahlkugeln am Schädel fixiert. Von dem Schädel wurden im Anschluss digitale Volumentomogramme mit zwei verschiedenen Geräten erstellt und diese dann digital vermessen. Wie sich herausstellte, waren die Abweichungen sehr gering und die digitale Messung dementsprechend vergleichbar zur manuellen (Stratemann *et al.*, 2008). Auch Cavalcanti *et al.* führten 1999 ähnliche Versuche durch. In dieser Studie wurden neun Schädel *post mortem* mit kraniofazialen Frakturen mit einem Spiral-CT eingescannt und vermessen. Die gleichen Messungen wurden auch mit einem Digitizer am jeweiligen Schädel vorgenommen und im Anschluss mit den digitalen Messungen verglichen. Es kam zu keinem statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Methoden. (Cavalcanti *et al.*, 1999). Im Vergleich zu der hier vorliegenden Untersuchung wurden allerdings nicht bewegliche, starre Strukturen beurteilt. Fehlerquellen wie die Eigenbewegung des Patienten oder Ähnliches waren dementsprechend nicht vorhanden. Die Studie von Hofmann *et al.* untersuchte 2011 retinierte und verlagerte Oberkiefereckzähne. Präeruptiv wurden die mesiodistalen Breiten dieser Zähne anhand eines Computertomogramms ermittelt. Nach deren Durchbruch wurden Modelle erstellt und die mesiodistalen Distanzen erneut manuell bestimmt. Auch hier kam es zu keinen signifikanten Unterschieden (Hofmann *et al.*, 2011). Eine ähnliche Studie führte Menezes *et al.* 2015 durch. Hier wurden digitale Volumentomogramme mehrerer Unterkiefer mit unterschiedlichen Voxelgrößen erstellt und vermessen. Die Daten wurden mit *in situ*-Messungen der Alveolarkämme verglichen. Auch hier kam es zu keinen statistisch signifikanten Unterschieden (Menezes *et al.*, 2015). Eine vergleichbare Studie führte El-Zanaty *et al.* 2010 durch. Hier wurden 34 Gipsmodelle sowie am virtuellen CT erstellte 3D-Modelle vermessen. Verschiedene Strecken und Distanzen in allen drei Ebenen wurden ausgewählt. Es kam zu keinen signifikanten Auffälligkeiten. Allerdings gab es zwischen den verschiedenen Messungen unterschiedliche Abweichungen, die aber das Signifikanzniveau nicht erhöhten (El-Zanaty *et al.*, 2010). Auffällig ist, dass in sämtlichen Studien keine *in situ*-Messungen direkt am Patienten durchgeführt wurden. Dies kann eine Erklärung für die Ergebnisse dieser Studie sein, da hauptsächlich die Vergleiche der *in situ*-Messungen sowohl gegenüber den CT-Daten als auch von den gescannten Modellen abweichen. Ein Grund hierfür kann sein, dass sich die Reproduzierbarkeit der Messungen aufgrund schwer festzulegender Referenzpunkte als schwierig erwiesen hat. Zusätzlich wurde die Messung durch die teilweise enge

Lagebeziehung der Nachbarzähne beeinflusst. Dies erschwerte ein exaktes Anbringen des Messschiebers. Um eine weitere Referenz zu erhalten, hätte man zusätzlich die Gipsmodelle manuell auswerten können, um sie anschließend in die Studie mit aufzunehmen. Dies hätte weiter Aufschluss darüber geben können, ob der Fehler durch den Vergleich der manuellen Messung mit der digitalen entsteht oder von anderen Faktoren beeinflusst wird.

5.3.4 Methodenfehler nach Dahlberg

Beim Messen von digitalen Strukturen kann es durch ungenaues Setzen der Referenzpunkte zu Messfehlern kommen. Um dieser Beeinflussung entgegenzuwirken wurden die Messungen an jedem Zahn fünfmal durchgeführt und der Mittelwert erstellt. Zusätzlich wurde der Methodenfehler nach Dahlberg bestimmt. Die Bestimmung des Methodenfehlers ergab, dass alle Ergebnisse unter dem Referenzwert von 1 lagen. Dies spricht für die Validität der Methode. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Positionierung der Messpunkte zwischen den beiden Untersuchungen nicht zu Abweichungen geführt hat. Die Wiederholung der Messungen wurde allerdings nur für die Modellscans sowie die Computertomogramme durchgeführt. Eine Reevaluation der Patientenmessungen war nicht möglich. Gründe dafür waren unter anderem, dass sich die Patienten zum Zeitpunkt der Methodenfehlerbestimmung nicht mehr in aktiver kieferorthopädischer Behandlung befanden oder es zu Zahnverlusten der ursprünglich gemessenen Zähne gekommen war.

5.4 Schlussfolgerungen

Es zeigte sich, dass es beim Vergleich von manuell erstellten Messungen mit digitalen Messungen zu signifikanten Unterschieden kommt. Die Gegenüberstellung zweier digitaler Messungen scheint hingegen weniger statistisch signifikante Unterschiede zu liefern. Bisher liegen keine Studien mit einem gleichwertigen Studiendesign vor. Vor allem der Vergleich der intraoralen Messungen und 3D-CT-Rekonstruktionen miteinander ist bisher nicht bekannt. Auch Studien zur Beurteilung

der Genauigkeit intraoraler Messungen und Messungen am 3D-Modellscan konnten nicht gefunden werden.

Um weitere Ergebnisse in Bezug auf die Genauigkeit der Messmethoden oder Abhängigkeit der ermittelten Zahnbreite von der Untersuchungsmethode gewinnen zu können, wäre es empfehlenswert weitere Studien mit größerer Probandenzahl [n] durchzuführen. Dies stellt sich allerdings anhand der strengen Indikationsstellung zum Erstellen eines Computertomogramms als schwierig dar. Alternativ wäre es auch möglich, die manuellen Messungen an Gipsmodellen durchzuführen, da sich das Messen der Zahnbreiten am Modell wesentlich leichter gestaltet als intraoral am Patienten. Dies liegt unter anderem daran, dass es aufgrund benachbarter Strukturen wie der Nachbarzähne oder der Wangen zu Schwierigkeiten kommt, den Messschieber exakt zu positionieren. Weiterhin ist die Übersicht über das Behandlungsfeld durch Lagerung des Patienten bzw. die Wangen eingeschränkt. Weitere limitierende Faktoren für die genaue intraorale Messung stellen der Patient durch seine Eigenbewegung oder der Tremor des Behandlers dar.

5.5 Fazit

Aufgrund der fortschreitenden Digitalisierung der Patientendaten scheint es wichtig weitere Untersuchungen zu diesem Thema durchzuführen, da die Übereinstimmung der manuellen mit den digitalen Messungen für Behandlungsplanungen oder Behandlungsüberwachung eine Grundvoraussetzung für eine adäquate und patientengerechte Behandlung sind.

6 Literaturverzeichnis

- 1) Akyalcin, S., Dyer, D.J., English, J.D. & Sar, C. (2013) Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: Diagnostic accuracy and surface registration analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144**, 831–837.
- 2) Atia, M. a, El-Geriani, A. a & Ferguson, D.J. (2015) Validity of 3 Shape Scanner Techniques: A Comparison with the Actual Plaster Study casts. *Biometrics & Biostatistics International Journal*, **2**, 00026.
- 3) Bundeszahnärztekammer. (2014a) *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV)*.
- 4) Bundeszahnärztekammer. (2014b) *Durchführungsempfehlungen für die zahnärztliche Röntgenologie*.
- 5) Bundeszahnärztekammer. (2015) *Datenschutz- und Datensicherheits-Leitfaden für die Zahnarztpraxis-EDV Inhalt*.
- 6) Cavalcanti, M.G.P., Haller, J.W. & Vannier, M.W. (1999) Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: Experimental validation in vitro. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **57**, 690–694.
- 7) Creed, B., Kau, C.H., English, J.D., Xia, J.J. & Lee, R.P. (2011) A Comparison of the Accuracy of Linear Measurements Obtained from Cone Beam Computerized Tomography Images and Digital Models. *Seminars in Orthodontics*, **17**, 49–56.
- 8) Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V. (1988) Indikation von Handskelettaufnahmen im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*, **58**, 286–287.
- 9) Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V. (2010) Überarbeitung der Stellungnahme Optimaler Zeitpunkt für die Durchführung kieferorthopädischer Maßnahmen (unter besonderer Berücksichtigung der kieferorthopädischen Frühbehandlung), 1–5.
- 10) DGZMK/DGFDT. (2003) Klinische Funktionsanalyse, 74–77
- 11) El-Zanaty, H.M., El-Beialy, A.R., Abou El-Ezz, A.M., Attia, K.H., El-Bialy, A.R. & Mostafa, Y.A. (2010) Three-dimensional dental measurements: An alternative to plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **137**, 259–265.
- 12) Ender, A. & Mehl, A. (2011) In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions Andreas Ender.
- 13) Hatcher, D.C. & Aboudara, C.L. (2004) CHARACTERISTICS OF DIGITAL

- IMAGES, 512–515.
- 14) Hirschfelder, U. (2008) *Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT)*.
 - 15) Hofmann, E., Medelnic, J., Keller, T., Steinhäuser, S. & Hirschfelder, U. (2011) Mesio-distale Breite impaktierter oberer Eckzähne : CT-gestützte Bestimmung. *Journal of Orofacial Orthopedics*, **72**, 33–44.
 - 16) Hunter, W.S. & Priest, W.R. (1959) Errors and discrepancies in measurement of tooth size. *Journal of dental research*, **39**, 405–414.
 - 17) Kahl-Nieke, P.D.B. (2010) *Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie*. 3rd edn. Deutscher Zahnärzterverlag, 119-175
 - 18) Keating, A.P., Knox, J., Bibb, R. & Zhurov, A.I. (2008) A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *Journal of orthodontics*, **35**, 191–201; discussion 175.
 - 19) Kim, H.-Y. (2013) Statistical notes for clinical researchers: Evaluation of measurement error 2: Dahlberg's error, Bland-Altman method, and Kappa coefficient. *Restorative dentistry & endodontics*, **38**, 182–5.
 - 20) Menezes, C.C., Janson, G., Silveira Massaro, C. da, Cambiaghi, L. & Garib, D.G. (2015) Precision, reproducibility, and accuracy of bone crest level measurements of CBCT cross sections using different resolutions. *The Angle Orthodontist*.
 - 21) Patzelt, S.B.M., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J.R. & Att, W. (2014) Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, **18**, 1687–1694.
 - 22) Radeke, J., Wense, C. von der & Lapatki, B.G. (2014) Comparison of orthodontic measurements on dental plaster casts and 3D scans. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, **75**, 264–274.
 - 23) Redlich, M., Weinstock, T., Abed, Y., Schneor, R., Holdstein, Y. & Fischer, a. (2008) A new system for scanning, measuring and analyzing dental casts based on a 3D holographic sensor. *Orthodontics and Craniofacial Research*, **11**, 90–95.
 - 24) Santoro, M., Galkin, S., Teredesai, M., Nicolay, O.F. & Cangialosi, T.J. (2003) Comparison of measurements made on digital and plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **124**, 101–105.
 - 25) Stratemann, S. a, Huang, J.C., Maki, K., Miller, a J. & Hatcher, D.C. (2008) Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dento maxillo facial radiology*, **37**, 80–93.
 - 26) Wirtz, M. & Caspar, F. (2002) *Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität*. Hogrefe.
 - 27) Zilberman, O., Huggare, J.Å. V & Parikakis, K.A. (2003) Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthodontist*, **73**, 301–306.

28) www.gesetze-im-internet.de/bgb/630f.html

7 Publikation / Danksagung

7.1 Publikation

Die Ergebnisse der Studie wurden als Vortrag bei der 88. Wissenschaftlichen Jahrestagung der DGKFO 2015 in Mannheim vorgestellt. Die Ergebnisse sind weiterhin im Abstractband zur Jahrestagung veröffentlicht.

Thieme F; Pulcer N; Ludwig L; Lisson J; 2015; *Vergleich zur Messung von Zahnbreiten anhand von CT-Bildern, 3D-Modellscans sowie intraoral*. Jahrestagung der DGKFO 2015

7.2 Danksagung

Prof. Dr. Jörg Lisson danke ich für die Vergabe des sehr interessanten Promotionsthemas.

Dr. Björn Ludwig und Dr. Bettina Glasl danke ich für das Bereitstellen der Daten.

Danke auch an Jakob Schöpe, M.Sc., Mitarbeiter des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik, für die Unterstützung bei der Analyse der ermittelten Daten.

Ein großer Dank geht an Dr. Franziska Georg und Dr. Constanze Mayer, die sich immer sehr kritisch mit dieser Arbeit auseinandergesetzt haben.

Ein weiterer Dank geht an Daniel Leschniowski für die tatkräftige Unterstützung mit sämtlichen Microsoft-Programmen, die hier zur Verwendung kamen.

Zu guter Letzt möchte ich meinen Eltern, Margit und Bogdan Pulcer, sowie meinen Geschwistern, Stephanie und Philip Pulcer, dafür danken, dass sie immer hinter mir stehen und mich bei meinen Vorhaben unterstützen.