

Aus dem Institut MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

Vergleichende Untersuchung der kieferorthopädischen Modellanalyse an Gipsmodellscans, Abformungsscans und μ -CT-Scans

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Anne Ulbrich

aus Sangerhausen

Datum der Promotion: 09.09.2016

Inhaltsverzeichnis

Abstrakt	1
Abstract	2
Abkürzungsverzeichnis	4
1 Einleitung	5
1.1 Kiefermodell	6
1.2 Diagnostische Aspekte der Modellanalyse	7
1.2.1 Befunderhebung	7
1.2.2 Kieferorthopädische Indikationsgruppen (KIG)	11
1.3 Manuelle Modellanalyse	14
1.4 Digitale Modellanalyse	14
2 Fragestellung	19
3 Methodik	21
3.1 Allgemeine Methodik	21
3.1.1 Abformmaterial und Abformlöffel	21
3.1.2 Referenzmodell	21
3.1.3 Messpunkte und Messstrecken im Oberkiefer	22
3.1.4 Messpunkte und Messstrecken im Unterkiefer	23
3.1.5 Auswertungssoftware und Modellscanner	24
3.1.6 Allgemeine Messmethodik	25

3.2	Spezielle Methodik	27
3.2.1	Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre	27
3.2.2	Halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans	28
3.2.3	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscans	29
3.2.4	Halbautomatische Vermessung des Abformungsscans	29
3.2.5	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans	29
3.2.6	Vergleich der Messmethoden	30
3.2.7	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells	30
3.2.8	Vermessung wiederholter Abformungsscans und Gipsmodellscans	30
3.2.9	Vergleich der Messmethoden 3.2.8	30
3.3	Reproduzierbarkeit der Messmethodik	31
3.4	Statistische Auswertung	31
4	Ergebnisse	33
4.1	Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre	33
4.2	Halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans	35
4.3	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscans	37
4.4	Halbautomatische Vermessung des Abformungsscans	40
4.5	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans	42
4.6	Vergleich der Messmethoden	45
4.7	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ-CT-Modells	48
4.8	Vermessung wiederholter Abformungsscans und Gipsmodellscans	50

4.9	Vergleich der Messmethoden 4.8	59
5	Diskussion	62
5.1	Diskussion der Methoden	62
5.2	Diskussion der Ergebnisse	65
5.2.1	Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre	65
5.2.2	Halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans	65
5.2.3	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung der Gipsmodellscans	66
5.2.4	Halbautomatische Vermessung des Abformungsscans	67
5.2.5	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans	68
5.2.6	Vergleich der Messmethoden	68
5.2.7	Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells	70
5.2.8	Vermessung wiederholter Abformungsscans und Gipsmodellscans	70
5.2.9	Vergleich der Messmethoden 4.8	71
5.3	Schlussfolgerungen	72
6	Literaturverzeichnis	73
7	Eidesstattliche Erklärung	82
8	Lebenslauf	83
9	Danksagung	84

Abstrakt

Einleitung: In den letzten Jahrzehnten wurden zunehmend digitale dreidimensionale (3D)-Verfahren in die kieferorthopädische Diagnostik und Behandlungsplanung integriert. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, auf 3D-Gipsmodellscans, 3D-Abformungsscans und μ -Computertomographie-(CT)-Modellscans beruhende Verfahren mit konventionellen manuellen Verfahren zur kieferorthopädischen Modellvermessung hinsichtlich der Reproduzierbarkeit und Genauigkeit zu vergleichen.

Methodik: Das Referenzmodell (NiTi4u, Berlin, Deutschland) wurde mittels einer elektronischen Schieblehre (Mahr, Göttingen, Deutschland) vermessen. Vom Referenzmodell wurden Silikonabdrücke (Bisico, Bielefeld, Deutschland) genommen und anschließend Gipsmodelle angefertigt. Mithilfe eines Laserscanners (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurden Einzelkiefer-3D-Scans der Gipsmodelle/Abformungen angefertigt und mit einem Scanner (ProCon X-ray, Sarstedt, Deutschland) μ -CT-Datensätze des Referenzmodells generiert. Alle Scans wurden mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software (Kopenhagen, Dänemark) vermessen. Für die Modellanalyse wurden 46 maxilläre und mandibuläre Messstrecken festgelegt. Alle Modellanalysen wurden durch einen Untersucher nach einem identischen Muster durchgeführt. Der statistische Methodenvergleich erfolgte mithilfe des Bland-Altman-Tests und ANOVA. Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit wurden die Differenzen der Wiederholungsmessungen betrachtet.

Ergebnisse: Die digitalen Messmethoden ergaben verglichen mit der manuellen Vermessung des Referenzmodells signifikante Unterschiede ($p=0,011$). Die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells zeigte ebenfalls signifikante Unterschiede bei den einzelnen Messdurchgängen ($p= 0,007$).

Schlussfolgerung: Die Ergebnisse dieser Studie belegen, dass sich digitale und manuelle Methoden hinsichtlich der Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit signifikant voneinander unterscheiden. Bei der halbautomatischen-individualisierten Methode sind diese Abweichungen jedoch nicht als klinisch relevant einzustufen.

Schlüsselwörter: Kieferorthopädie, digitale dreidimensionale (3D) Modellanalyse, Gipsmodell, Modellscanner, μ -CT

Abstract

Introduction: In recent decades digital three-dimensional (3D) methods have been integrated more frequently into orthodontic diagnosis and treatment planning. The aim of the present study was to compare digital measurement technology based on virtual 3D scans of plaster models, impressions or μ -CT-model scans and conventional manual methods for the orthodontic model-mapping in terms of reproducibility and accuracy.

Methods: The reference model (NiTi4u, Berlin, Germany) was measured by an electronic vernier caliper (Mahr, Goettingen, Germany). Silicone impressions (Bisico, Bielefeld, Germany) of the reference model were taken and plaster models were prepared. Single-jaw based 3D-scans of plaster models/impressions were made by laser scanning (3Shape, Copenhagen, Denmark) and μ -CT-records of the reference model were generated manufactured by the μ -CT-Scanner ProCon X-ray (Sarstedt, Germany). All scans were measured by OrthoAnalyzer™-Software (3Shape, Copenhagen, Denmark). For the model-analysis a total of 46 maxillary and mandibular distances were determined. All model-analyses were done by a single examiner according to an identical pattern. The method comparison was performed using the Bland-Altman-Test and ANOVA. For the evaluation of reproducibility differences of repeated measurements were analyzed.

Results: The digital measurement methods showed significant different results compared to the manual measurement of the reference model ($p = 0.011$). The semi-automatic-individualized measurement of the μ -CT-model also showed significant differences in each measurement cycle ($p = 0.007$).

Conclusion: The results of this study demonstrate the significant discrepancies between the digital and manual method concerning measurement accuracy and reproducibility. However for the semi-automatic-individualized method these differences must be judged as clinical not significant.

Keywords: orthodontics, digital three-dimensional (3D) model analysis, plaster model, model scanner, μ -CT

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
ANOVA	analysis of variance
Boxplot	Box-and-Whisker-Plot
CAD	computer-aided design
CAM	computer-aided manufacturing
CBCT	cone-beam computed tomography
CT	Computertomographie
E	Engstand
GKV	gesetzliche Krankenversicherung
KFO	Kieferorthopädie
KIG	kieferorthopädische Indikationsgruppen
L _O	vordere Zahnbogenlänge Oberkiefer
L _U	vordere Zahnbogenlänge Unterkiefer
MW	Mittelwert
P	Platzmangel
SD	Standardabweichung
SI	Summe der Inzisivi
STL	stereolithography
U	Unterzahl

1 Einleitung

Die Modellanalyse gehört seit Jahrzehnten zu einem festen Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik. Die Modelle dienen zur Analyse der Morphologie und Position der Zähne in ihrem jeweiligen Zahnbogen (Bell et al. 2003). Zusätzlich ist eine Beurteilung der Okklusion in der sagittalen, horizontalen und transversalen Ebene möglich. Im Vergleich zu einer ausschließlich klinischen Untersuchung ermöglicht die zusätzliche Modellanalyse dem Behandler eine präzisere Beurteilung einer potenziellen Malokklusion (Peluso et al. 2004). Die Vermessung von Gipsmodellen ist der Goldstandard in der kieferorthopädischen Modellanalyse (Santoro et al. 2003; Luu et al. 2012; Lippold et al. 2015). Obwohl die traditionellen Gipsmodelle seit Jahrzehnten etabliert sind, gibt es Nachteile, wie die aufwendige Archivierung und Lagerung nach Abschluss der Behandlung, das Risiko von Modellverlust oder -beschädigung und die schwierige interdisziplinäre Kommunikation zwischen Kollegen (Quimby et al. 2004, Stevens et al. 2006, Alcan et al. 2009, Dalstra und Melsen 2009, Kau et al. 2011). Da Fotos und Röntgenbilder in einer digitalen Patientenakte bereits archiviert werden können, steigt der Wunsch nach einer Alternative zu den Gipsmodellen (Peluso et al. 2004).

In den letzten Jahrzehnten wurden in der Zahnmedizin zunehmend digitale Technologien entwickelt, die ein Abbild des Zahnstatus generieren und virtuelle Modelle erzeugen (Schleyer 1999, Macchi et al. 2006, Akyalcin et al. 2013). Dreidimensionale (3D) Modelle können durch die Digitalisierung eines konventionell ausgegossenen Kiefermodells mithilfe von laser- und lichtoptischen Scanverfahren oder Computertomographie-(CT)-Scannern erstellt werden (Boldt et al. 2009). Die direkte Digitalisierung von Abformungen ist eine Weiterentwicklung der virtuellen 3D-Modellerzeugung. Bei diesem innovativen Scanverfahren wird durch die Inversion des Datensatzes ein Negativvolumen aus einem 3D-Volumen berechnet und daraus ein virtuelles Modell generiert (Hayasaki et al. 2005, Steinhäuser-Andresen et al. 2011). 1989 beschrieben Yamamoto et al. ein optisches Verfahren zur Erstellung computergestützter 3D-Modelle mittels Abtastung durch Laserstrahlen. Heute sind digitale Modellscanner kommerziell verfügbar. Seit geraumer Zeit werden auch für kieferorthopädische Fragestellungen virtuell erzeugte Kiefermodelle zur Diagnostik und Behandlungsplanung generiert. Die Auswertung der computerbasierten Modelle wird dabei durch die Entwicklung neuer Softwareanwendungen stetig vereinfacht und verbessert.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die digitale Vermessung am virtuellen 3D-Modell mit der konventionellen, manuellen Vermessung am Referenzmodell hinsichtlich der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit zu vergleichen. Vorgehend werden in den folgenden Kapiteln die Aspekte der manuellen und digitalen kieferorthopädischen Modellanalyse thematisiert.

1.1 Kiefermodell

Grundlage der diagnostischen Analyse der Zahnbögen und der Kieferform ist das Kiefermodell (Fischer-Brandies und Stahl 1995). Die Modelle dienen der Befunderhebung, Dokumentation und Behandlungsplanung. Die Voraussetzung für die Modellanalyse ist ein exakt abgeformter Kiefer und eine korrekte Herstellung des Situationsmodells im zahntechnischen Labor. Als Abformmaterial eignet sich relativ festes Alginat (Diedrich 2000, Alcan et al. 2009), Polyether oder Polyvinylsiloxan (Peluso et al. 2004, Goyal 2014). Die Abdrücke werden mit Gips ausgegossen und anschließend getrimmt. Die anatomischen Strukturen, wie Zähne, der Zahnbogen, der Alveolarfortsatz einschließlich der gesamten Umschlagfalte, der Gaumen, die Tubera maxillae sowie die Bänder mit ihren Ansätzen müssen detailgetreu abgeformt und dargestellt werden (Fischer-Brandies und Stahl 1995, Diedrich 2000).

Ausgangspunkt für die 3D-Orientierung der Kiefer ist die Raphe palati (Körbitz 1909). Sie verläuft vom dorsalen Ende der Papilla incisiva ausgehend, dem Gaumengewölbe folgend, nach dorsal. Mithilfe der Raphe palati wird die Medianebene bestimmt. Die Raphe-Median-Ebene ist die Grundlage für die 3D-Modelluntersuchung und den Symmetrievergleich. Dorsal von der Papilla incisiva ziehen meist drei Gaumenfaltenpaare zum lateralen Bereich des Gaumens. Der Schnittpunkt des mittleren Gaumenfaltenpaares mit der Raphe palati wird als anteriorer Bezugspunkt festgelegt. Der hintere Referenzpunkt für die Festlegung der Raphe-Median-Ebene befindet sich am dorsalen Ende der Raphe palati am Übergang vom harten zum weichen Gaumen etwa in Höhe der distalen Abschlusslinie der ersten Molaren (Fischer-Brandies und Stahl 1995).

Die Tuberebene tangiert die beiden Tubera maxillae distal vom beiderseitigen Molarenbereich. Die vertikal orientierte Tuberebene steht senkrecht auf der ebenfalls vertikal

ausgerichteten Raphe-Median-Ebene. Die dritte Orientierungsebene ist die im rechten Winkel zu den genannten Ebenen liegende Kauebene. Dabei handelt es sich um eine fiktive, horizontal ausgerichtete Hilfsebene, die im Oberkiefer dem Verlauf der Höcker-
spitzen der Eckzähne bis zu den ersten Molaren folgt. Die Kauebene ist für kieferortho-
pädische Untersuchungen hinreichend genau, wenn die Mehrzahl dieser Zähne im
eugnathen und dysgnathen Gebiss eine plane Fläche bildet. Das Oberkiefermodell wird
beim Trimmvorgang nach den drei Bezugsebenen (Abb. 1) orientiert, um bei vertikaler
Aufsicht Projektionsfehler zu vermeiden (Fischer-Brandies und Stahl 1995).

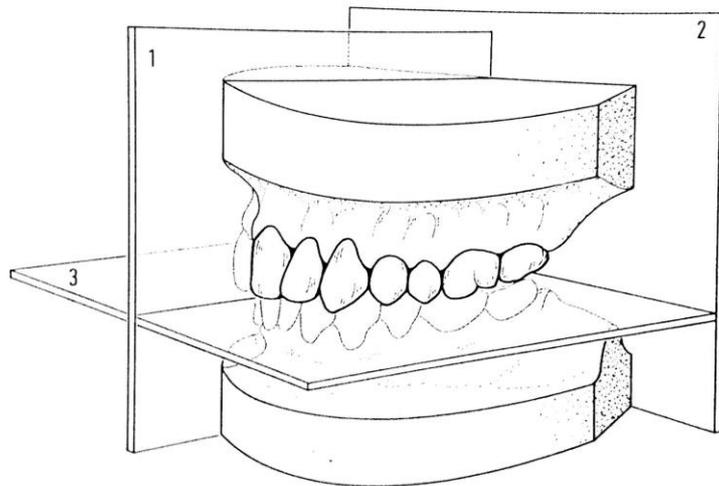


Abbildung 1: Kiefermodell mit Orientierungsebenen; 1 Raphe-Median-Ebene, 2 Tuberebene, 3 Kauebene (Fischer-Brandies und Stahl 1995)

1.2 Diagnostische Aspekte der Modellanalyse

1.2.1 Befunderhebung

Die kieferorthopädische Modellanalyse ist ein wichtiger Teil der Befunderhebung. Sie dient der Beurteilung der Breite und Länge der Zahnbögen nach Richt- oder Sollwerten und dem Symmetrievergleich. Anhand der Modelle lassen sich mandibuläre Abweichungen und Zahnbogenmittensverschiebungen diagnostizieren (Fischer-Brandies und Stahl 1995). Des Weiteren können Stellungsanomalien einzelner Zähne erfasst und die Platzverhältnisse in den Zahnbögen analysiert werden. Zusätzlich lassen sich die Zahnbreiten und die Okklusion beurteilen (Bolton 1962).

Bolton-Analyse

Mithilfe der Bolton-Analyse kann abgeschätzt werden, ob mit dem vorhandenen Zahnmaterial eine ideale Verzahnung und eine ausreichende Stabilität zu erreichen ist (Bolton 1958, Bolton 1962). Die Bolton-3-Analyse umfasst die Summe der mesio-distalen Breiten der Zähne 13–23 und 33–43. Aus den Summen der Werte für die unteren und oberen sechs Zähne wird ein Quotient gebildet. Dieser Quotient wird mit 100 multipliziert und ergibt so einen Prozentsatz. Übersteigt das anteriore Verhältnis 77,2%, liegt ein Überschuss an Zahnmaterial in der Unterkieferfront vor, bei niedrigeren Werten ein Überschuss an Zahnmaterial in der Oberkieferfront. Bei der Bolton-6-Analyse wird das Gesamtverhältnis von Ober- zu Unterkiefer berücksichtigt. Im Oberkiefer und Unterkiefer werden jeweils die mesio-distalen Breiten von 16 nach 26 bzw. von 36 nach 46 gemessen und addiert. Anschließend wird das Verhältnis der zwölf Unterkieferzähne zu den zwölf Oberkieferzähnen gebildet und der Quotient mit 100 multipliziert. Übersteigt das Gesamtverhältnis 91,3%, liegt überschüssiges Zahnmaterial im Unterkiefer vor, bei geringeren Werten ein Überschuss im Oberkiefer.

Little-Index

Im Jahr 1975 stellte Little seinen Irregularitätsindex vor, der Unregelmäßigkeiten der Frontzähne im Unterkiefer beschreibt. Die linearen Abstände der anatomischen Kontaktpunkte jedes unteren Frontzahnes zu seinem jeweiligen Nachbarzahn werden mit einer Schieblehre parallel zur Okklusionsebene gemessen. Der Irregularitätsindex nach Little beträgt bei einer eugnathen Anordnung der Zähne 0. Je höher der Wert, desto größer sind die Unregelmäßigkeiten im Frontzahnbereich des Unterkiefers.

Anteriore und posteriore Zahnbogenbreite

Zur Beurteilung der vorderen und hinteren Zahnbogenbreite definierte Pont (1909) Referenzpunkte. Der Pont-Index beschreibt das Verhältnis zwischen der Breite der oberen Schneidezähne (SI) und dem transversalen Zahnbogenabstand in Höhe der ersten Prämolaren (anteriore Zahnbogenbreite; $P1_{\text{rechts}} - P1_{\text{links}}$) bzw. der ersten Molaren (posteriore Zahnbogenbreite; $M1_{\text{rechts}} - M1_{\text{links}}$).

Daraus ermittelte Pont Indexzahlen für die anteriore und posteriore Breite:

$$\text{anteriore Breite} = \frac{SI \cdot 100}{80}$$

$$\text{posteriore Breite} = \frac{SI \cdot 100}{64}$$

Harth (1930) und Linder (1931) bestimmten für die deutsche Bevölkerung (vorwiegend Schmalschädel) abweichende Werte:

$$\text{anteriore Breite} = \frac{SI \cdot 100}{85}$$

$$\text{posteriore Breite} = \frac{SI \cdot 100}{65}$$

Mit diesen Indexzahlen können aus den individuellen Breitensummen der Schneidezähne die zugehörigen transversalen Normwerte berechnet (Tab. 1) und mit den am Modell gemessenen IST-Werten verglichen werden.

Tabelle 1: Normwerte für die anteriore und posteriore Zahnbogenbreite nach Pont (1909)

SI	P1-P1	M1-M1	SI	P1-P1	M1-M1
25,0	31,0	39,0	30,5	38,0	47,6
25,5	32,0	39,8	31,0	39,0	48,4
26,0	32,5	40,9	31,5	39,5	49,2
26,5	33,0	41,5	32,0	40,0	50,0
27,0	33,5	42,5	32,5	40,5	50,8
27,5	34,0	42,96	33,0	41,0	51,5
28,0	35,0	44,0	33,5	42,0	52,3
28,5	35,5	44,5	34,0	43,0	53,0
29,0	36,0	45,3	34,5	43,5	53,9
29,5	37,0	46,0	35,0	44,0	54,5
30,0	37,5	46,87			

Symmetrievergleich an der Raphe-Median-Ebene

Für den Symmetrievergleich wird eine Parallele zur Tuberebene mit der Distalfläche des am weitesten distal stehenden 6-Jahr-Molaren zur Deckung gebracht. Eine klinisch

relevante Distalwanderung von Molaren findet weder im Ober- noch im Unterkiefer statt. Eine Distalisation von Prämolaren ist dagegen bei frühzeitigem Molarenverlust möglich. Die Mittellinie wird auf der Raphe palati festgelegt. Als Bezugslinien werden die Raphe-Median-Ebene im Oberkiefer und die übertragene Mitte im Unterkiefer eingezeichnet. Sie verläuft vom distalen Ende der Papilla inzisiva nach dorsal dem Gaumengewölbe folgend (Körbitz 1909). Ein Rechts-Links-Vergleich ist in der Transversalen durchführbar und metrisch erfassbar. Eine transversale Asymmetrie kann durch einen dentalen Mesial- oder Distalstand infolge einseitig verengter Zahnlücken, einseitigem vorzeitigem Zahnverlust oder einseitiger Nichtanlage von Zähnen entstehen (Fischer-Brandies und Stahl 1995).

Zahnbogenlängenmessung nach Korkhaus

Korkhaus (1931a, 1939) führte die vordere Zahnbogenlänge als das Lot von der vordersten Labialfläche der mittleren Schneidezähne auf die Verbindungslinie der Messpunkte der vorderen Zahnbogenbreite in die Modellanalyse ein (L_O für den Oberkiefer, L_U für den Unterkiefer). Die Messung dient der Identifikation sagittaler Stellungsanomalien der Frontzähne. Ähnlich dem Pont-Index sind die Sollwerte der vorderen Zahnbogenlänge korrelationsstatistische Werte und abhängig von der Summe der Inzisivi (SI). In der Regel ist die L_U im Oberkiefer 2 mm kürzer. Verallgemeinert lassen sich die Sollwerte der oberen/unteren Zahnbogenlängen L_O/L_U aus der Formel (siehe oben) berechnen.

$$\text{Oberkiefer } L_O : \frac{SI \text{ OK} \cdot 100}{160}$$

$$\text{Unterkiefer } L_U : \frac{SI \text{ OK} \cdot 100}{160} - 2$$

Die Zahnbogenbreiten werden als Lote von den Messpunkten auf die Raphe-Median-Ebene gefällt. Der Soll-Ist-Wert-Vergleich erlaubt diagnostische Rückschlüsse und prognostische Hinweise in Bezug auf die sagittalen Stellungsanomalien der Frontzähne. Die Werte für L_O bzw. L_U werden nicht nur durch Fehlstellungen der Front, sondern auch durch Stellungsanomalien der ersten Prämolaren verändert (Tab. 2).

Tabelle 2: Zahnbogenlängenvergleich und mögliche klinische Befunde (Nötzel und Schultz 2009)

Zahnbogenlänge	Klinisches Beispiel
L _O /L _U verkürzt	Mesialstand der Seitenzähne
L _O /L _U verkürzt	Steilstand der Frontzähne
L _O /L _U vergrößert	Labialstand der Frontzähne
L _O /L _U vergrößert	bialveoläre Protrusion
L _O /L _U vergrößert	Distalstand der Prämolaren
L _U vergrößert	progene Formen

1.2.2 Kieferorthopädische Indikationsgruppen (KIG)

Die Kostenübernahme kieferorthopädischer Behandlungen durch die gesetzliche Krankenversicherung (GKV) wurde zum 01.01.2002 durch die Einführung der KIG eingeschränkt (Schopf 2013). Die Richtlinien des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen besagen, dass eine von den Krankenkassen zu finanzierende kieferorthopädische Behandlung erst im späten Wechselgebiss (zweite Phase des Zahnwechsels) und bei definierten klinischen Befunden begonnen werden darf. Ausnahmen gelten nur für die Frühbehandlung eng festgelegter Anomalien (Richtlinien des Bundesausschusses 2003, Glasl et al. 2006). Der Kieferorthopäde stellt anhand der KIG den Grad der Fehlstellung fest. Die Einführung der KIG reduziert die Fälle, die zu Lasten der GKV behandelt werden.

Mithilfe der KIG kann der Behandler bei der klinischen Untersuchung den Behandlungsbedarf einschätzen (Bettin et al. 2014). Die KIG (Befunde) sind in fünf Behandlungsbedarfsgrade eingeteilt (Tab. 3). Nur bei den Graden 3, 4 und 5 hat der Versicherte einen Leistungsanspruch. Der Zahnarzt stellt zunächst die Fehlstellung mit dem am höchsten bewerteten Behandlungsbedarf fest. Bei einem Befund ab dem Behandlungsbedarfsgrad 3 werden auch weitere Befunde ab dem Behandlungsbedarfsgrad 1 in der vertragszahnärztlichen Versorgung berücksichtigt. Gesch et al. (2006) stellten erhebliche Untersucherunterschiede bei der Einstufung von Patienten in die KIG und somit auch bei der Einstufung der Kostenübernahme fest.

Tabelle 3: Schema zur Einstufung des kieferorthopädischen Behandlungsbedarfs anhand kieferorthopädischer Indikationsgruppen (KIG) 2001 (Richtlinien des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen für die kieferorthopädische Behandlung, 2003)

Indikationsgruppen (Befunde)			Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5
Kraniofaziale Anomalie	A						Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte bzw. andere kraniofaziale Anomalien
Zahnunterzahl (Aplasie oder Zahnverlust)	U					Unterzahl (nur wenn präprothetische Kieferorthopädie oder kieferorthopädischer Lückenschluss indiziert)	
Durchbruchstörungen	S					Retention (außer 8er)	Verlagerung (außer 8er)
Sagittale Stufe	distal	D	bis 3 mm	3–6 mm		6–9 mm	über 9 mm
	mesial	M				0–3 mm	über 3 mm
Vertikale Stufe	offen (auch seitlich)	O	bis 1 mm	1–2 mm	2–4 mm	über 4 mm, habituell offen	über 4 mm, skelettal offen
	tief	T	1–3 mm	über 3 mm, ohne/ mit Gingivakontakt	über 3 mm mit traumatischen Gingivakontakt		
Transversale Abweichungen		B				Bukkal-/Lingual-Okklusion	
		K			Kopfbiss	beidseitiger Kreuzbiss	einseitiger Kreuzbiss
Kontaktpunktabweichung Engstand		E	unter 1 mm	1–3 mm	3–5 mm	über 5 mm	
Platzmangel		F		bis 3 mm	3–4 mm	über 4 mm	

1.3 Manuelle Modellanalyse

Ursprünglich wurden für die kieferorthopädische Modellanalyse einfache Stechzirkel und Lineale benutzt. 1909 entwickelte Körbitz einen Zirkel mit abgewinkelten Branchen. Durch den von Korkhaus (1931b) konzipierten 3D-Zirkel (Orthometer) wurde die Ermittlung der Indexwerte wesentlich erleichtert. Schmuth entwarf 1955 eine Messplatte (Dicke 1 cm) mit einem kongruent orientierten Messnetz auf der Ober- und Unterseite (Abb. 11; Seite 29). Das Visiermesskreuz liefert bei der klinischen Anwendung im Vergleich zu Schieblehren/Stechzirkeln genauere Resultate, da parallaktisch bedingte Fehlmessungen ausgeschlossen sind (Hoffmann-Axthelm 1985). Laut Shellhart et al. (1995) kam es aber bei beiden Methoden zu klinisch signifikanten Messfehlern (>1,5 mm). Zur Messung des größten mesio-distalen Durchmessers entwickelte Kinast (1988) einen orthodontischen Messkeil.

Auch alternative Methoden, wie Vermessungen an Fotokopien, Fotografien, Hologrammen oder an digitalisierten Punkten von Modellen, weisen Messfehler auf (Kinast 1976, Kinast 1977, Rydén et al. 1982, Miras und Sander 1993, Schirmer und Wiltshire 1997, Mok und Cooke 1998). Als Alternative zur Aufbewahrung von Gipsmodellen wurden zunächst digitale, zweidimensionale-(2D)-Bilder empfohlen, da die digitale Fototechnik weit verbreitet und relativ preiswert ist (Cochran et al. 2004, Wong et al. 2005, Mok et al. 2007). Dennoch herrscht Konsens darüber, dass digitale 2D-Bilder nicht mit einem 3D-Abbild vergleichbar sind. Daher stieg das Interesse an 3D-Darstellungen und virtuellen kieferorthopädischen Modellen (Redlich et al. 2008, Lee et al. 2008, Luu et al. 2012).

1.4 Digitale Modellanalyse

Ausgehend von der Entwicklung digitaler Systeme für die dentale Fotografie und Radiologie sowie einer computerbasierten Verwaltung der Patientenakten wurden technische Systeme zur Digitalisierung der Modellherstellung bzw. -analyse entwickelt (Dirksen et al. 1999, Radeke et al. 2014).

Ursprünglich sollte die manuelle Modellanalyse durch computergestützte Vermessung von Kiefermodellfotografien ersetzt werden. Die manuelle Modellanalyse erwies sich jedoch als genauer, zuverlässiger und reproduzierbarer (Schirmer und Wiltshire 1997). Mit einer elektronischen Schieblehre und unter der Verwendung von DigiModel-Software ermittelte Daten waren im Vergleich zu Messergebnissen auf der Basis digitaler Fotografien genauer und reproduzierbarer (Naidu et al. 2009). Rosseto et al. (2009) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der Vermessung von Zahnbogenbreiten durch Gipsmodelle, Fotokopien oder digitalen Bildern detektieren.

Die akrogrammetrische Punkterfassung mithilfe eines Messmikroskops ist eine weitere Messmethode. Das von Van der Linden et al. (1972) entwickelte Mikroskop Optocom® vermisst 2D-Strecken mithilfe eines Monookulars. Schenk et al. (1986) und Thielke et al. (1998) beschrieben verschiedene Verfahren mithilfe von Messmikroskopen. Nachteilig ist die schnelle Ermüdung des Untersuchers aufgrund der direkten optischen Vermessung (Sander und Tochtermann 1991). Die von Rydén et al. (1982), Sander und Tochtermann (1991) und Miras und Sander (1993) entwickelten holografisches Verfahren zur 3D-Erfassung von Gipsmodellen zeigen eine mit konventionellen Gipsmodellen vergleichbare Genauigkeit. Hologramme können mit einer Schieblehre oder einer Hologrammsonde vermessen werden (Sander und Tochtermann 1991, Miras und Sander 1993). Martensson und Rydén (1992) gelang es, zwei Hologramme von Oberkiefer-Gipsmodellen zu überlagern und dadurch 3D-Veränderungen sichtbar zu machen. Die für die Überlagerung wichtige Referenzebene definierten sie durch die Schnittlinie der mittleren Inzisivi und den mesiobukkalen Höckern der ersten Molaren. Parallel wurden mechanische Abtastverfahren mit einem Koordinatenmesstisch entworfen. Hewlett et al. (1992), Dastane et al. (1996) und Braumann et al. (2002) verwendeten Messgeräte mit einer Linearschlittenkonstruktion, die Bewegungen einer Tastspitze in allen drei Raumebenen ermöglichten. Braumann et al. (2002) stellten die Trägerspitze manuell auf den zu messenden Punkt des Modells ein. Alternativ erfolgte eine vollautomatische Abtastung der gesamten Oberfläche durch einen motorisierten Linearschlitten (Hewlett et al. 1992, Dastane et al. 1996). Der langwierige Messvorgang weist eine hohe Genauigkeit auf.

Yamamoto et al. (1989) beschrieben eine optische Methode zur Herstellung eines computergestützten 3D-Modells mittels Laserstrahl. Später gelang es, die Gipsmodelle in

ein virtuelles 3D-Modell umzuwandeln (Kuroda et al. 1996, Wakabayashi et al. 1997, Alcañiz et al. 1998, Motohashi & Kuroda 1999, Sohmura et al. 2000). Die Idee der digitalen 3D-Modelle schien vielversprechend, da diese virtuellen Gegenstände nicht die Nachteile der Gipsmodelle aufwiesen.

Virtuelle Modelle können im digitalen Format aufbewahrt werden, wodurch das Problem der Archivierung wegfällt (Santoro et al. 2003), und zeigen keine Anfälligkeit gegenüber physischen Beschädigungen und keine eingeschränkte Haltbarkeit (z.B. durch Kaliumsulfat-Abgabe des Gipses). Ein weiterer Vorteil der digitalen Modelle ist die Möglichkeit der Abrufbarkeit von jedem Computer, der mit dem zentralen Server verbunden ist. Darüber hinaus können die Dateien elektronisch übertragen werden und vereinfachen daher den interdisziplinären Austausch und die Behandlung. Neuere technologische Fortschritte haben die Digitalisierung der Modellherstellung weiter vorangetrieben. Eine digitale Modellvariante nutzt traditionelle Abdrücke, benötigt jedoch keine Gipsmodelle (Peluso et al. 2004). Mithilfe der CAD-CAM-(Computer aided Design/Computer aided manufacturing)-Technologie können Abdrücke oder Gipsmodelle in ein digitales 3D-Modell umgewandelt werden (Motohashi und Kuroda 1999). Licht- und laseroptische Digitalisierungsverfahren ermöglichen eine schnelle, effiziente und lückenlose Erfassung der Objektoberfläche (Boldt et al. 2009). Der 3D-Datensatz wird aus den Punktwolken computergenerierter 3D-Polygonmodelle berechnet. Diese virtuellen Modelle sind auf dem Computermonitor beliebig im Raum drehbar und sind daher für morphologische Studien von Kiefermodellen oder Zähnen geeignet (Braumann et al. 2002, Oosterkamp et al. 2006, Veenema et al. 2009). Auch kieferorthopädische Behandlungsplanungen und Analysen von Zahnbewegungen (Motohashi und Kuroda 1999, Hayashi et al. 2007) oder Vergleichsstudien durch Überlagerung von digitalen Modellen sind mit diesen Datensätzen möglich (Brosky et al. 2003). Motohashi und Kuroda (1999) konnten nachweisen, dass das computergestützte 3D-Design-System für die Diagnose und Behandlungsplanung geeignet ist. Laut Persson et al. (2009) gibt es keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Präzision zwischen dem konventionellen Gipsmodell und dem digitalisierten Abdruck. Die CT ist ein weiteres Verfahren zur Objekt-Digitalisierung (El-Zanaty et al. 2010). Durch technische Weiterentwicklungen sind Volumenscans auch von kleinen Objekten in einer ausreichenden Genauigkeit durchführbar (Badawi-Fayad und Cabanis 2007). Ein CT-Scan eines Gipsmodells und Messungen am Originalobjekt liefern identische Ergebnisse (Coward et al. 2006, White et al. 2010, Wiranto

et al. 2013). Laut Wu et al. (2010) ist ein CBCT-(cone beam computer tomography)-Scan zur Erstellung eines digitalen Modells und damit zur Durchführung von linearen Messungen und zur Archivierung geeignet.

Zusammenfassend (Tab. 4) erleichtern virtuelle Modelle die Archivierung, reduzieren das Risiko von Modellverlust oder -beschädigung und ermöglichen eine interaktive Kommunikation zwischen Ärzten oder dem behandelnden Arzt und dem Patienten auf elektronischem Weg (Kusnoto und Evans 2002, Peluso et al. 2004, Alcan et al. 2009).

Tabelle 4: Vergleich der Charakteristika von Gipsmodellen und digitalen Modellen (Peluso et al. 2004)

	Gipsmodell	digitales Modell
Kosten	niedrig	hoch
Herstellung	Laborherstellung	virtuell am Computer
Aufbewahrungsraum	hoher Platzbedarf	gering
Aufbewahrungskosten	hoch	geringfügig
Zeiteffizienz	hoch	hoch
Abrufbarkeit an verschiedenen Orten	nicht möglich	möglich
Risiko der Beschädigung	hoch	nicht vorhanden
Weitergabe von Modellen	Modellduplikation Labor und Abholung durch einen Kurier	digitaler Datensatz online abrufbar oder per E-Mail versendbar
Integration mit der Praxis-Software	nicht möglich	möglich
Patientenaufklärung	möglich	möglich

Digitale Modelle können auf der Festplatte des Praxiscomputers, auf tragbaren Speichermedien (z.B. CD-ROMs, USB-Sticks, externen Festplatten) oder auf dem zentralen Server abgespeichert werden. Laut Rheude et al. (2005) können digitale Modelle in den meisten Situationen erfolgreich für die kieferorthopädische Dokumentation benutzt werden. Patientenfälle können unter ihrem Namen und der dazugehörigen Patientennummer abgespeichert werden und sind auf diese Weise problemlos und ohne großen Aufwand jederzeit abrufbar (Abb. 2, Abb. 3). Ein weiterer Vorteil ist die Verfügbarkeit der Datensätze auch außerhalb der Praxis. Dies vereinfacht die interdisziplinäre Zusammenarbeit mit Kollegen anderer Fachrichtungen und vermeidet Dopplungen bei der Modellanfertigung und Therapieplanung. Im Rahmen der

Patientenaufklärung erleichtert ein virtuelles Setup die Darstellung des Therapieverlaufs (Harrell et al. 2002).

Die technologischen Fortschritte bezüglich der Qualität und Effizienz und die Vorteile der digitalen Technik haben in der kieferorthopädischen Praxis zu einer Umstellung auf ein integriertes, computergestütztes Management geführt (Creed et al. 2011).

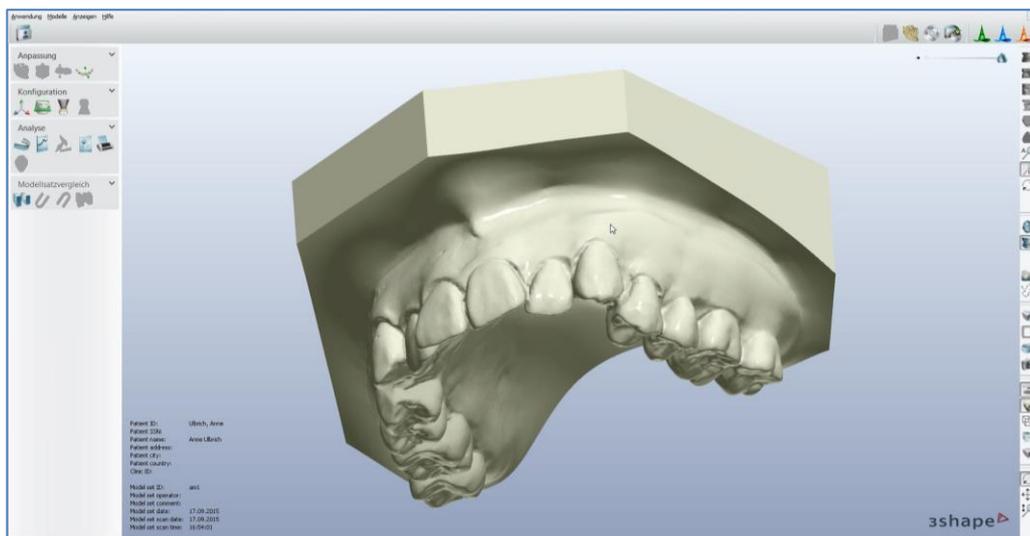


Abbildung 2: Screenshot des Oberkieferscans in der OrthoAnalyzer™ Software (eigene Aufnahme)



Abbildung 3: Screenshot des Unterkieferscans in der OrthoAnalyzer™ Software (eigene Aufnahme)

2 Fragestellung

Die Auswertung von Gipsmodellen mithilfe von Messinstrumenten ist seit Jahrzehnten der Goldstandard in der kieferorthopädischen Modellanalyse. Diese konventionelle Methode der manuellen Herstellung und Analyse eines Gipsmodells wird aktuell zunehmend durch digitale Verfahren verdrängt. Die digitale Verarbeitung erleichtert den Informationsaustausch mit Kollegen und Patienten, vereinfacht den Arbeitsalltag und senkt die Kosten. Im Zuge der Entwicklung digitaler Systeme ist es möglich, die kieferorthopädische Modellvermessung am virtuellen 3D-Modell durchzuführen. Abdrücke oder Gipsmodelle können mit einem 3D-Modellscanner oder μ -CT-Scanner digital erfasst werden.

Ziel dieser Studie war es, die digitale kieferorthopädische Vermessung mit der konventionellen Vermessung am Referenzmodell zu vergleichen. Dabei sollten folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Die Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre ist reproduzierbar möglich.
2. Die halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans (Mesantis 3Shape R700™) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software ist reproduzierbar möglich.
3. Die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscans (Mesantis 3Shape R700™) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software ist reproduzierbar möglich.
4. Die halbautomatische Vermessung des Abformungsscans (Mesantis 3Shape R700™) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software ist reproduzierbar möglich.
5. Die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans (Mesantis 3Shape R700™) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software ist reproduzierbar möglich.

6. Zwischen den unter den Punkten 1–5 genannten Messmethoden gibt es signifikante Unterschiede.
7. Die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells (ProCon X-Ray, Bauart μ -CT) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software ist reproduzierbar möglich.
8. Wiederholte Abformungsscans und Gipsmodellscans (Mesantis 3Shape R700™), die halbautomatisch-individualisiert mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software vermessen werden, sind reproduzierbar auswertbar.
9. Zwischen den unter Punkt 8 genannten Vermessungen gibt es signifikante Unterschiede.

3 Methodik

3.1 Allgemeine Methodik

3.1.1 Abformmaterial und Abformlöffel

Für die Abformung am Referenzmodell wurde ein additionsvernetzendes Vinylsilikon in knetbarer und fließfähiger Konsistenz (S1 & S4 suhy, Bisico, Bielefeld, Deutschland) im Doppelmischabdruckverfahren verwendet. Dieses Material gilt als besonders präzise und dimensionsstabil. Die Abformungen wurden mit Kunststofflöffeln (Kaniedenta, Herford, Deutschland) angefertigt. Auf die Verwendung von Abformlöffeln aus metallischen Werkstoffen wurde verzichtet, da eventuell auftretende Metallartefakte eine exakte Auswertung verhindern. Das Modell wurde von einem geschulten Untersucher abgeformt (Promovend). Durch dieses Vorgehen sollen mögliche Fehlerquellen und nachfolgende Qualitätseinbußen vermieden werden.

3.1.2 Referenzmodell

Als Referenzmodell diente ein kieferorthopädisches Acryl-Schaummodell (NiTi4u, Berlin, Deutschland) mit dysgnather Zahnstellungsanomalie im bleibenden Gebiss (Abb. 4). Eine individuelle Zahnbeweglichkeit konnte daher als mögliche Fehlerquelle ausgeschlossen werden. Das Modell ist für die CT-Bildgebung gut geeignet.



Abbildung 4: Acryl-Referenzmodell der Firma NiTi4u, Berlin, Deutschland (eigene Aufnahme)

3.1.3 Messpunkte und Messstrecken im Oberkiefer

Zur Messung der Breite einzelner Zähne wurde der größte mesio-distale Kronendurchmesser anhand der Approximalpunkte bestimmt (Abb. 5). Für die transversale Breite im Oberkiefer im Bereich der Prämolaren bzw. Molaren wurden jeweils die Mitte der Fissur der oberen ersten Prämolaren und der vordere Kreuzungspunkt der H-Fissur der ersten Molaren festgelegt. Die anteriore Zahnbogenbreite entsprach dem Abstand zwischen den Zähnen 14 und 24, die posteriore Zahnbogenbreite dem Abstand zwischen Zahn 16 und 26. Zur Symmetriebeurteilung wurden jeweils die Abstände der Prämolaren sowie der ersten Molaren zu der Raphe-Median-Ebene gemessen. Unterschiedliche Messgrößen wiesen auf asymmetrische Verhältnisse hin. Die Zahnbogenlänge wurde als größter Abstand des Zahnbogens von der vorderen Zahnbogenbreite (L_0) bestimmt. Die kieferorthopädischen Indikationsgruppen Unterzahl (U), Engstand (E) und Platzmangel (P) wurden überprüft. Zusätzlich wurde eine Bolton-3-Analyse und Bolton-6-Analyse durchgeführt.

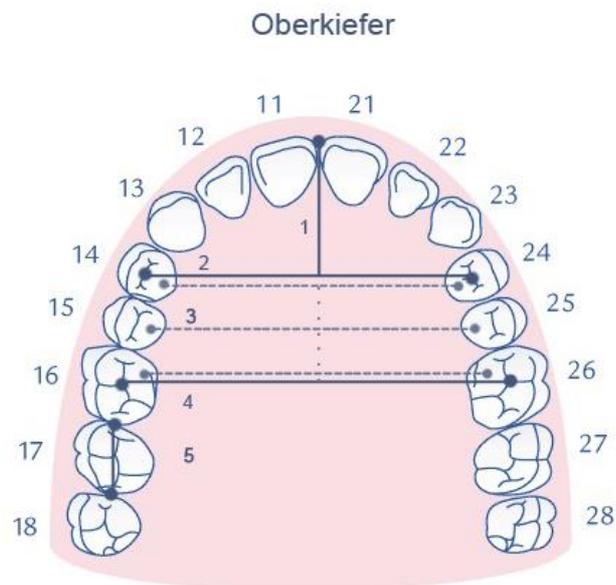


Abbildung 5: Messpunkte und Messstrecken im Oberkiefer (eigene Darstellung)

1 vordere Zahnbogenlänge Oberkiefer (L_0), 2 anteriore Zahnbogenbreite, 3 Symmetrievergleich zur Raphe-Median-Ebene, 4 posteriore Zahnbogenbreite, 5 mesio-distale Zahnbreite

3.1.4 Messpunkte und Messstrecken im Unterkiefer

Zur Messung der Breite einzelner Zähne wurde der größte mesio-distale Kronendurchmesser anhand der Approximalpunkte festgelegt (Abb. 6). Der distale Kontaktpunkt der ersten Prämolaren und die Mitte des mediobukkalen Höckers der ersten Molaren im Unterkiefer dienten der Ermittlung der transversalen Breite im anterioren bzw. im Molarenbereich. Die anteriore Zahnbogenbreite entsprach dem Abstand zwischen den Zähnen 34 und 44, die posteriore Zahnbogenbreite zwischen den Zähnen 36 und 46. Die Zahnbogenlänge wurde als größter Abstand des Zahnbogens von der vorderen Zahnbogenbreite (L_U) definiert. Der Irregularitätsindex nach Little wurde an den Frontzähnen im Unterkiefer vermessen. Die linearen Abstände der anatomischen Kontaktpunkte jedes unteren Frontzahnes zu seinem jeweiligen Nachbarzahn wurden parallel zur Okklusionsebene gemessen. Die kieferorthopädischen Indikationsgruppen Unterzahl (U), Engstand (E) und Platzmangel (P) wurden überprüft. Zusätzlich wurde eine Bolton-3-Analyse und Bolton-6-Analyse durchgeführt.

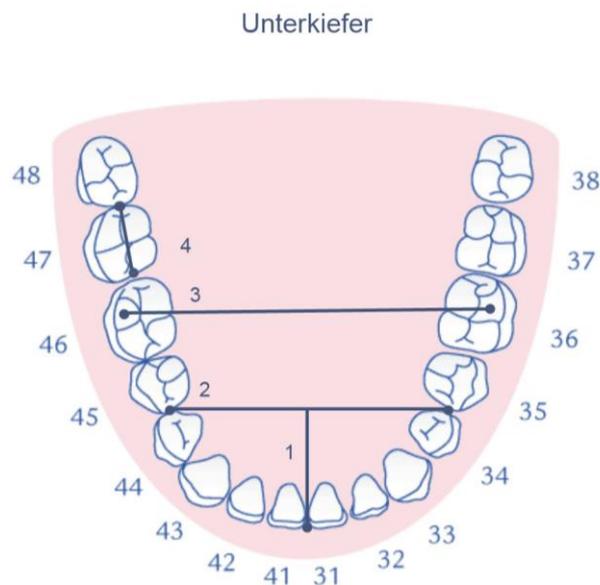


Abbildung 6: Messpunkte und Messstrecken im Unterkiefer (eigene Darstellung);

1 vordere Zahnbogenlänge Unterkiefer (L_U), 2 anteriore Zahnbogenbreite, 3 posteriore Zahnbogenbreite, 4 mesio-distale Zahnbreite

Die erhobenen 46 Messparameter sind in der folgenden Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5: 46 Messstrecken des Ober- und Unterkiefers

Messstrecken	Zahn		
mesio-distale Zahnbreite	16	36	
	15	35	
	14	34	
	13	33	
	12	32	
	11	32	
	21	41	
	22	42	
	23	43	
	24	44	
	25	45	
	26	46	
	anteriore Zahnbogenbreite	14-24 34-44	
	posteriore Zahnbogenbreite	16-26 36-46	
Symmetrie an der Raphe-Median-Ebene	14 15 16	24 25 26	
Zahnbogenlänge L _O Zahnbogenlänge L _U			
Bolton-Index	13-23 33-43	16-26 36-46	
KIG E			
Little-Index	33-32 32-31 31-41 41-42 42-43		

3.1.5 Auswertungssoftware und Modellscanner

Alle Scans wurden von einem Untersucher im Befundungszentrum des MESANTIS® Instituts Berlin mithilfe des 3D-Scanner R700™ (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) durchgeführt. Die spezifischen technischen Parameter der Methode sind in Tabelle 6 aufgelistet. Mithilfe der 3D-Imaging-Software OrthoAnalyzer™ (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurden die angefertigten Scans halbautomatisch oder halbautomatisch-individualisiert vermessen (Abb. 7, Abb. 8, Abb. 9). Bei der halbautomatischen Methode

wurden die Zähne des Modellscans markiert. Auf dieser virtuellen Basis setzte die Software eigenständig Referenzpunkte. Mithilfe der Analysefunktion ließen sich nun die Messwerte der Strecken berechnen. Bei der halbautomatisch-individualisierten Methode wurden die Zähne ebenfalls markiert. Auf dieser virtuellen Basis wurden die Referenzpunkte jedoch individuell markiert und die Messungen wurden einzeln vorgenommen. Dadurch erhöhte sich der Zeitbedarf bei dieser Ausführungsvariante. Zwei Kameras mit reduziertem Winkel ermöglichten Aufnahmen auch bei Unterschnitten. Das 3-Achsen-Bewegungssystem erlaubte den Scanvorgang des Objekts in gekippter und gedrehter Richtung. Die Scanparameter wurden auf die Materialoberfläche des Objekts eingestellt.

Der 3Shape 3D-Modellscanner R700™ ist ein kommerziell verfügbares System zur Umwandlung von Gipsmodellen oder Abdrücken in ein digitales 3D-Modell. Diese digitalen Modelle bilden die Basis für die digitale Vermessung am Computerbildschirm.

Tabelle 6: Technische Daten 3Shape 3D-Modellscanner R700™

Kameras	2 Kameras, 1,3 Megapixel
Lichttechnologie	roter Laser
Genauigkeit	20 Mikrometer
Gipsmodell-Scanzeit	90 Sek.
Abdruck-Scanzeit	210 Sek.
Softwarepaket	Scansoftware für Modelle und Abdrücke OrthoAnalyzer™

3.1.6 Allgemeine Messmethodik

Der 3D-Scanner wurde vor dem Scanvorgang kalibriert. Der digitale 3D-Modellscan wurde in die 3Shape OrthoAnalyzer™-Software importiert. Das Modell konnte dann entweder halbautomatisch oder halbautomatisch-individualisiert vermessen werden.

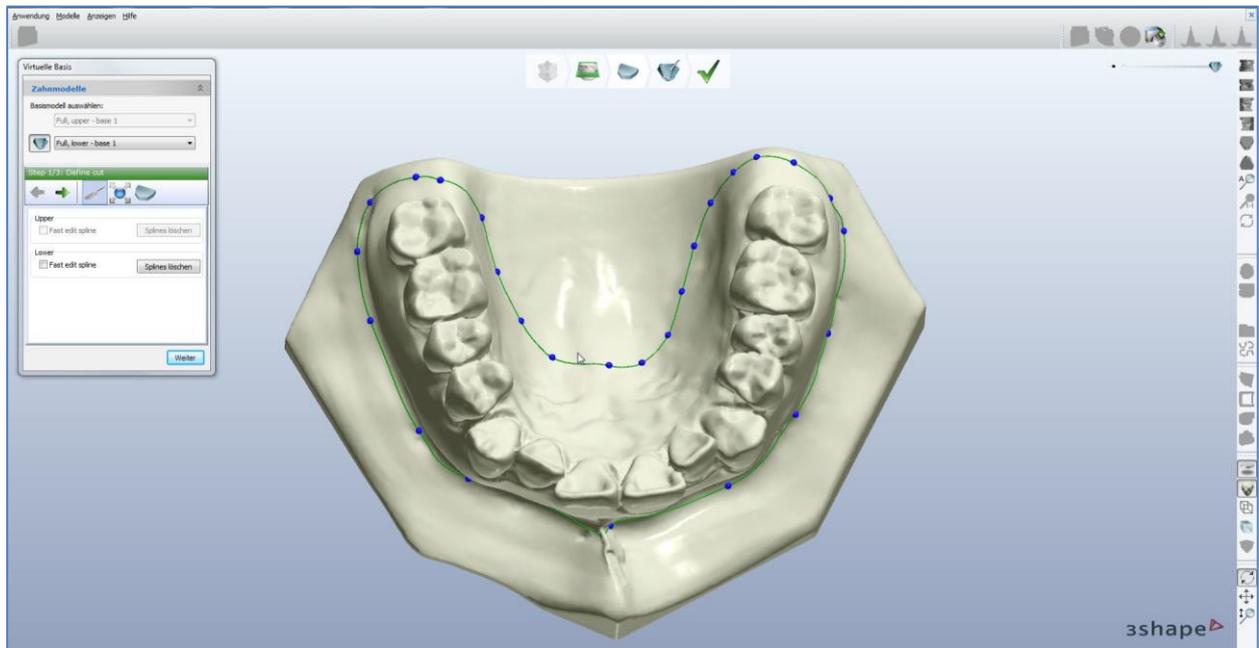


Abbildung 7: Screenshot des Gipsmodellscans, Schnitt-Spline (punktierte Linie) für die Erstellung einer virtuellen Basis (eigene Aufnahme)

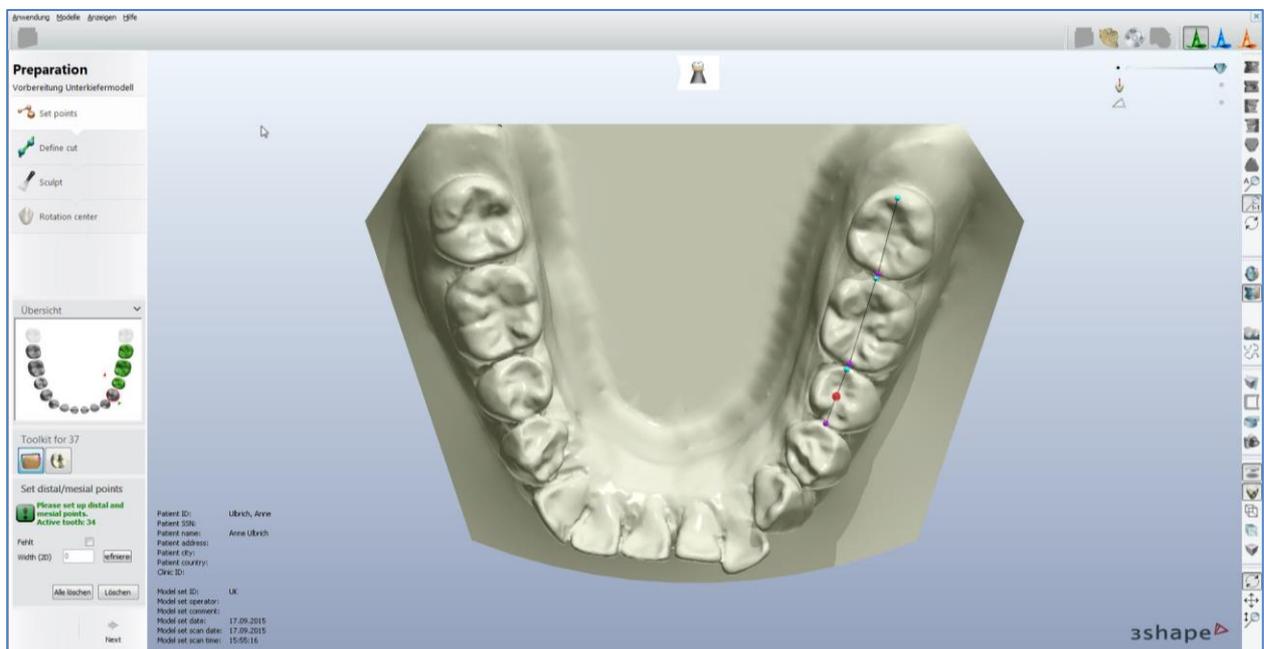


Abbildung 8: Screenshot der halbautomatisch-individuellen Festlegung der mesio-distalen Zahnbreiten (eigene Aufnahme)

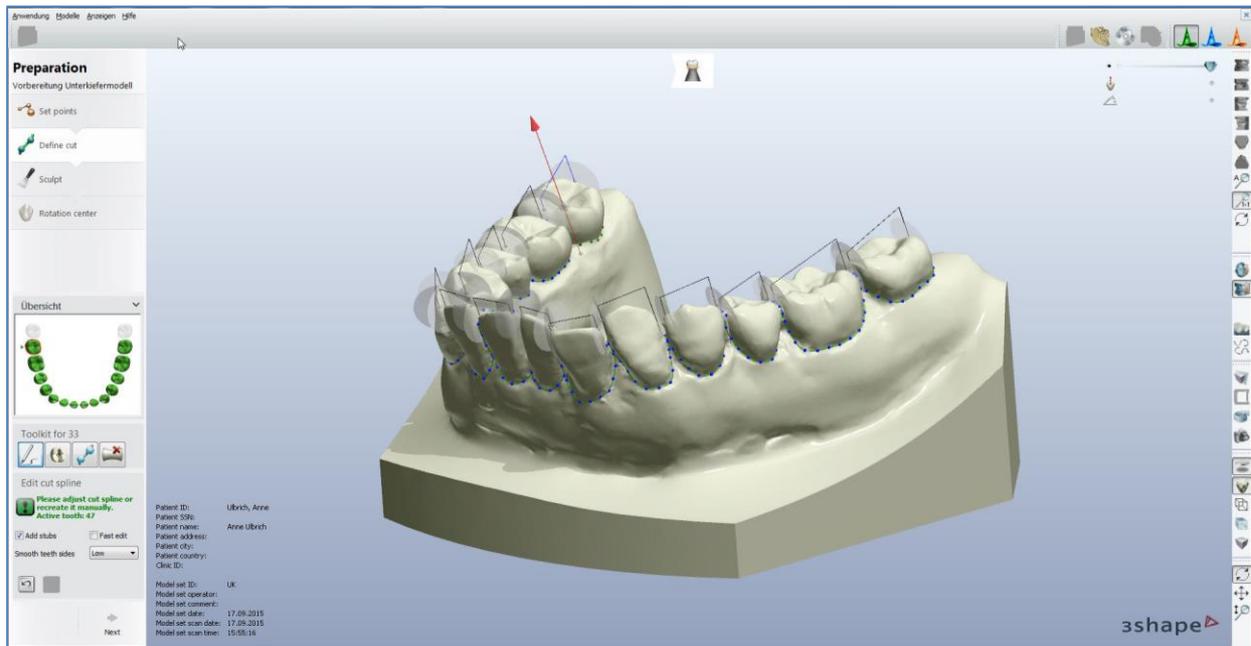


Abbildung 9: Screenshot der vorbereitenden Zahnmarkierung (eigene Aufnahme)

3.2 Spezielle Methodik

Das Referenzmodell und alle Scans wurden für die Modellanalyse identisch vermessen. Die digitale und die manuelle Vermessung wurden jeweils zwei Mal wiederholt. Die Zeitabstände wurden zufällig gewählt, sie mussten jedoch mindestens einen Tag betragen, um mögliche Wiederholungseffekte bei der Vermessung auszuschließen.

3.2.1 Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre

Das standardisierte Acryl-Referenzmodell (NiTi4u, Berlin, Deutschland) wurde mittels eines elektronischen Messschiebers der Firma Mahr, Typ 16 EX, vermessen (Abb. 10). Die Messgenauigkeit liegt bei 0,01 mm. Zur Vermessung der Symmetrie und der Zahnbogenlängen in einer Ebene wurde eine Schmuth-Platte verwendet. Die Messplatte nach Dr. Schmuth diente der parallaxenfreien, optischen Zahnbogenvermessung mit einem Visierraster (Abb. 11).



Abbildung 10: Elektronische Schieblehre Mahr, Typ 16EX



Abbildung 11: Platte nach Dr. Schmuth (Dentaurum, Ispringen, Deutschland)

Die Messmethodik entsprach dem in Kapitel 3.1.5 dargestellten Verfahren. Für jeden Parameter wurden jeweils zwei Messreihen des Referenzmodells mittels elektronischer Schieblehre durchgeführt.

3.2.2 Halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans

Von dem Referenzmodell wurde ein Silikonabdruck (Bisico, Bielefeld, Deutschland) im Doppelmischabdruckverfahren angefertigt und mit dem im Vakuum angemischtem Hartgips Kanistone KFO Spezial (Kaniedenta, Herford, Deutschland) ausgegossen. Das Gipsmodell wurde konventionell getrimmt. Dieses Modell wurde als Basis für die laser-optische 3D-Digitalisierung herangezogen. Dazu wurde das Gipsmodell mittels Scan-Knete in der Mitte der Scanplatte befestigt und positioniert. Die Schneidezähne wurden in Richtung der Kameras ausgerichtet. Anschließend konnte der Scanvorgang mit dem 3D-Scanner R700™ (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) gestartet werden. Für die Herstellung einer virtuellen Basis wurde die Schnitt-Spline in der 3Shape OrthoAnalyzer™

Software festgelegt. Spline ist ein technisches Wort zur Beschreibung einer Kurve mittels Kontrollpunkten. Die Messmethodik entsprach dem in Unterpunkt 3.1.4 beschriebenen Prinzip der halbautomatischen Vermessung. Alle Messungen wurden jeweils zwei Mal wiederholt. Der Untersucher (Promovend) führte die Vermessungen nach einer initialen Übungsperiode durch.

3.2.3 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscans

Das Vorgehen entsprach dem in 3.2.2 dargestellten Verfahren und die Messmethodik dem in Kapitel 3.1.5 beschriebenen Prinzip der halbautomatisch-individualisierten Vermessung. Es wurden jeweils zwei Messreihen mit der 3SHAPE Software OrthoAnalyzer™ durchgeführt.

3.2.4 Halbautomatische Vermessung des Abformungsscans

Für den Scanvorgang wurden die Abdrücke in eine spezielle Halterung eingespannt. Die Platte mit der Abdruckhalterung wurde in den Scanner mit den Schneidezähnen in Richtung Scannertür eingesetzt. Das weitere Vorgehen und die Messmethodik entsprachen dem in Unterpunkt 3.1.4 beschriebenen Prinzip. Es wurden zwei Wiederholungsmessreihen durchgeführt.

3.2.5 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans

Die Messmethodik und die Anzahl der Wiederholungsmessungen entsprachen dem in Unterpunkt 3.2.4 dargestellten Verfahren.

3.2.6 Vergleich der Messmethoden

Im Rahmen der vorliegenden Dissertation wurden jeweils zwei Modellanalysen von fünf verschiedenen Verfahren durchgeführt. Die Ergebnisse der Messungen wurden paarweise miteinander verglichen und ausgewertet.

3.2.7 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells

In der vorliegenden Studie wurde eine industrielle μ -CT-Anlage der Natural Dental Implants AG, Berlin, genutzt. Sie dient der vollautomatisierten, volumenbasierten röntgenologischen Erfassung nicht-metallischer Objekte mithilfe der Spiral-CT-Technik. Das Referenzmodell wurde mittels der Anlage ProCon X-Ray, Bauart μ -CT, Sarstedt, Deutschland, gescannt. Für den Scanvorgang wurden eine Systemspannung von 160 kV und eine Stromstärke von 200 μ A gewählt. Der im STL-Format erstellte Datensatz beschreibt eine aus Dreiecksfacetten gestaltete Oberfläche. Das Gerät bietet durch den Einsatz eines 20 x 20 mm 16bit-Detektors eine hohe räumliche Auflösung. Das Acryl-Referenzmodell wurde mittels der hochauflösenden μ -CT-Forschungsanlage ProCon x-Ray, Bauart μ -CT, digitalisiert und für die kieferorthopädische Modellanalyse herangezogen. Der komprimierte Datensatz wurde in die 3Shape OrthoAnalyzer™ Software importiert.

3.2.8 Vermessung wiederholter Abformungsscans und Gipsmodellscans

Die Verfahren wurden in den Unterpunkten 3.2.2–3.2.5 beschrieben. Die Abformung und die Herstellung der Gipsmodelle wurden zwei Mal wiederholt. Die jeweiligen Scans wurden sowohl halbautomatisch, als auch halbautomatisch-individualisiert vermessen.

3.2.9 Vergleich der Messmethoden 3.2.8

Die Ergebnisse der verschiedenen Messmethoden wurden paarweise verglichen und ausgewertet.

3.3 Reproduzierbarkeit der Messmethodik

Um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, wurden alle Messungen von einem Untersucher durchgeführt. Zu Beginn einer jeden Messreihe wurde ein Scan angefertigt, der als Ausgangsmodell für die jeweilige Modellanalyse diente.

3.4 Statistische Auswertung

Um die in Unterpunkt 2 formulierten Hypothesen zu überprüfen, wurden folgende deskriptive und inferenzstatistische Verfahren eingesetzt. Für alle Messwerte wurden Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum sowie Maximum berechnet. Die grafische Darstellung erfolgte mittels Boxplots. Extreme Werte sind dabei als Sterne (*) und Ausreißer als Kreise (°) veranschaulicht. Die horizontal verlaufenden Striche über und unter der Box kennzeichnen den größten und den kleinsten Wert, der nicht als extremer Wert oder als Ausreißer klassifiziert wird.

Zur Beurteilung der „Gleichheit“ bzw. hohen Ähnlichkeit zwischen den unterschiedlichen Messmethoden wurden folgende statistischen Verfahren eingesetzt:

- a) Beim Vergleich von zwei Gruppen: t-Test für verbundene Stichproben.
- b) Beim Vergleich mehrerer Gruppen: ANOVA mit Messwiederholungen (repeated measures design).

Bei diesen Verfahren wird jeweils auf Mittelwertgleichheit getestet. Beim Vergleich mehrerer Gruppen schließen sich ggf. multiple Mittelwertvergleiche an.

Ein grafisches Verfahren zur Beurteilung der Übereinstimmung zweier Messmethoden ist der sog. Bland-Altman-Plot. Hierbei werden jeweils die Differenzen der Messwertpaare (y-Achse) gegen deren Mittelwerte aufgetragen (x-Achse). Bei hoher Übereinstimmung ist die Differenz gering, der Mittelwert kann als bestmögliche Schätzung des wahren Wertes interpretiert werden. Der Mittelwert der Differenzen ist als rote, horizontale Linie eingezeichnet. Zusätzlich werden in den Plots die sog. „limits of agreement“

mithilfe von gestrichelten Linien eingezeichnet – dies sind stichprobenabhängig berechnete Grenzen, innerhalb derer sich ca. 95% der Messwerte befinden sollten.

Zusätzlich zu den grafischen Analysen wurde überprüft, ob sich die mittlere Differenz von Null unterscheidet. Dieses Verfahren ist äquivalent zum Test auf Unterschiede der Mittelwerte. Des Weiteren wurde untersucht, ob eine lineare Beziehung zwischen Mittelwerten und Differenzen nachweisbar ist. Dies würde auf eine Abhängigkeit der Differenzen vom absoluten Messwert hindeuten.

Alle Analysen wurden mit SPSS 23 durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre

Bei der Analyse der Reproduzierbarkeit der manuellen Vermessung mit einer elektronischen Schieblehre wurden die Werte der beiden Messdurchgänge verglichen (Tab. 7). Die manuell vermessenen Distanzen zeigten keine deutlichen Messdifferenzen. Der Mittelwert war identisch und die Mediane beider Messdurchgänge lagen nahe beieinander. Die Streuung der Werte der Messreihen wurde in einem Boxplot (Abb. 12) dargestellt.

Tabelle 7: Ergebnisse der manuellen Vermessung mit der elektronischen Schieblehre

	Messdurchgang 1	Messdurchgang 2
Mittelwert [mm]	15,6	15,6
Standardabweichung [mm]	18,9	18,9
Median [mm]	7,4	7,2
Minimum [mm]	0,3	0,4
Maximum [mm]	87,1	87,3
Gültige N	46	46

Die Verteilung der Messwerte beider Referenzmodelle zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Anzahl und die Werte der Ausreißer und Extremwerte waren vergleichbar, wie auch die Mediane und die Streuung der Testwerte (Abb. 12, Tab. 8).

Tabelle 8: Bland-Altman-Analyse der Messdurchgänge der manuellen Vermessung mit elektronischer Schieblehre

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	0,0007
Standardabweichung [mm]	0,323
t-Test (p-Wert)	0,989
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,883
Gültige N	46

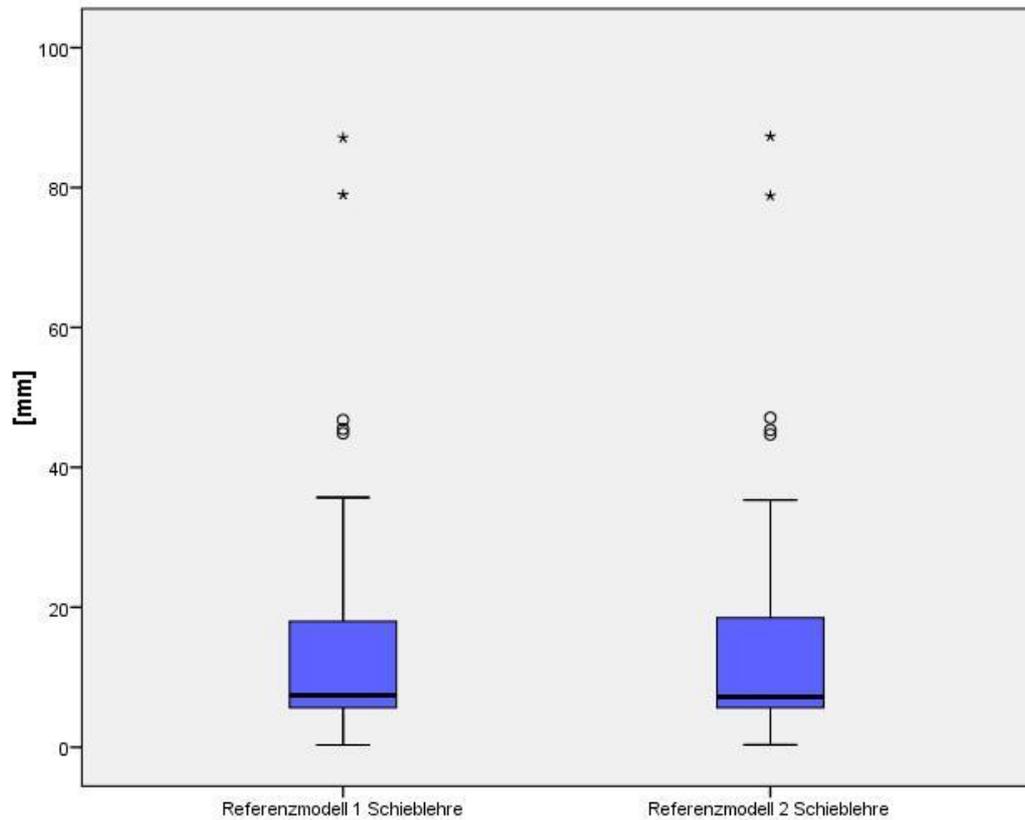


Abbildung 12: Boxplot zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der manuellen Vermessung mittels elektronischer Schieblehre

Die Abbildung 13 zeigt den Bland-Altman-Plot, welcher die Differenzen zwischen den zwei Einzelmessungen am Referenzmodell mittels Schieblehre darstellt. Die Differenz der Messwertpaare wurde gegen den Mittelwert beider Messungen grafisch aufgetragen. 93,5% der Messwertpaare lagen innerhalb der Limits of Agreement. Zwischen den Einzelmessungen lag eine gute Übereinstimmung vor (Abb. 13).

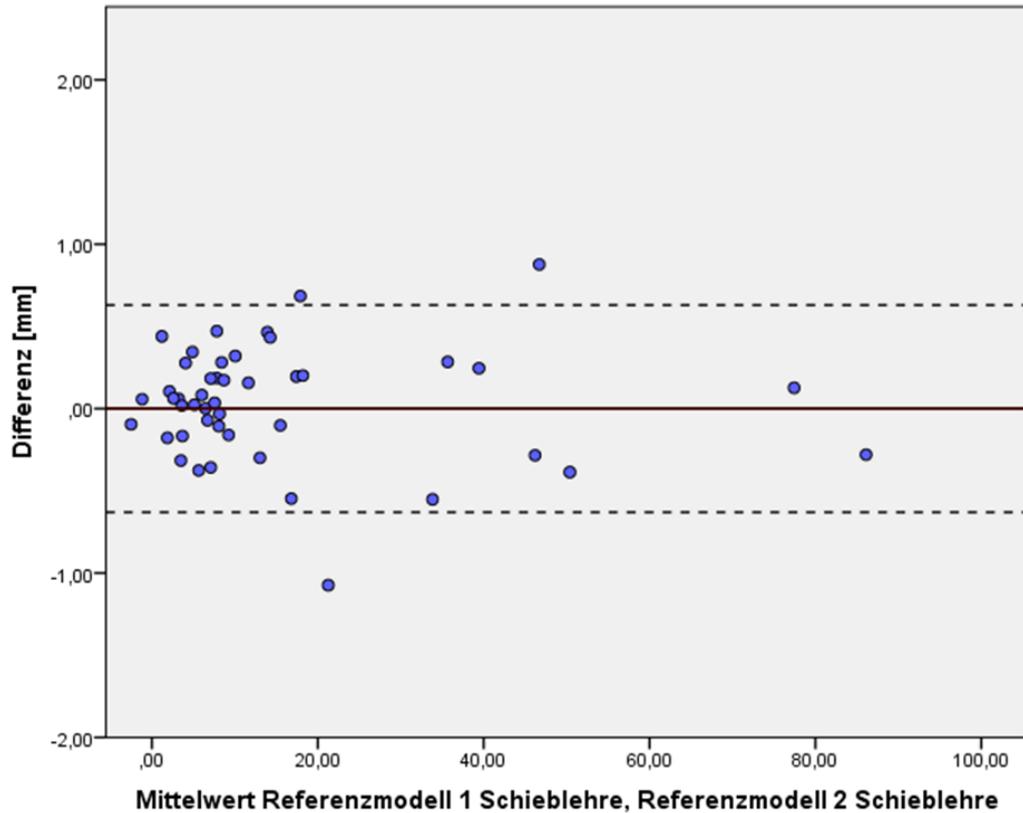


Abbildung 13: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Differenzen bei den Messreihen der manuellen Vermessung des Referenzmodells

Im Bland-Altman-Plot (Abb. 13) ist erkennbar, dass der Mittelwert der Differenz beider Messmethoden gleich null war, die Messmethoden somit vergleichbar waren und kein systematischer Messfehler vorlag. Die Differenzen der einzelnen Messwertpaare waren größtenteils innerhalb der Standardabweichungen ($\pm 1,96$ SD) verteilt.

Die Unterschiede zwischen den Messreihen waren nicht signifikant ($p=0,989$). Die Hypothese, dass die Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre reproduzierbar möglich ist, konnte somit bestätigt werden.

4.2 Halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans

Bei der Vermessung des Gipsmodellscans wurden die Messpunkte durch das halbautomatische Softwareprogramm vorgegeben. Dadurch ergaben sich bei beiden Versuchsreihen identische Werte (Tab. 9, Abb. 14).

Tabelle 9: Ergebnisse der halbautomatischen Vermessung des Gipsmodellscans

	Messdurchgang 1	Messdurchgang 2
Mittelwert [mm]	16,4	16,4
Standardabweichung [mm]	20,3	20,3
Median [mm]	7,6	7,6
Minimum [mm]	0,3	0,3
Maximum [mm]	97,0	97,0
Gültige N	46	46

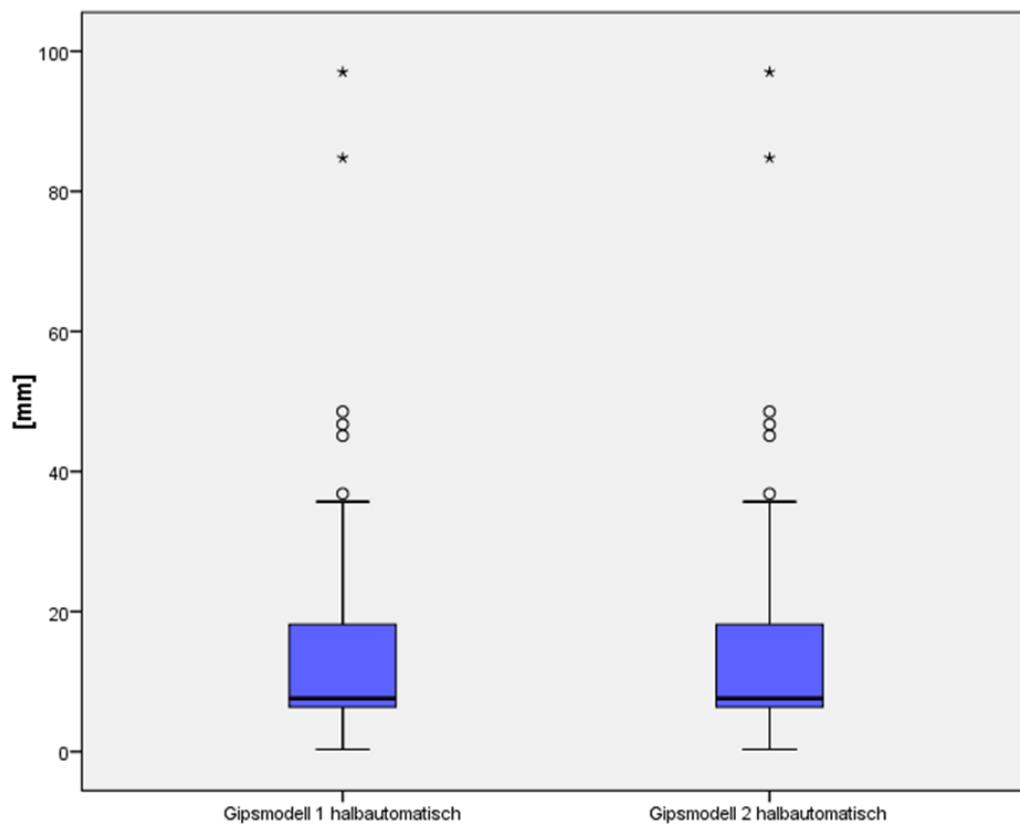


Abbildung 14: Boxplot zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der halbautomatischen Vermessung von Gipsmodellscans

Da alle 46 Messwertpaare identisch waren, konnte weder der t-Test noch eine Regressionsanalyse durchgeführt werden. Alle Messpunkte lagen daher auf einer Linie (Abb. 15).

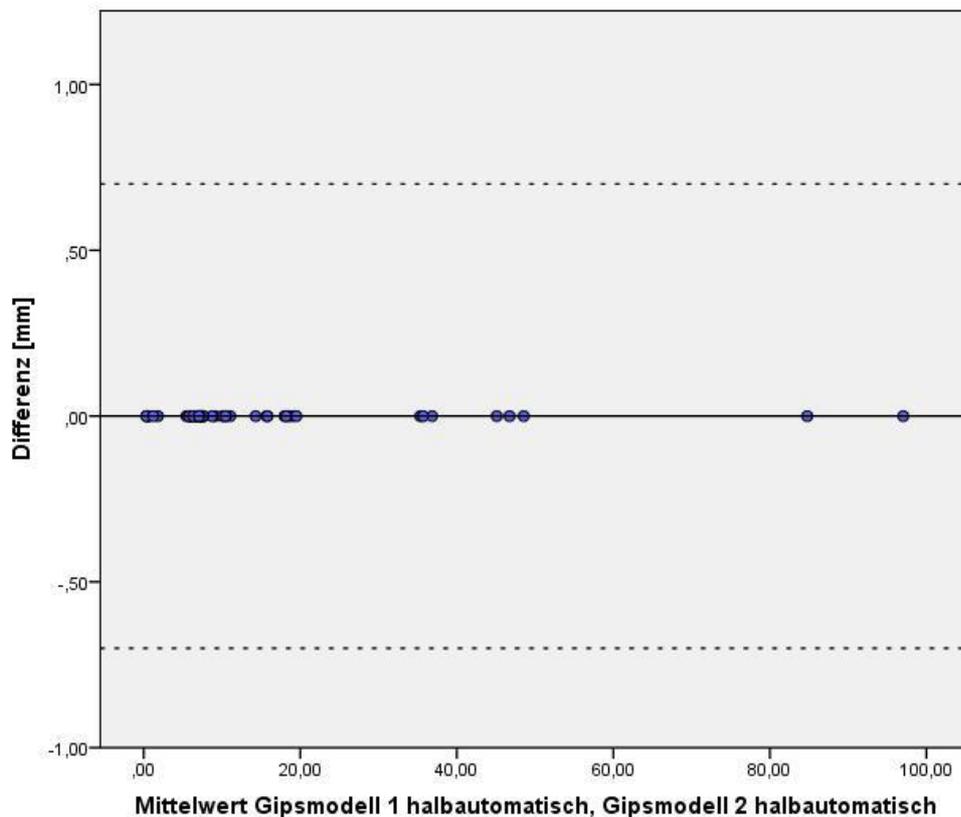


Abbildung 15: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Differenzen bei den Messreihen der halbautomatischen Vermessung des Gipsmodellscans

Der Bland-Altman-Plot (Abb. 15) verdeutlicht, dass keine Differenz zwischen beiden Messmethoden vorlag, da alle Messwertpaare denselben Wert aufwiesen. Die Differenz der Messwertpaare war somit null, was an der Verteilung der Differenzwerte auf der linearen Achse erkennbar ist.

Die halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans mithilfe der 3Shape OrthoAnalyzer™ Software war reproduzierbar möglich. Die aufgestellte Hypothese konnte somit bestätigt werden.

4.3 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscans

Die Reproduzierbarkeit der Methode wurde durch die Bildung der Differenzen zwischen den Einzelmessungen zweier Messdurchgänge evaluiert. Die manuell vermessenen Distanzen zeigten keine deutlichen Messdifferenzen (Tab. 10). Der Mittelwert und Median beider Messdurchgänge waren identisch.

Tabelle 10: Ergebnisse der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Gipsmodellscans

	Messdurchgang 1	Messdurchgang 2
Mittelwert [mm]	16,3	16,3
Standardabweichung [mm]	19,7	19,9
Median [mm]	7,7	7,7
Minimum [mm]	0,4	0,4
Maximum [mm]	92,6	92,9
Gültige N	46	46

Die Ergebnisse wurden mithilfe von Boxplots in Abbildung 16 grafisch dargestellt.

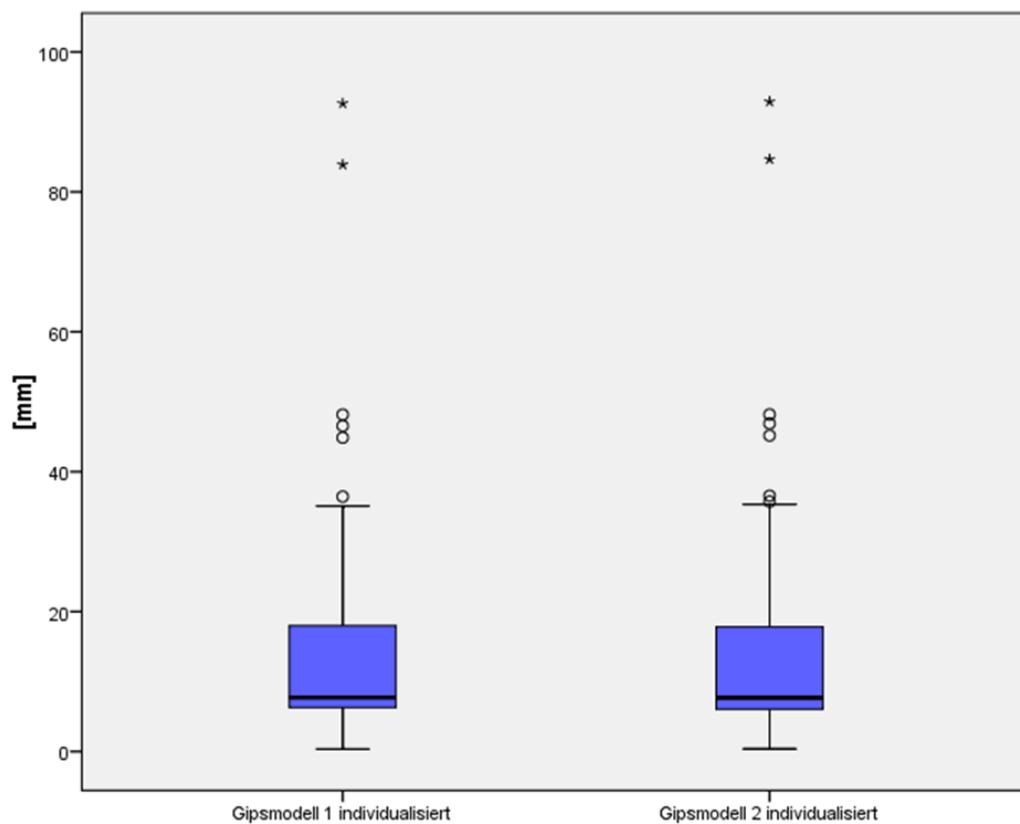


Abbildung 16: Boxplot zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Gipsmodellscans

Tabelle 11: Bland-Altman-Analyse der Messdurchgänge der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Gipsmodellscans

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	0,082
Standardabweichung [mm]	1,167
t-Test (p-Wert)	0,638
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,191
Gültige N	46

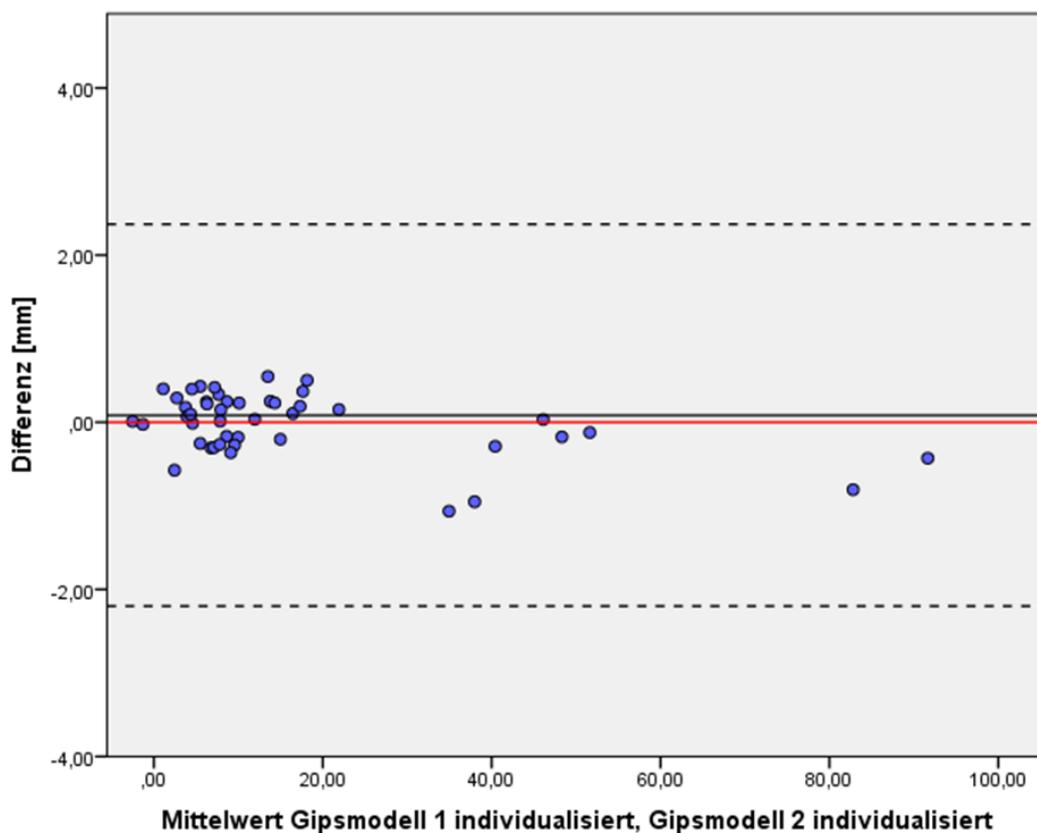


Abbildung 17: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Differenzen bei den Messreihen der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Gipsmodellscans

Der Bland-Altman-Plot (Abb. 17) zeigt, dass eine marginale Differenz zwischen beiden Messmethoden vorlag. Die erste Messreihe ergab keine signifikant höheren Werte als die zweite Messreihe. Die Differenzen der Messwertpaare waren innerhalb $\pm 1,96$ Standardabweichungen verteilt.

Die Unterschiede zwischen den Messreihen waren statistisch nicht signifikant (Tab. 11; t-Test: 0,638; Regressionsanalyse: $p=0,191$). Es lag eine gute Übereinstimmung zwischen den Einzelmessungen vor (Abb. 17). Die Hypothese, dass die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscans mit der 3Shape OrthoAnalyzer™ Software reproduzierbar möglich ist, konnte somit bestätigt werden.

4.4 Halbautomatische Vermessung des Abformungsscans

Bei der Vermessung des Abformungsscans wurden die Messpunkte durch das halbautomatische Softwareprogramm vorgegeben. Dadurch ergaben sich bei beiden Versuchsreihen identische Werte (Tab. 12).

Tabelle 12: Ergebnisse der halbautomatischen Vermessung des Abformungsscans

	Messdurchgang 1	Messdurchgang 2
Mittelwert [mm]	16,8	16,8
Standardabweichung [mm]	20,8	20,8
Median [mm]	8,2	8,2
Minimum [mm]	0,2	0,2
Maximum [mm]	101,3	101,3
Gültige N	46	46

Zur grafischen Darstellung wurden Boxplots angefertigt (Abb. 18).

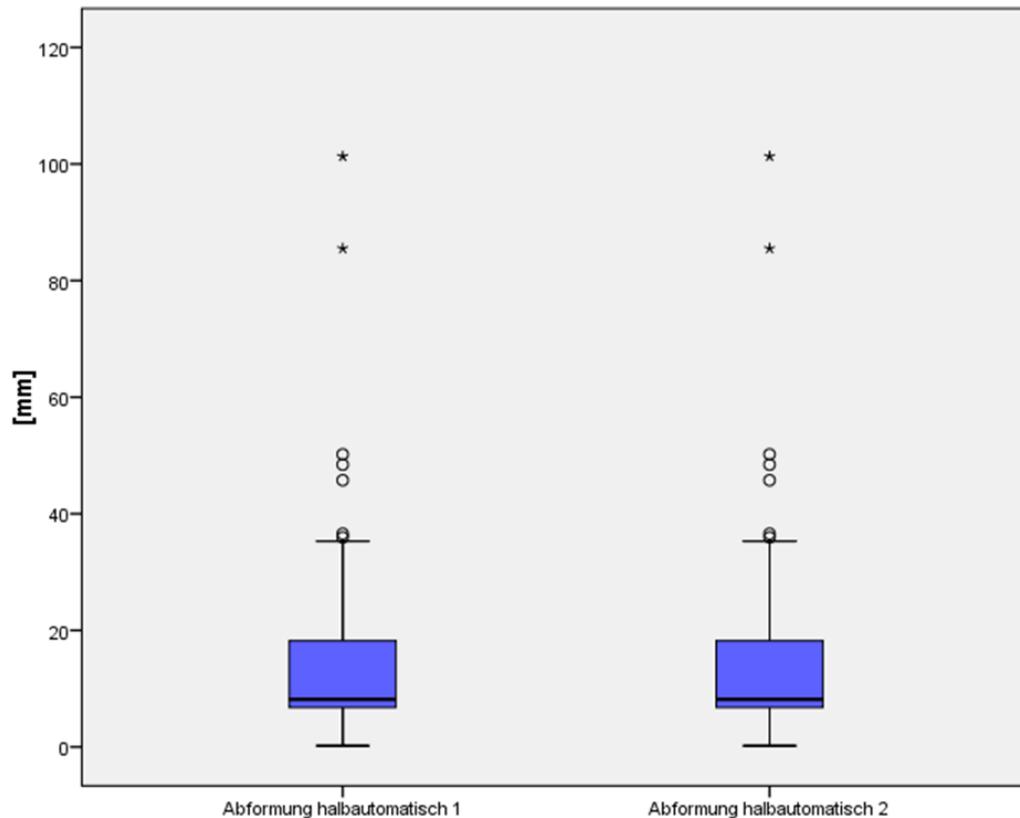


Abbildung 18: Boxplot zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der halbautomatischen Vermessung des Abformungsscans

Da alle 46 Messwertpaare identisch waren, konnten weder der t-Test noch die Regressionsanalyse durchgeführt werden. Die gestrichelten Linien im Bland-Altman-Plot hatten somit keine Bedeutung. Der Bland-Altman-Plot (Abb. 19) zeigt, dass eine marginale Differenz zwischen beiden Messreihen vorlag. Die erste Messreihe ergab keine signifikant höheren Werte als die zweite Messreihe. Die Differenzen der Messwertpaare waren innerhalb $\pm 1,96$ Standardabweichungen verteilt.

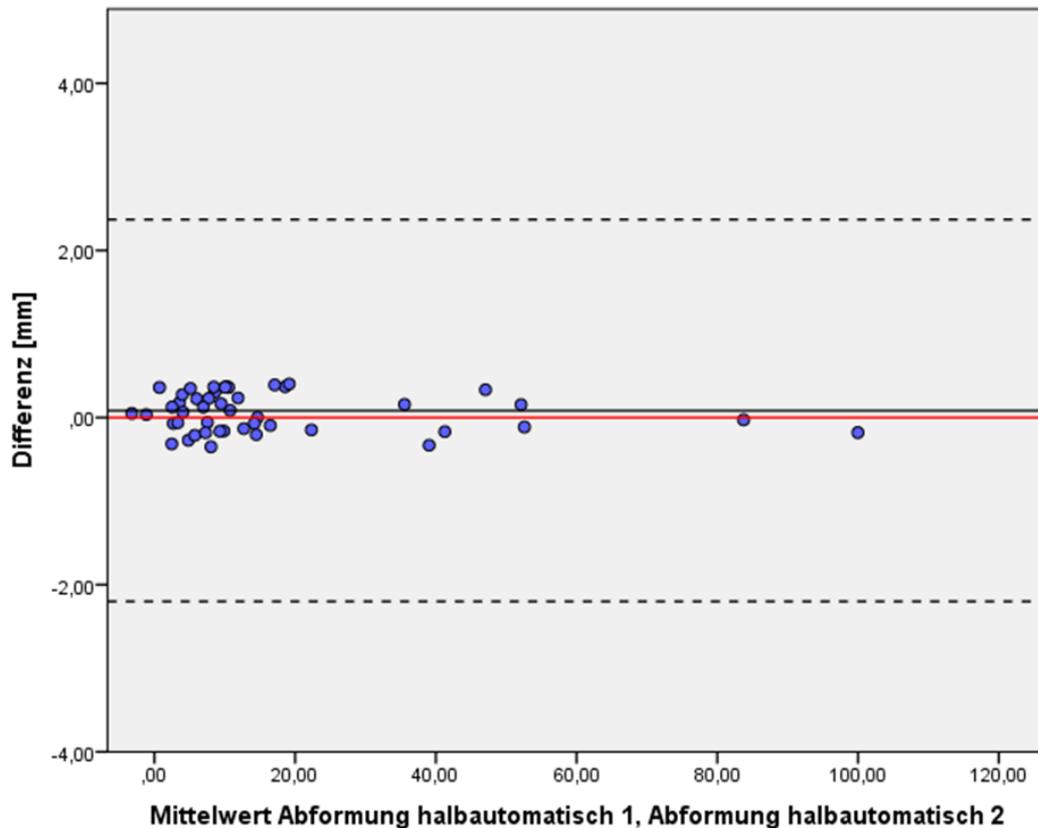


Abbildung 19: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Differenzen bei den Messreihen der halbautomatischen Vermessung der Abformungsscans

Die halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans mit der 3Shape OrthoAnalyzer™ Software war reproduzierbar möglich. Die aufgestellte Hypothese konnte somit bestätigt werden.

4.5 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans

Die Reproduzierbarkeit der Methode wurde durch den Vergleich zweier Messreihen evaluiert. Die digital vermessenen Distanzen zeigten keine deutlichen Messdifferenzen (Tab. 13). Der Mittelwert und Median beider Untersuchungsgruppen lagen nahe beieinander.

Tabelle 13: Ergebnisse der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Abformungsscans

	Messdurchgang 1	Messdurchgang 2
Mittelwert [mm]	16,4	16,5
Standardabweichung [mm]	20,3	20,3
Median [mm]	8,2	8,1
Minimum [mm]	0,4	0,3
Maximum [mm]	97,3	96,9
Gültige N	46	46

Die Daten wurden mittels Boxplot grafisch dargestellt (Abb. 20).

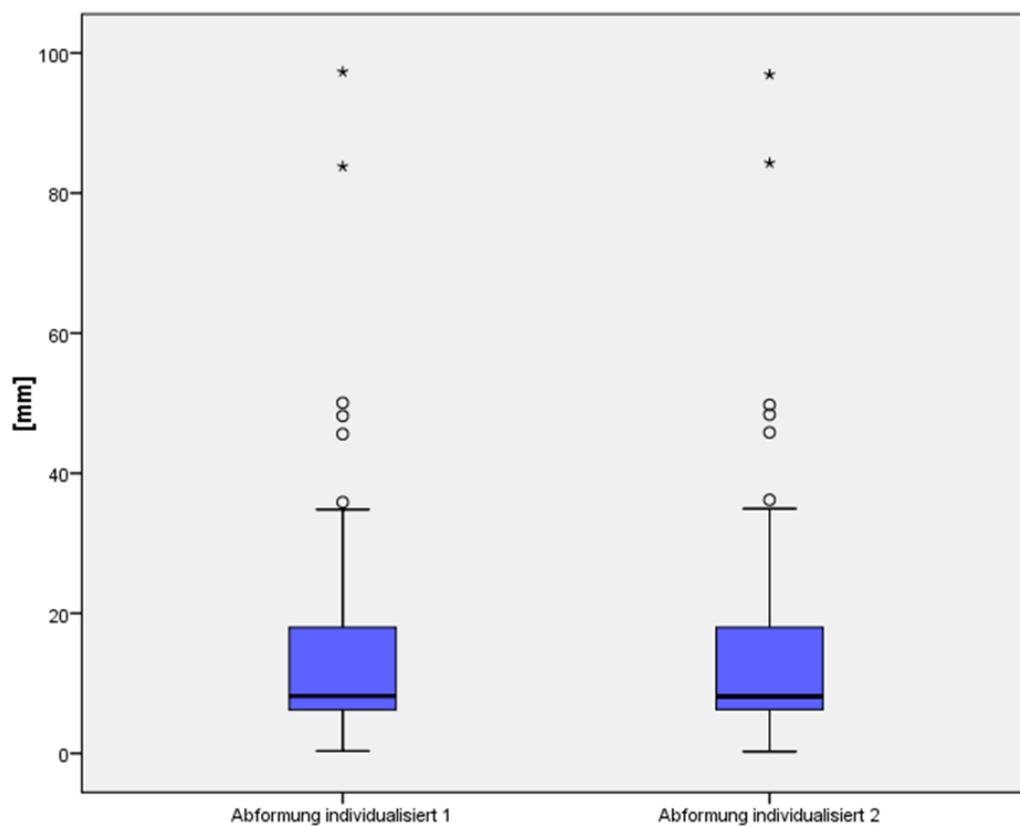


Abbildung 20: Boxplot zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der halbautomatisch-individualisierten Vermessung der Abformungsscans

Tabelle 14: Bland-Altman-Analyse der Messdurchgänge der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Abformungsscans

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	-0,017
Standardabweichung [mm]	0,222
t-Test (p-Wert)	0,602
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,598
Gültige N	46

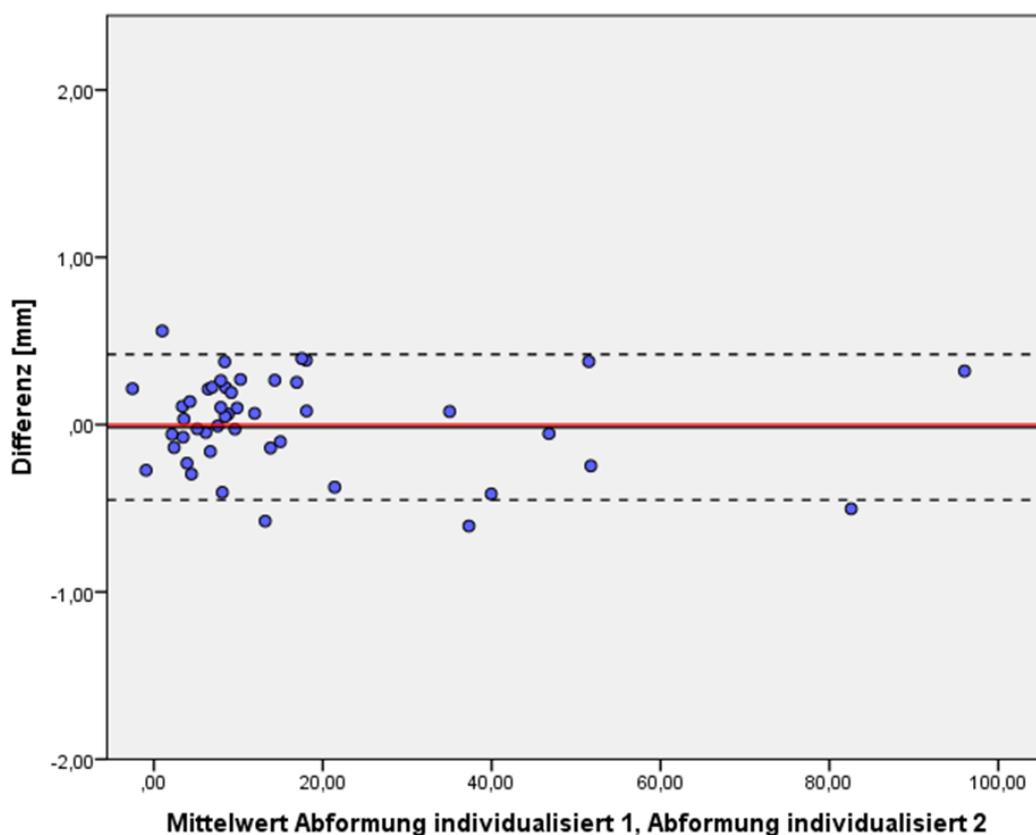


Abbildung 21: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Differenzen bei den Messreihen der halbautomatisch-individualisierten Vermessung der Abformungsscans

Der Bland-Altman-Plot (Abb. 21) zeigt, dass kein signifikanter Unterschied der Messmethoden vorlag. Die erste Messreihe ergab marginal niedrigere Werte als die zweite Messreihe.

Die Ergebnisse der beiden Messreihen waren statistisch nicht-signifikant verschieden (Tab. 14; t-Test: 0,602; Regressionsanalyse: $p=0,598$). Es lag eine gute Übereinstim-

mung zwischen den Einzelmessungen vor (Abb. 21). Die Hypothese, dass die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans mit der 3Shape OrthoAnalyzer™ Software reproduzierbar möglich ist, konnte somit bestätigt werden.

4.6 Vergleich der Messmethoden

Für den Vergleich der fünf Messmethoden wurde jeweils der Mittelwert der Kenndaten der beiden Messreihen gebildet. Die Ergebnisse können Tab. 15 und Abb. 22 entnommen werden.

Tabelle 15: Vergleich der fünf Messmethoden (jeweils Mittelwerte der beiden Messreihen)

	Referenzmodell Schieblehre	Gipsmodell halbautomatisch	Gipsmodell individualisiert	Abformung halbautomatisch	Abformung individualisiert
Mittelwert [mm]	15,6	16,4	16,3	16,8	16,4
Standardabweichung [mm]	18,9	20,3	19,8	20,8	20,3
Median [mm]	7,3	7,6	7,5	8,2	8,2
Minimum [mm]	0,3	0,3	0,4	0,2	0,3
Maximum [mm]	87,2	97,0	92,8	101,3	97,1
Gültige N	46	46	46	46	46

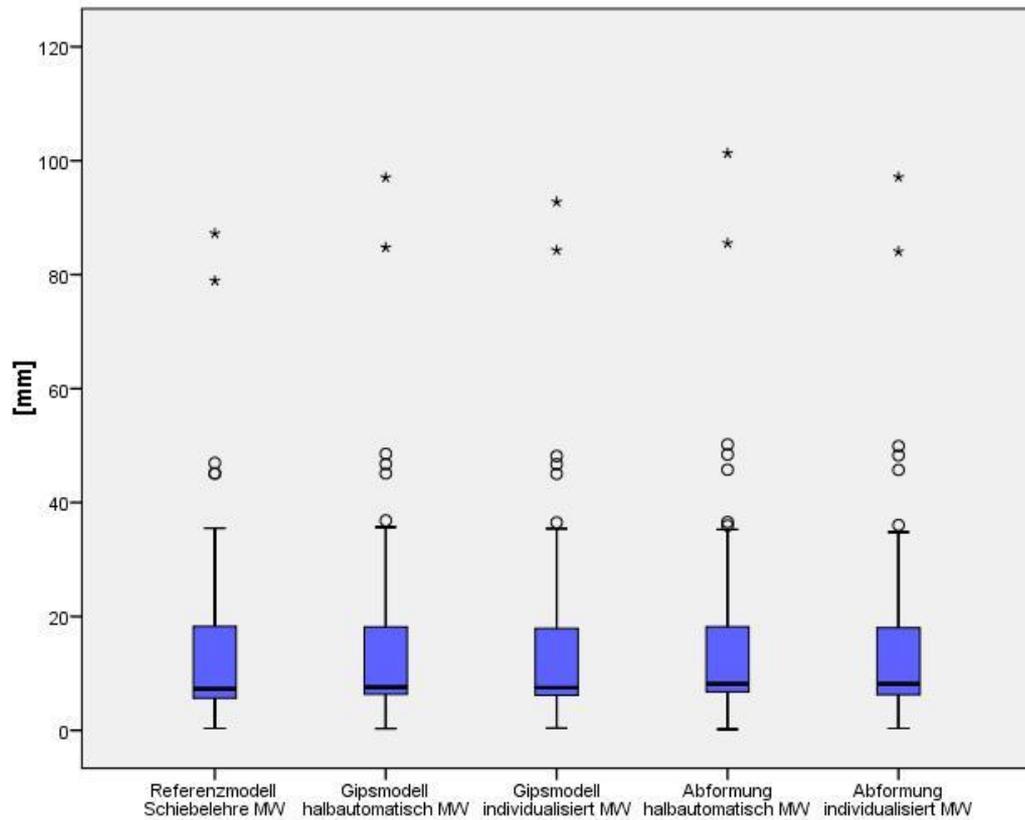


Abbildung 22: Boxplots zur vergleichenden Darstellung der Messmethoden 4.1-4.5

Der Boxplot (Abb. 22) verdeutlicht den Vergleich aller Messmethoden. Es ist erkennbar, dass die Messmethoden in der Streuung der Messwerte variierten.

Der paarweise Vergleich der Messmethoden ergab statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Messungen (Tab. 16; $p=0,011$, ANOVA mit Messwiederholungen).

Tabelle 16: Vergleichende statistische Analyse der Messmethoden 4.1–4.5 mittels ANOVA auf der Basis der Mittelwerte beider Messreihen

Methode 1 (I)	Methode 2 (J)	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b
Referenzmodell Schieblehre	Gipsmodell halbautomatisch	-0,834 [*]	0,261	0,003*
	Gipsmodell individualisiert	-0,705 [*]	0,188	0,001*
	Abformung halbautomatisch	-1,189 [*]	0,345	0,001*
	Abformung individualisiert	-0,856 [*]	0,255	0,002*
Gipsmodell halbautomatisch	Referenzmodell Schieblehre	0,834 [*]	0,261	0,003*
	Gipsmodell individualisiert	0,129	0,146	0,382
	Abformung halbautomatisch	-0,356 [*]	0,135	0,012*
	Abformung individuell	-0,022	0,112	0,843
Gipsmodell individualisiert	Referenzmodell Schieblehre	0,705 [*]	0,188	0,001*
	Gipsmodell halbautomatisch	-0,129	0,146	0,382
	Abformung halbautomatisch	-0,484 [*]	0,226	0,038
	Abformung individuell	-0,151	0,154	0,331
Abformung halbautomatisch	Referenzmodell Schieblehre	1,189 [*]	0,345	0,001*
	Gipsmodell halbautomatisch	0,356 [*]	0,135	0,012*
	Gipsmodell individualisiert	0,484 [*]	0,226	0,038*
	Abformung individuell	0,333 [*]	0,106	0,003*
Abformung individualisiert	Referenzmodell Schieblehre	0,856 [*]	0,255	0,002*
	Gipsmodell halbautomatisch	0,022	0,112	0,843
	Gipsmodell individualisiert	0,151	0,154	0,331
	Abformung halbautomatisch	-0,333 [*]	0,106	0,003*

*. Die mittlere Differenz ist auf dem 0,05-Niveau signifikant.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Zwischen den digitalen Messmethoden und der manuellen Vermessung des Referenzmodells bestanden signifikante Unterschiede. Bei dem Vergleich der halbautomatischen Vermessung des Gipsmodellscans mit der manuellen Messung betrug die mittlere Differenz -0,834 mm. Dieser Unterschied war mit einem $p=0,003$ signifikant. Die geringste mittlere Differenz zur manuellen Vermessung zeigte die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Gipsmodellscan (-0,705 mm; $p=0,001$). Die halbauto-

matischen/halbautomatisch-individualisierten Vermessungen des Abformungsscans ergaben Differenzen von -1,189 mm ($p=0,001$) bzw. -0,856 mm ($p=0,002$).

Die Ergebnisse der halbautomatischen Vermessung des Gipsmodells waren nicht signifikant von denen der halbautomatisch-individualisierten Messmethoden verschieden. Die mittlere Differenz zur halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Gipsmodells betrug 0,129 mm ($p=0,382$) und zur halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Abformungsscans -0,022 mm ($p=0,843$). Zur halbautomatischen Vermessung des Abformungsscans bestand dagegen ein signifikanter Unterschied (-0,356 mm, $p=0,012$).

Die halbautomatische Vermessung des Abformungsscans zeigte gegenüber der halbautomatisch-individualisierten Vermessung bei einer mittleren Differenz von -0,484 mm einen signifikanten Unterschied ($p=0,038$). Zwischen der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Abformungsscans und der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Gipsmodellscans bestand kein signifikanter Unterschied.

Die beiden auf einem Abformungsscans basierenden Methoden (halbautomatisch-individualisiert/halbautomatisch) zeigten einen signifikanten Unterschied ($p=0,003$) bei einer mittleren Differenz von 0,333 mm. Die Hypothese, dass zwischen den Messmethoden 1-5 signifikante Unterschiede vorliegen, konnte somit bestätigt werden.

4.7 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells

Die Reproduzierbarkeit der Methode wurde durch eine Wiederholung der Messung (4 Messdurchgänge) analysiert. Die manuell vermessenen Distanzen zeigten keine großen Messdifferenzen. Die Mittelwerte und Mediane aller vier Messdurchgänge lagen nahe beieinander (Tab. 17, Abb. 23).

Tabelle 17: Kennwerte der halbautomatisch-individualisierten Vermessung des μ -CT-Modells

	Messdurchgang 1	Messdurchgang 2	Messdurchgang 3	Messdurchgang 4
Mittelwert [mm]	15,5	14,8	14,9	15,0
Standardabweichung [mm]	18,1	17,8	17,9	17,9
Median [mm]	6,8	7,1	6,9	6,9
Minimum [mm]	0,2	0,3	0,3	0,3
Maximum [mm]	81,1	80,1	80,6	80,0
Gültige N	46	46	46	46

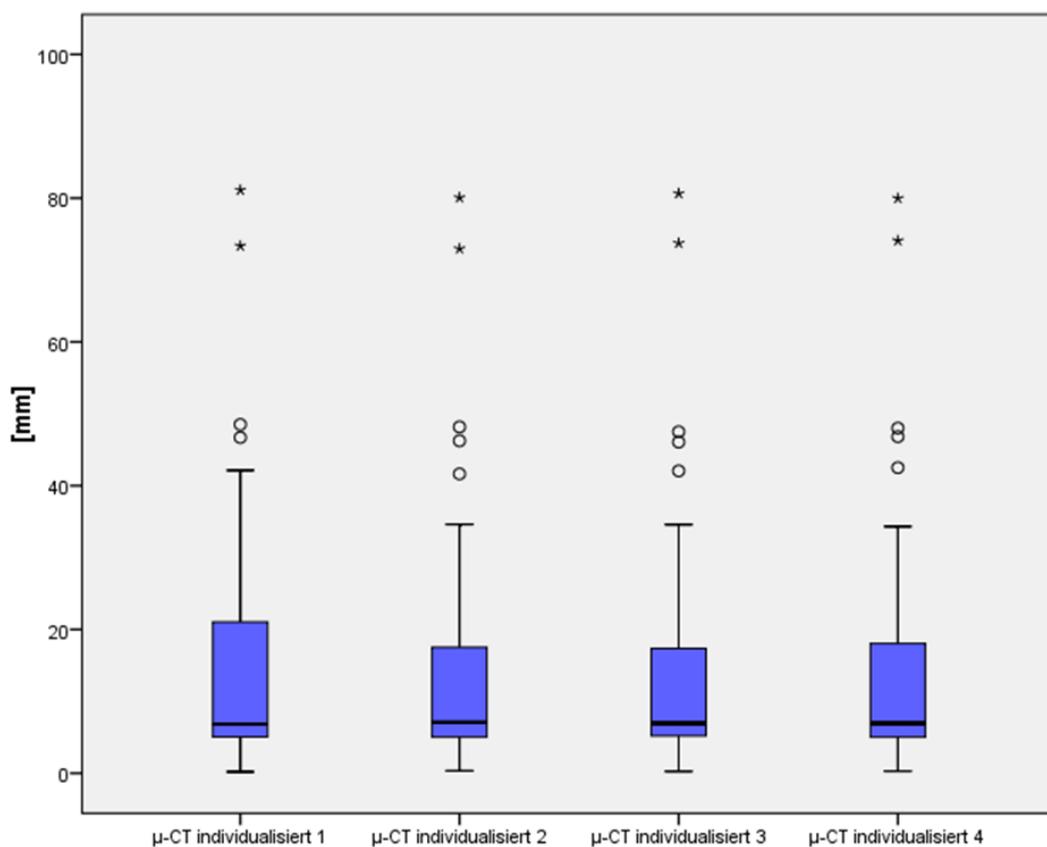


Abbildung 23: Boxplot zur Darstellung der wiederholten Vermessung des μ -CT-Modells

Der Boxplot (Abb. 23) vergleicht die vier Messreihen. Es ist erkennbar, dass die Messreihen in der Streuung der Messwerte variierten.

Die statistische Analyse der Messdaten ergab signifikante Unterschiede zwischen den Messdurchgängen des μ -CT-Modells ($p = 0,007$, ANOVA mit Messwiederholungen).

Die paarweisen Vergleiche sind in Tabelle 18 dargestellt.

Tabelle 18: Paarweise Vergleiche der Messdurchgänge des μ -CT-Modells mittels ANOVA

Messdurchgang (I)	Messdurchgang (J)	Mittlere - Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b
Messdurchgang 1	Messdurchgang 2	0,763 [*]	0,219	0,001
	Messdurchgang 3	0,638 [*]	0,216	0,005
	Messdurchgang 4	0,549 [*]	0,191	0,006
Messdurchgang 2	Messdurchgang 1	-0,763 [*]	0,219	0,001
	Messdurchgang 3	-0,125	0,080	0,125
	Messdurchgang 4	-0,214 [*]	0,069	0,003
Messdurchgang 3	Messdurchgang 1	-0,638 [*]	0,216	0,005
	Messdurchgang 2	0,125	0,080	0,125
	Messdurchgang 4	-0,089	0,058	0,131
Messdurchgang 4	Messdurchgang 1	-0,549 [*]	0,191	0,006
	Messdurchgang 2	0,214 [*]	0,069	0,003
	Messdurchgang 3	0,089	0,058	0,131

*. Die mittlere Differenz ist auf dem 0,05-Niveau signifikant.

^b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Die Mehrzahl der paarweisen Vergleiche war statistisch signifikant verschieden. Die Hypothese, dass eine halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ CT-Modells (STL-File) mit der 3SHAPE-Software reproduzierbar möglich ist, konnte nicht bestätigt werden.

4.8 Vermessung wiederholter Abformungsscans und Gipsmodellscans

Die halbautomatischen und halbautomatisch-individualisierten Vermessungen wurden an jeweils zwei Abformungen und zwei Gipsmodellen durchgeführt. Für jede Abformung bzw. jedes Gipsmodell wurde jeweils ein 3D-Scan (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) angefertigt. Die halbautomatische Vermessung der Abformungsscans ergaben ähnliche Werte. Der Mittelwert lag mit einer Differenz von 0,1 mm dicht beieinander. Der Median wies eine leichte Differenz von 0,6 mm auf (Tab. 19; Abb. 24).

Tabelle 19: Kenndaten der halbautomatischen Vermessung wiederholter Abformungsscans

	Abformung 1 halbautomatisch	Abformung 2 halbautomatisch
Mittelwert [mm]	16,9	17,0
Standardabweichung [mm]	20,8	21,2
Median [mm]	8,3	8,9
Minimum [mm]	0,4	0,2
Maximum [mm]	100,9	104,0
Gültige N	46	46

Die statistische Analyse (Tab. 20; Abb. 24) ergab bei Verwendung des t-Tests keine signifikanten Unterschiede ($p=0,155$).

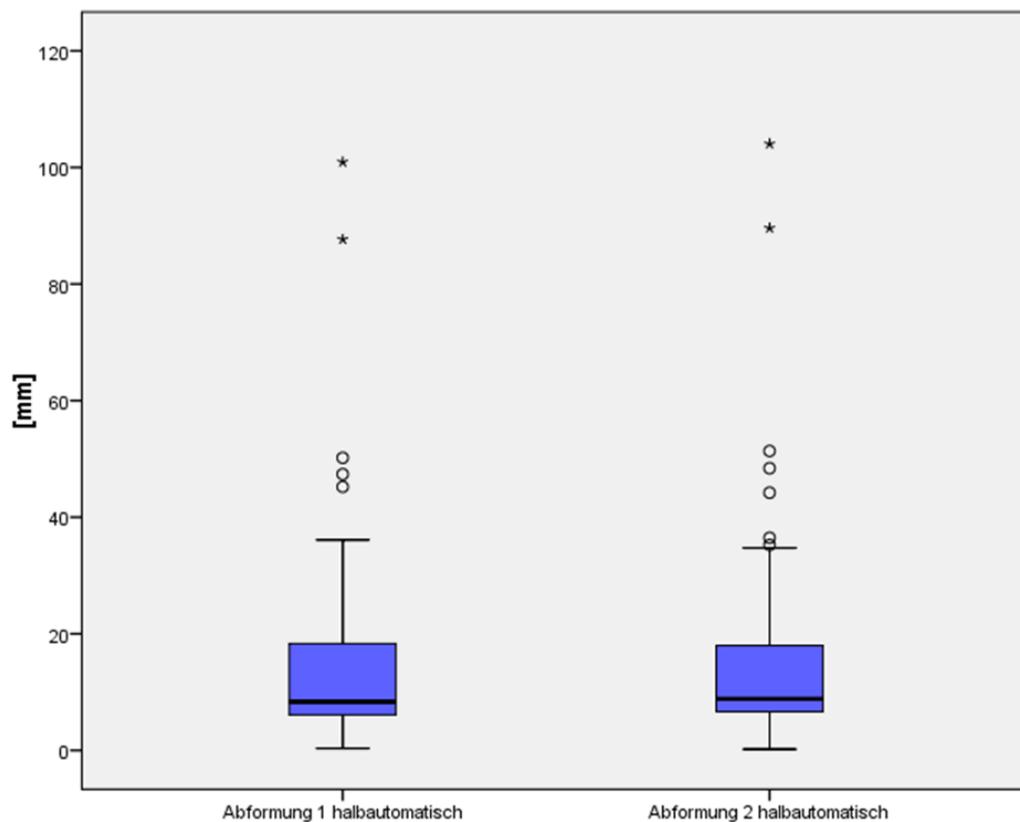


Abbildung 24: Boxplot zur Darstellung der halbautomatischen Vermessung wiederholter Abformungsscans

Der Boxplot (Abb. 24) zeigt die halbautomatische Vermessung bei wiederholten Abformungsscans. Es wird eine unterschiedliche Streuung der Messwerte für beide Methoden deutlich.

Tabelle 20: Bland-Altman-Analyse der halbautomatischen Vermessung wiederholter Abformungsscans

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	-0,178
Standardabweichung [mm]	0,834
t-Test (p-Wert)	0,155
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	< 0,001
Gültige N	46

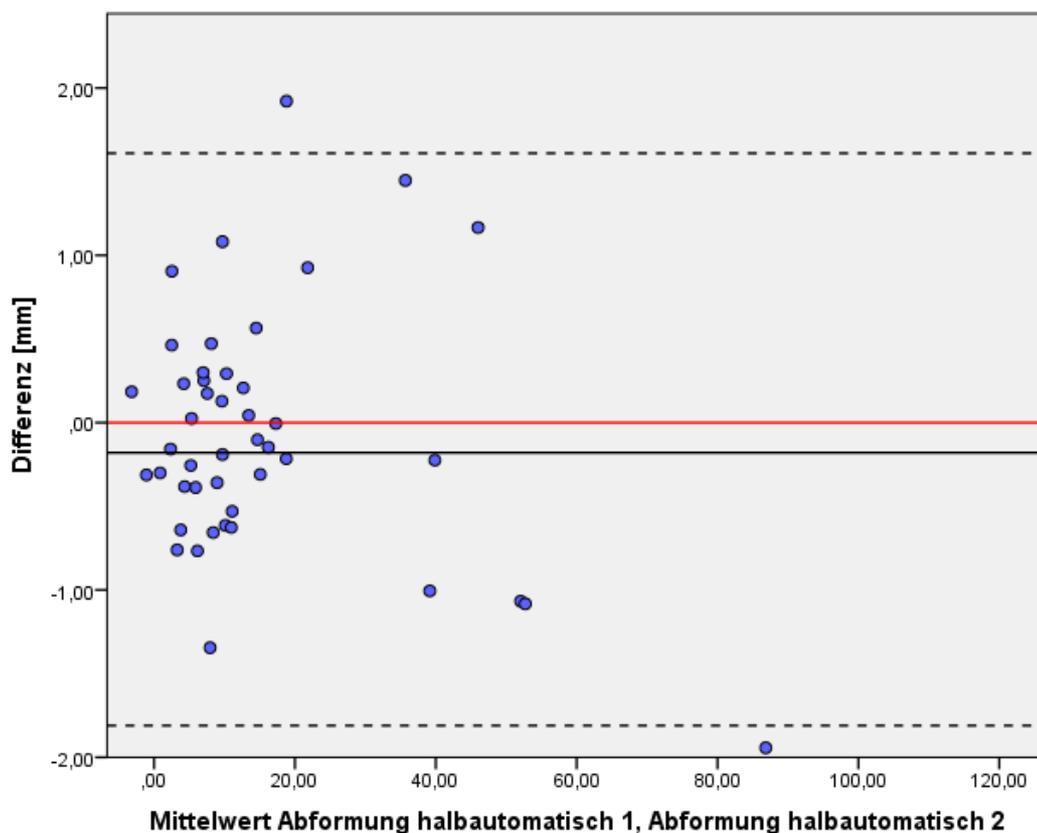


Abbildung 25: Bland-Altman-Plot der halbautomatischen Vermessung wiederholter Abformungsscans

Aus dem Bland-Altman-Plot (Abb. 25) wird ersichtlich, dass die erste Messreihe niedrigere Werte ergab als die zweite Messreihe. Die halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Abformungsscans zeigte ebenfalls ähnliche Werte (Differenz Mittelwert: 0,1 mm, Differenz Median: 0,1 mm, Tab. 21; Abb. 26).

Tabelle 21: Kenndaten der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Abformungs-scans

	Abformung 1 halbautomatisch- individualisiert	Abformung 2 halbautomatisch- individualisiert
Mittelwert [mm]	16,3	16,4
Standardabweichung [mm]	20,1	20,3
Median [mm]	8,4	8,3
Minimum [mm]	0,5	0,2
Maximum [mm]	97,3	98,2
Gültige N	46	46

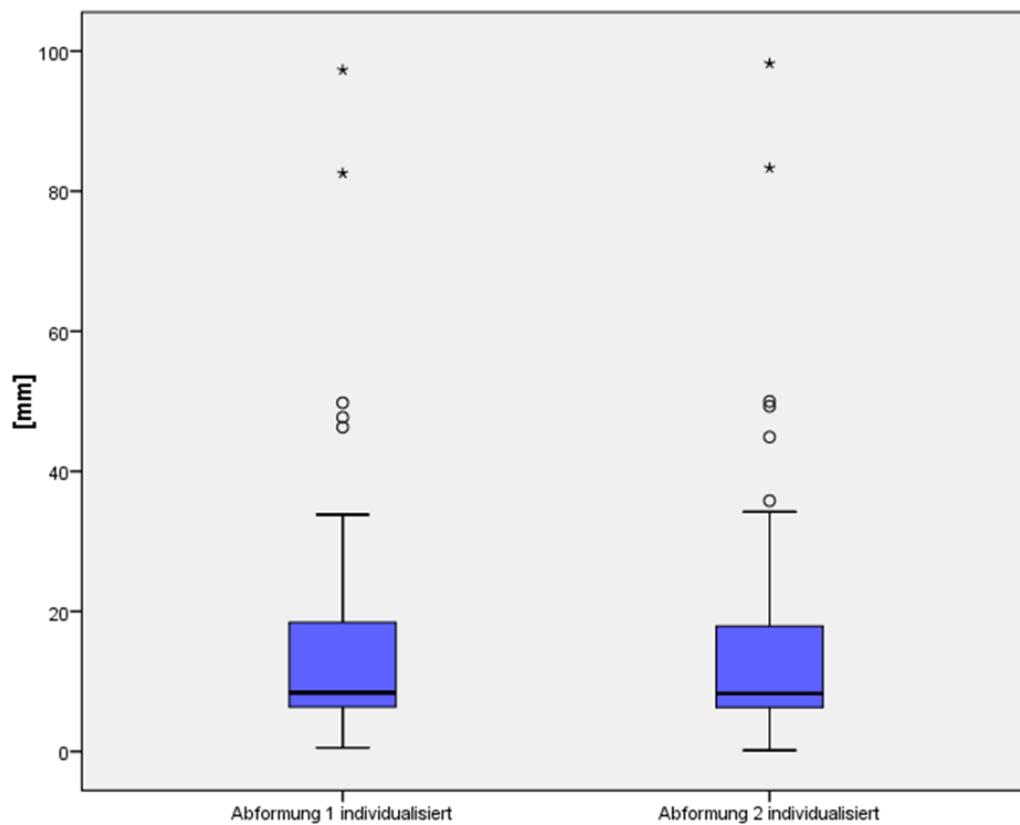


Abbildung 26: Box-Plot zur Darstellung der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Abformungsscans

Tabelle 22: Bland-Altman-Analyse der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Abformungsscans

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	-0,114
Standardabweichung [mm]	0,776
t-Test (p-Wert)	0,324
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,064
Gültige N	46

Die Analyse mit dem Bland-Altman-Test zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede (t-Test: $p=0,324$; Regressionsanalyse: $p=0,064$) der auf zwei Abformungsscans basierenden Messreihen (Tab. 22; Abb. 27).

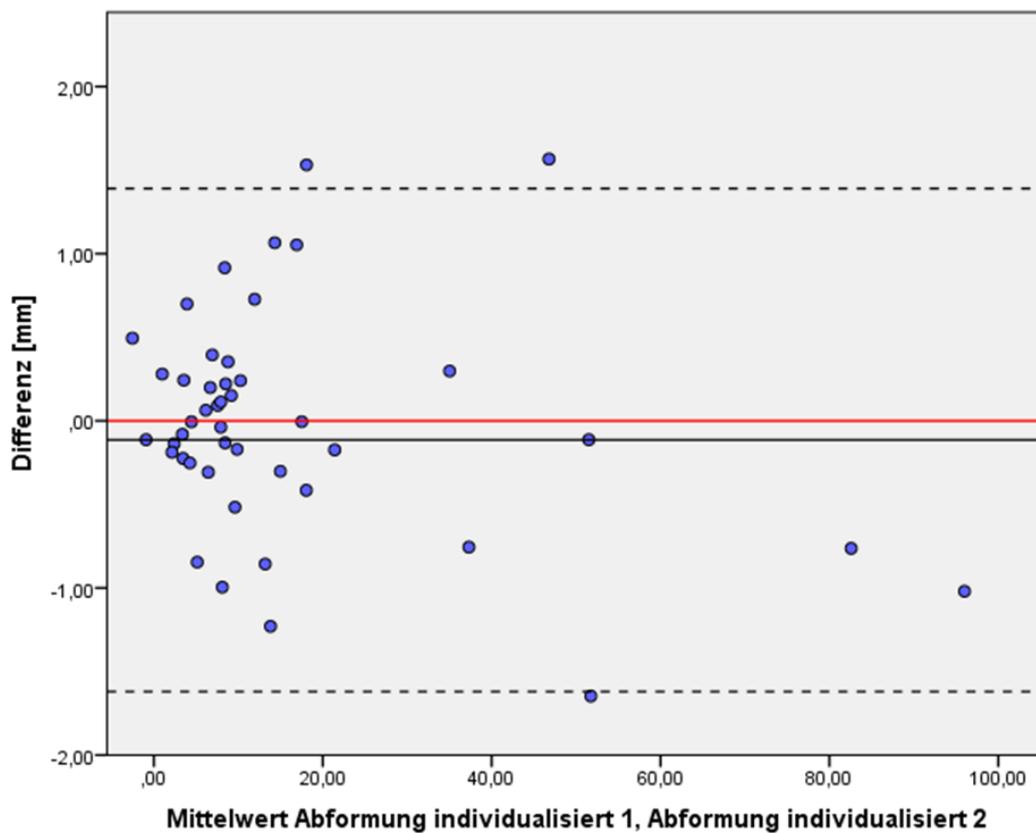


Abbildung 27: Bland-Altman-Plot der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Abformungsscans

Aus dem Bland-Altman-Plot (Abb. 27) wird ersichtlich, dass die erste Messreihe niedrigere Werte ergab, als die zweite Methode. Bei dem Vergleich der Daten basierend auf einer halbautomatischen Vermessung wiederholter Gipsmodellscans zeigten sich ebenfalls nur geringe Unterschiede (Differenz-Mittelwert: 0,2 mm; Differenz-Median: 0,0 mm; Tab. 23; Abb. 28).

Tabelle 23: Kenndaten der halbautomatischen Vermessung wiederholter Gipsmodellscans

	Gipsmodell 1 halbautomatisch	Gipsmodell 2 halbautomatisch
Mittelwert [mm]	16,6	16,8
Standardabweichung [mm]	20,5	20,8
Median [mm]	8,2	8,2
Minimum [mm]	0,4	0,4
Maximum [mm]	98,6	99,2
Gültige N	46	46

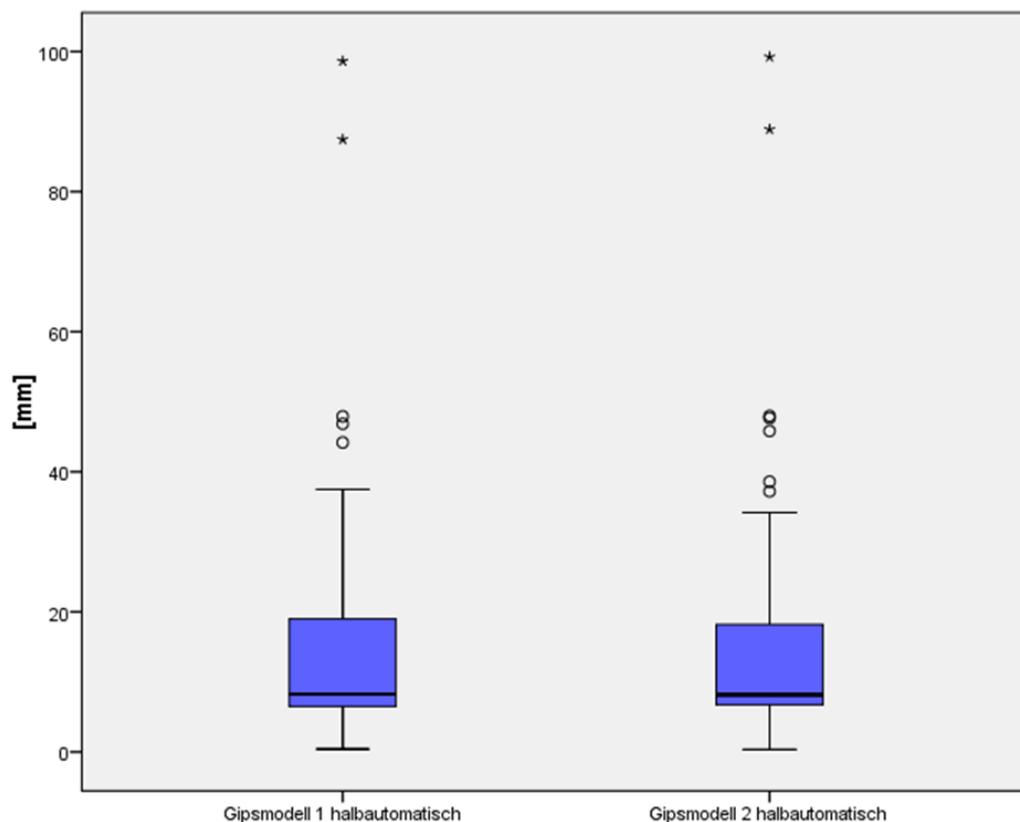


Abbildung 28: Box-Plot zur Darstellung der halbautomatischen Vermessung wiederholter Gipsmodellscans

Die statistische Analyse (Tab. 24; Abb. 29) ergab bei Verwendung des t-Tests keine signifikanten Unterschiede ($p=0,302$).

Tabelle 24: Bland-Altman-Analyse der halbautomatischen Vermessung wiederholter Gipsmodellscans

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	-0,133
Standardabweichung [mm]	0,863
t-Test (p-Wert)	0,302
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,043
Gültige N	46

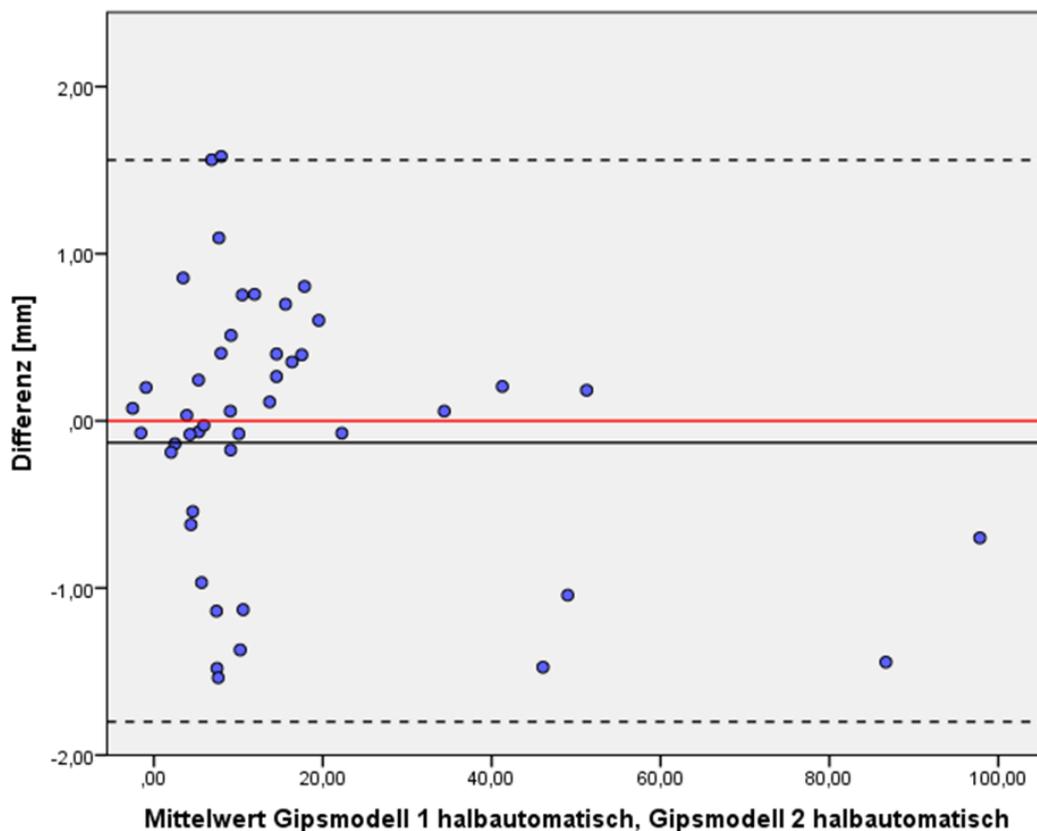


Abbildung 29: Bland-Altman-Analyse der halbautomatischen Vermessung wiederholter Gipsmodellscans

Bei dem Vergleich der Ergebnisse basierend auf einer halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Gipsmodellscans traten ebenfalls nur geringe Unterschiede auf (Differenz-Mittelwert: 0,6 mm, Differenz-Median: 0,0 mm; Tab. 25, Abb. 30)

Tabelle 25: Ergebnisse der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Gipsmodell-scans

	Gipsmodell 1 halbautomatisch- individualisiert	Gipsmodell 2 halbautomatisch- individualisiert
Mittelwert [mm]	16,7	16,1
Standardabweichung [mm]	20,2	19,6
Median [mm]	8,0	8,0
Minimum [mm]	0,5	0,4
Maximum [mm]	94,3	91,1
Gültige N	46	46

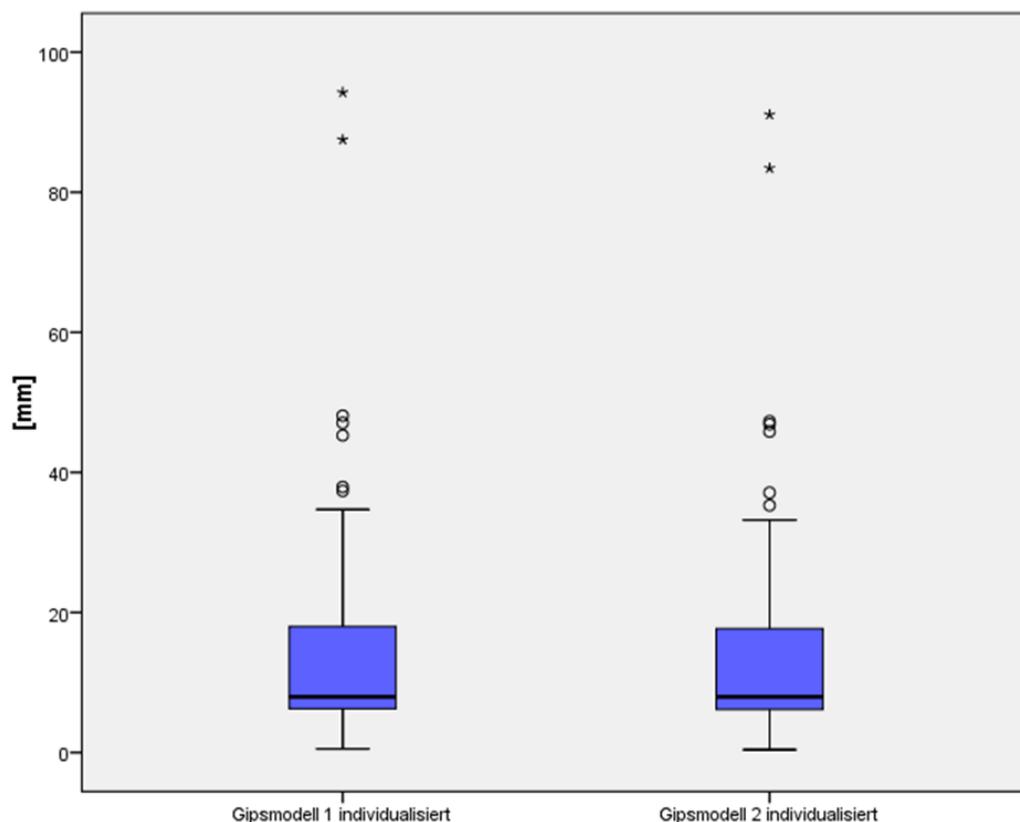


Abbildung 30: Boxplot zur Darstellung der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Gipsmodell-scans

Der Boxplot (Abb. 30) zeigt eine geringere Streuung bei der zweiten Messreihe als bei der ersten Messreihe.

Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messreihen (t-Test: $p=0,003$; Regressionsanalyse: $p=0,002$; Tab. 26, Abb. 31).

Tabelle 26: Bland-Altman-Analyse der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Gipsmodellscans

Bland-Altman-Analyse	
Differenz der Messungen [mm]	0,576
Standardabweichung [mm]	1,240
t-Test (p-Wert)	0,003
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,002
Gültige N	46

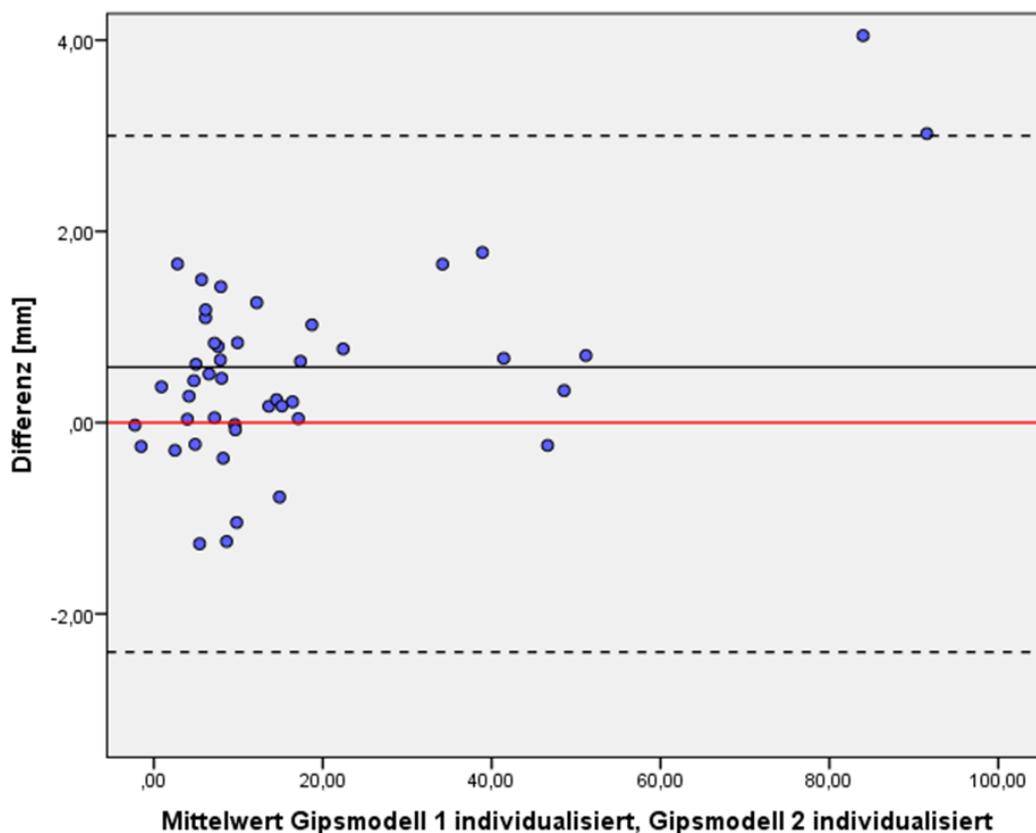


Abbildung 31: Bland-Altman-Analyse der halbautomatisch-individualisierten Vermessung wiederholter Gipsmodellscans

Drei Messreihen waren statistisch nicht-signifikant verschieden (Abformung halbautomatisch, Abformung halbautomatisch-individualisiert, Gipsmodell halbautomatisch). Es lag eine gute Übereinstimmung zwischen den Einzelmessungen vor.

Die halbautomatisch-individualisierte Messreihe am Gipsmodell wies statistisch signifikante Differenzen auf ($p=0,003$). Die Hypothese, dass wiederholte Abformungsscans

und Gipsmodellscans (Mesantis 3Shape R700™), die halbautomatisch-individualisiert mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software vermessen werden, reproduzierbar auswertbar sind, konnte mit Einschränkungen bestätigt werden.

4.9 Vergleich der Messmethoden 4.8

Anschließend wurde aus den beiden Messreihen der vier Messmethoden jeweils das arithmetische Mittel gebildet (Tab. 27, Abb. 32). Die Werte der halbautomatisch-individualisierten Vermessung der Abformungs- und Gipsmodellscans (Differenz Mittelwert: 0,0 mm, Differenz Median: 0,5 mm) differierten weniger als die der halbautomatischen Vermessungen (Differenz Mittelwert: 0,2 mm, Differenz Median: 0,5 mm). Die halbautomatischen Vermessungen ergaben durchweg höhere Werte als die halbautomatisch-individualisierten Vermessungen

Tabelle 27: Vergleich der halbautomatischen/halbautomatisch-individualisierten Vermessung von Abformungs- und Gipsmodellscans

	Abformung individualisiert	Abformung halbautomatisch	Gipsmodell halbautomatisch	Gipsmodell individualisiert
Mittelwert [mm]	16,4	16,9	16,7	16,4
Standardabweichung [mm]	20,2	21,0	20,7	19,9
Median [mm]	8,3	8,6	8,1	7,8
Minimum [mm]	0,4	0,3	0,4	0,6
Maximum [mm]	97,8	102,5	98,9	92,7
Gültige N	46	46	46	46

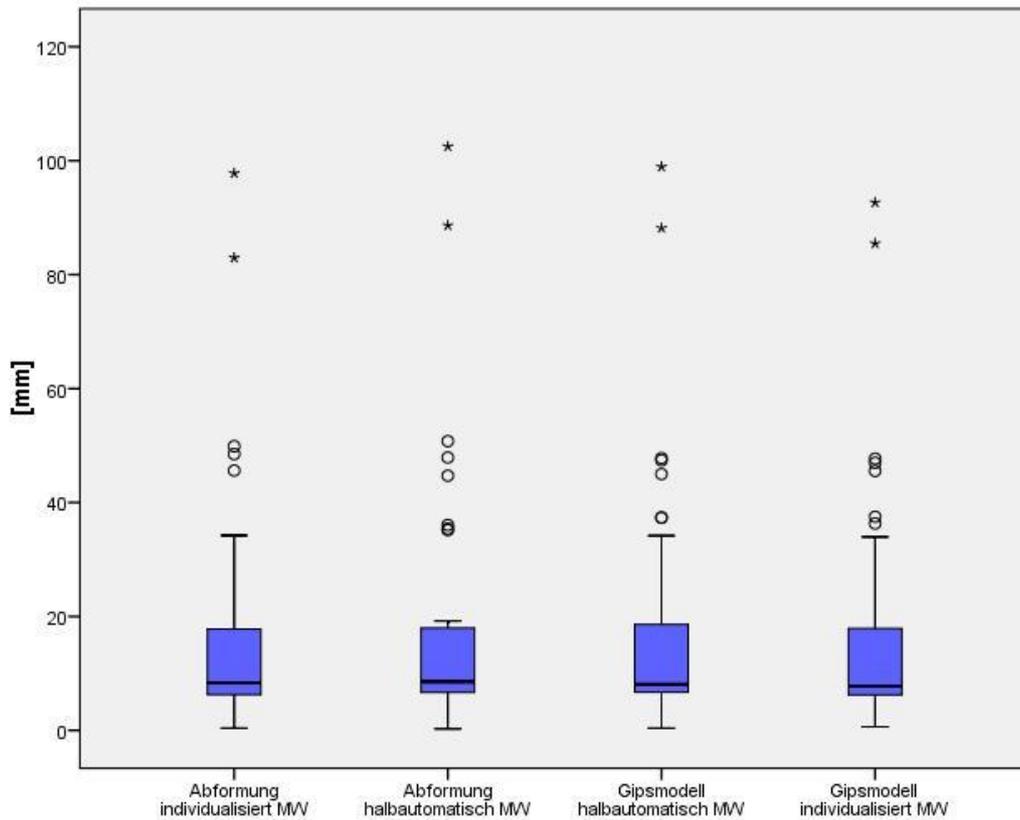


Abbildung 32: Boxplot zur Darstellung der Verteilung der Werte der halbautomatischen/halbautomatisch-individualisierten Vermessung von Abformungs- und Gipsmodellscans

Die statistische Analyse (ANOVA mit Messwiederholungen, paarweise Vergleiche) ergab signifikante Unterschiede zwischen den Methoden (Tab. 28).

Tabelle 28: Paarweiser Vergleich der halbautomatischen/halbautomatisch-individualisierten Vermessung von Abformungs- und Gipsmodellscans (ANOVA)

Methode (I)	Methode (J)	Mittlere Differenz (I-J) [mm]	Standardfehler [mm]	Sig. ^b
Abformung individualisiert	Abformung halbautomatisch	-0,582 [*]	0,173	0,002
	Gipsmodell halbautomatisch	-0,357	0,190	0,067
	Gipsmodell individualisiert	-0,050	0,207	0,809
Abformung halbautomatisch	Abformung individualisiert	0,582 [*]	0,173	0,002
	Gipsmodell halbautomatisch	0,225	0,146	0,131
	Gipsmodell individualisiert	0,532	0,270	0,055
Gipsmodell halbautomatisch	Abformung individualisiert	0,357	0,190	0,067
	Abformung halbautomatisch	-0,225	0,146	0,131
	Gipsmodell individualisiert	0,306	0,186	0,106
Gipsmodell individualisiert	Abformung individualisiert	0,050	0,207	0,809
	Abformung halbautomatisch	-0,532	0,270	0,055
	Gipsmodell halbautomatisch	-0,306	0,186	0,106

*. Die mittlere Differenz ist auf dem 0,05-Niveau signifikant.
b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

Ein signifikanter Unterschied mit einem p-Wert von 0,002 konnte nur zwischen der halbautomatischen Vermessung und halbautomatisch-individualisierten Vermessung des Abformungsscans festgestellt werden. Die Hypothese, dass zwischen den unter Punkt 8 genannten Vermessungen signifikante Unterschiede vorliegen, konnte somit bestätigt werden.

5 Diskussion

Die Modellanalyse ist ein unverzichtbarer Baustein der kieferorthopädischen Diagnostik. Als standardisierter und non-invasiver Teil des kieferorthopädischen Befundes dienen die Modelle der metrischen, extraoralen Untersuchung. Die etablierten Verfahren mithilfe von Schieblehren, Schmuth-Platten und Zirkeln weisen zwar eine ausreichende Genauigkeit auf (Fischer-Brandies und Stahl 1995), scheinen aber aufgrund des großen Aufwands im digitalen Zeitalter nicht mehr zeitgemäß. Digitale Akten und die digitale Auswertung bildgebender Verfahren werden sowohl im ambulanten als auch im stationären Sektor zunehmend Standard. Auf dem Gebiet der Modellanalyse werden ständig neue digitale Verfahren entwickelt, die die bisherige manuelle Analyse ersetzen und vereinfachen können. Aufgrund dieser technischen Fortschritte ist es aktuell bereits möglich, eine digitalisierte 3D-Modelldarstellung und Modellanalyse am Computerbildschirm durchzuführen.

Im Rahmen der vorliegenden methodischen Untersuchung wurden manuelle und digitale Messmethoden zur Modellanalyse miteinander verglichen. Die Ergebnisse sollen im Folgenden differenziert diskutiert werden.

5.1 Diskussion der Methoden

Die Evaluation der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der digitalen Modellanalyse ist komplex. Um eine valide Aussage treffen zu können, gilt es verschiedene Faktoren zu beachten. Dazu gehören das verwendete Modell und Abdruckverfahren, die Durchführung der manuellen Modellanalyse, der 3D-Modellscanner, die Auswahl der Messparameter.

Für die vorliegende standardisierte Modellanalyse wurde ein kieferorthopädisches Referenzmodell mit Zahnfehlstellungen gewählt. In ähnlichen Untersuchungen diente eine direkte manuelle Vermessung des Acrylmodells als Referenz zur Evaluierung von Präzision und Reproduzierbarkeit der digitalen Vermessung (Zilberman et al. 2003, Quimby et al. 2004, Alcan et al. 2009). Praxisnaher ist die Vermessung am Gipsmodell, da eine intraorale Vermessung mittels Schieblehre direkt am Patienten nicht möglich ist. Dabei müssen aber mögliche Fehlerquellen wie die Abdrucknahme, die Eigenbeweglichkeit

der Zähne, der Herstellungsprozess im Labor und die Expansion des Gipses berücksichtigt werden. Die Herstellung der Gipsmodelle wurde nach dem Standard-Protokoll von Bell et al. (2003) durchgeführt.

Santoro et al. (2003) untersuchten 20 zufällig ausgewählte bleibende Gebisse mit durchgebrochenen Zähnen von 16–26 und 36–46 ohne bisherige kieferorthopädische Behandlung. Tarazona et al. (2013) analysierten 27 Patienten mit einer Dentition vom ersten bleibenden Molar bis zum anderen ersten bleibenden Molar auf der Gegenseite. Die Ergebnisse dieser Studien führten zur Auswahl des Acrylmodells vom bleibenden Gebiss.

Zilberman et al. (2003) verwendeten ebenfalls Polyvinylsiloxan als Abdruckmaterial anstelle von Alginat und Hartgips mit einem geringen Expansionswert. Bei der Diskussion der Genauigkeit von digitalen Modellen sollte berücksichtigt werden, dass ein Scanvorgang zuverlässiger ist als die Alginat-Abdrucknahme. In einer Studie von Alcan et al. (2009) lag die Abweichung zwischen Mastermodell und dem über eine Alginat-Abformung generierten Gipsmodell bei 1,285%, der Fehler zwischen Gipsmodell und gescanntem digitalen Modell (3Shape D250, Kopenhagen, Dänemark) betrug nur 0,695%. Dalstra und Melsen (2009) beschrieben sowohl für die manuelle Vermessung am Gipsmodell als auch für die digitale Vermessung des 3D-Modells eine Lernkurve.

Die Auswahl der Messpunkte- und Strecken, die Scaneinstellungen und die Anzahl der Messwiederholungen für die Modellscans erfolgten nach eingehender Literaturrecherche. Mullen et al. (2007) und Tomasetti et al. (2001) verwendeten als Parameter den Bolton-Index. Schirmer und Wiltshire (1997) und Motohashi und Kuroda (1999) bestimmten jeweils die Zahnbogenbreiten der Ober- und Unterkiefer. Dowling et al. (2013) empfahlen für die Bestimmung des Little-Index im Unterkiefer ein digitales Modell, um die Zuverlässigkeit der Vermessung durch Vermeidung der subjektiven Auswahl des Kontaktpunktes mithilfe der Schieblehre zu steigern. Vorhandene Studien zur Evaluation digitaler Modellanalyse basieren häufig nur auf ein bis zwei Parametern. Dieses Vorgehen schöpft die Möglichkeiten der 3D-Computersysteme nicht aus und bildet die kieferorthopädische Modellanalyse in der klinischen Praxis nur ungenügend ab. In dieser Studie wurden 46 Messparameter festgelegt, die stellvertretend für bestimmte anatomische Strukturen stehen. Eine genaue Beschreibung der Parameter ist dem Materi-

al- und Methodenteil zu entnehmen (Kapitel 3.1.3 und 3.1.4). Die gängigen Parameter mesio-distale Zahnbreite, anteriore und posteriore Zahnbogenbreite, Bolton-anterior und Bolton-gesamt wurden dabei in Anlehnung an die Analyse von Luu et al. (2012) übernommen.

Bei der manuellen Vermessung wurden eine digitale Schieblehre, eine Schmutz-Platte, ein Geometriedreieck und ein Lineal verwendet. Laut Zilberman et al. (2003) kann mit einer digitalen Schieblehre eine Genauigkeit von 0,01 mm erzielt werden. Hunter und Priest (1960) und Shellhart et al. (1995) wiesen nach, dass bei der Verwendung von Stechzirkeln systematisch größere Messwerte erzielt werden. Ungenauigkeiten bei der Vermessung mit dem Zirkel entstehen beispielsweise dadurch, dass nicht die die Spitzen sondern die Schenkel am Messpunkt anliegen. Bei der Verwendung eines Messschiebers werden die Zahnbreiten über eine Parallelverschiebung der Branchen und damit zuverlässiger wiedergegeben. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit eine elektronische Schieblehre verwendet. Digitale Messschieber zeichnen sich durch eine zehnfach höhere Genauigkeit im Vergleich zu mechanischen Dentalmessschiebern mit Nonius-Skala aus (Zilbermann et al. 2003). Die elektronische Schieblehre arbeitet nachweislich präzise und reproduzierbar (Schirmer und Wiltshire 1997, Motohashi und Kuroda 1999, Santoro et al. 2003, Zilberman et al. 2003). Die handelsüblichen Fabrikate liefern vergleichbare Ergebnisse (Motohashi und Kuroda 1999, Tomassetti et al. 2001, Bell et al. 2003). Auch wenn die kieferorthopädische Vermessung am Gipsmodell zurzeit als Goldstandard gilt, ist diese Methode nicht fehlerfrei. Differenzen und zufällige Fehler entstehen beispielsweise durch die Variation der Position der Schieblehrensippen. Shellhart et al. (1995) fanden in ihrer Studie zur Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Bolton-Analyse klinisch signifikante Messfehler von $>1,5$ mm und bei Engstand von ≥ 3 mm. Verschiedene Faktoren können die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Vermessungen beeinflussen, z.B. Platzverhältnisse, Inklination von Zähnen, Rotationen, Präsenz von approximalen Kontaktpunkten und anatomische Variationen.

Die digitale Vermessung wurde mit der 3Shape Software OrthoAnalyzer™ (Kopenhagen, Dänemark) durchgeführt. Jedes Modell und jeder Modellscan wurden bei der Modellanalyse identisch vermessen. Die vorliegende Analyse beschränkte sich auf standardisierte Analyse eines Modells mit einem 3D-Scanner. Mögliche Einflussfaktoren,

wie Wahl des Scanners, der Bedienungsvorgang und Umwelteinflüsse (Temperatur, Luftfeuchtigkeit etc.) sollten in weiteren Folgestudien standardisiert werden.

3D-Modellscanner sind eine heterogene Gerätegruppe mit unterschiedlicher Aufnahmetechnik und Genauigkeit. Studien zu dieser Thematik sind daher nur mit Einschränkungen vergleichbar. Die in verschiedenen 3D-Scannern verwendete Software beinhaltet unterschiedliche Vermessungswerkzeuge am virtuellen Modell. Hayashi et al. (2013), die u.a. den in dieser Studie verwendeten 3D-Scanner R700™ (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) untersuchten, kamen zu dem Schluss, dass der Scanner ausreichend präzise und zuverlässig digitale 3D-Modelle für die Klinik erstellt. Bislang fehlen Empfehlungen zu einheitlichen Vermessungskriterien in der Literatur.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Vermessung des Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre

Die im Vorfeld aufgestellte Hypothese, dass die Vermessung eines Referenzmodells mit einer elektronischen Schieblehre reproduzierbar möglich ist, konnte bestätigt werden. Zilberman et al. (2003) und Mullen et al. (2007) wiesen eine hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit bei der Verwendung einer elektronischen Schieblehre am Gipsmodell nach. Schwierigkeiten traten vor allem bei der Vermessung des Little-Index an den Unterkieferfrontzähnen auf, da die Spitzenbreiten der Schieblehre nicht exakt interdental an den Kontaktpunkten platziert werden konnten.

5.2.2 Halbautomatische Vermessung des Gipsmodellscans

Die im Vorfeld aufgestellte Hypothese, dass die halbautomatische Vermessung von Gipsmodellscans reproduzierbar möglich ist, konnte durch identische Messwertpaare bestätigt werden. Die Software 3Shape OrthoAnalyzer™ bietet eine halbautomatische Vermessungsoption an. Für das gescannte Modell wird virtuell eine Modellbasis geschaffen und die einzelnen Zähne mittels Splines definiert. Vergleichbare Studien zu einer halbautomatischen Vermessung von Modellscans existieren bisher nicht.

Fehler und Ungenauigkeiten können bei Gipsmodellscans einerseits bei der Abdrucknahme und dem Ausgießen der Abformung mit Gips und andererseits bei dem Scanprozess entstehen. Alcan et al. (2009) konnten eine hohe Korrelation zwischen Referenz- und Gipsmodellen bzw. digitalen Modellen feststellen. Die digitalen Modelle ähnelten den Referenzmodellen stärker als die Gipsmodelle. Die Autoren schlussfolgerten, dass der Scanvorgang zuverlässiger ist als die Abdrucknahme. Braumann et al. (2002) wiesen nach, dass die Genauigkeit der Modellvermessung vorwiegend durch die prozessuale Qualität und weniger durch die Präzision der Messinstrumente bestimmt wird. Bootvong et al. (2010) fanden eine gute Übereinstimmung der Zahndimensionen und Zahnbögen bei Gips- und virtuellen Modellen. Bei der Beurteilung der vorliegenden Ergebnisse sollte berücksichtigt werden, dass die ermittelten Werte ausschließlich für den verwendeten 3D-Scanner R700™ und die dazugehörige 3Shape Analyzer Software gelten.

5.2.3 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung der Gipsmodellscans

Die im Vorfeld aufgestellte Hypothese, dass die halbautomatisch-individualisierte Vermessung von Gipsmodellscans reproduzierbar möglich ist, konnte bestätigt werden. Schwierigkeiten bei der Vermessung traten vor allem in den interdentalen Regionen auf. Auch bei Tomassetti et al. (2001), die mit der OrthoCAD-Software eine Bolton-Zahnbreitenanalyse durchführten, erwies sich die digitale Methodik als reproduzierbar. Laut Quimby et al. (2004) können Vermessungsdifferenzen durch den Herstellungsprozess des Gipsmodells bzw. des digitalen Modells und durch die Festlegung von anatomischen Referenzpunkten auftreten. Costalos et al. (2005) forderten eine Weiterentwicklung der Software und der Messprozesse, um präzisere und reproduzierbare Daten zu erhalten. Laut Zilberman et al. (2003) ist die direkte manuelle Vermessung von einem Gipsmodell mithilfe einer elektronischen Schieblehre genauer und reproduzierbarer als die Vermessung am virtuellen Modell. Diese Befunde konnten in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Eine mögliche Erklärung für diese abweichenden Befunde könnten Qualitätsunterschiede bei der verwendeten Software und bei der Bedienungsfreundlichkeit der virtuellen Messinstrumente sein.

Probleme beim Scanvorgang können durch Unterschnitte, schmale Spalten, reflektierende Materialien sowie durch unzureichende Materialstärken auftreten. Durch den Verlust der Detailtreue kann es zu Ungenauigkeiten bei der Festlegung der 3D-Referenzpunkte kommen (Boldt et al. 2009). Weiter wird das digitalisierte 3D-Modell auf dem Computerbildschirm nur als 2D-Abbild dargestellt, was die Identifikation von Achsen und Ebenen zusätzlich erschwert (Tomassetti et al. 2001, Asquith et al. 2007, Leifert et al. 2009). Die Drehbarkeit in allen drei Raumebenen und die Zoom-Funktionen können diese Einschränkungen nur teilweise kompensieren (Sjögren et al. 2010).

Santoro et al. (2003) stellten bei der Analyse der Zahnbreite, des Overjets, des Overbites und des Bolton-Index eine steile Lernkurve bei der Verwendung der OrthoCAD- (Cadent, Faiview, NJ)-Software fest. Die digitale Vermessung ergab signifikant kleinere Werte als die manuelle Vermessung. Eine klinische Signifikanz schlossen die Autoren bei Differenzen von 0,16–0,49 mm aus. Auch Luu et al. (2012) beurteilten die Ergebnisse auf der Basis virtueller Studienmodelle im Vergleich zu Gipsmodellen als klinisch akzeptabel.

5.2.4 Halbautomatische Vermessung des Abformungsscans

Die Hypothese der vorliegenden Studie, dass die halbautomatische Vermessung des Abformungsscans (Mesantis 3Shape R700™) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software reproduzierbar möglich ist, konnte ebenfalls bestätigt werden. Bei der Herstellung des Abformungsscans waren teilweise Mehrfachpositionierungen notwendig. Bei ausgeprägten Unterschnitten stellt die Software die fehlende Oberflächeninformation als Löcher dar. Eine weitere Verarbeitung des Scans war in diesen Fällen nicht möglich; der Scanvorgang musste wiederholt werden. Watanabe-Kanno et al. (2009) berichteten über ähnliche Artefakte. In der klinischen Praxis stellt dies für die Anwender einen Mehraufwand und einen erhöhten Zeitbedarf dar.

5.2.5 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans

Die Hypothese, dass die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des Abformungsscans mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software reproduzierbar möglich ist, konnte bestätigt werden.

In dieser Messreihe traten ebenfalls Scanstörungen auf (s. Kap. 5.2.5). Auch Keating et al. (2008) beschrieben Probleme bei dem Abformungsscan. Da der Lichtstrahl des Scanners die Oberfläche in geraden Linien abtastet, kann er versteckte oder stark angulierte Oberflächen nicht exakt darstellen. Das virtuelle Modell enthält somit Fehlstellen. Zur Lösung des Problems muss der Abdruck im Gerät neu ausgerichtet und der Scanprozess erneut durchgeführt werden.

5.2.6 Vergleich der Messmethoden

In diesem Abschnitt soll weiterführend diskutiert werden, inwieweit sich die hier untersuchten Messmethoden im Vergleich unterscheiden. Die Hypothese, dass zwischen den Messmethoden 1-5 signifikante Unterschiede vorliegen, konnte bestätigt werden. Studien zur Untersuchung einer halbautomatischen Vermessung liegen aktuell nicht vor. Daher stehen für die Ergebnisse nur eingeschränkt vergleichende Literaturdaten zur Verfügung.

Sousa et al. (2012) konnten zwischen den mit einem Laserscanner hergestellten und mit der Geomagic-Studio-Software vermessenen digitalen Modellen und den entsprechenden direkt vermessenen Modellen (n=20) keine signifikanten Unterschiede feststellen. Auch zahlreiche andere Studien zeigten, dass bei der Bewertung der Zahndimensionen kein signifikanter Unterschied zwischen Gipsmodellen und dem virtuellen Modell bestand (Bell et al. 2003, Zilberman et al. 2003, Quimby et al. 2004, Mayers et al. 2005, Paredes et al. 2006, Stevens et al. 2006, Asquith et al. 2007, Mullen et al. 2007, Lee et al. 2008).

Bell et al. (2003) verglichen lineare Abstände zwischen sechs anatomischen Punkten auf einem Gipsmodell und einem 3D-Gipsmodellscan. Zilberman et al. (2003) verglichen Gipsmodelle und virtuelle OrthoCAD®-Modelle bezüglich der Genauigkeit der

Vermessung von Zahn- und Zahnbogenbreiten. Quimby et al. (2004) analysierten die Genauigkeit, Reproduzierbarkeit, Effizienz und Effektivität der Vermessung der mesiodistalen Breite, Zahnbogenlänge und -breite, dem Overjet sowie dem Overbite an computergenerierten Modellen und zeigten, dass digitale Vermessungen bezüglich Präzision und Reproduzierbarkeit mit manuellen Messungen am Gipsmodell vergleichbar sind. Santoro et al. (2003) maßen bei OrthoCAD®-Modellen im Vergleich zu Gipsmodellen statistisch signifikant niedrigere Zahngrößen und einen geringeren Overbite, stuften diese Unterschiede jedoch als klinisch nicht signifikant ein ($<0,5$ mm). Aufgrund ihrer Befunde prognostizierten Alcan et al. (2009) und Goonewardene et al. (2008), dass in Zukunft digitale kieferorthopädische Modelle die traditionellen Gipsmodelle in der kieferorthopädischen Praxis ablösen werden. Dennoch stellten einige Autoren Unterschiede bei den linearen Distanzen (Zahnbreiten, Zahnbögen) zwischen den digitalen Messungen am virtuellen Modell und manuellen Messungen am Gipsmodell fest. Die digitale Modellvermessung ergab konstant kleinere Werte als die Vermessung am Gipsmodell. Die Differenzen wurden aber aufgrund ihrer geringen Größe als klinisch vernachlässigbar beurteilt. Auch Lippold et al. (2015) stellten geringfügig kleinere Werte bei den digitalen Modellen fest. Grünheid et al. (2014) führten die tendenziell niedrigeren Messwerte für Zahnbreiten beim SureSmile®-Modell im Vergleich zum Gipsmodell auf Ungenauigkeiten bei der Festlegung der Messpunkte aufgrund der Darstellung der 3D-Struktur als 2D-Bild zurück. In der Studie von Kusnoto & Evans (2002) unterschieden sich die mit einem Oberflächenlaserscanner (Minolta Vivid700 3D, Minolta USA, Ramsey, NJ, USA) hergestellten digitalen Modelle von konventionellen Gipsmodellen ausschließlich bei Messwerten zur Tiefe der untersuchten Strukturen, Messwerte zur Höhe und Breite waren identisch. Die intermolaren Abstände waren bei der digitalen Messung größer, die Gaumentiefe aber geringer. Als mögliche Ursache diskutierten die Autoren die bei einem horizontalen Laserstrahlausgang auftretende Zeitverschiebung zwischen der Abgabe des Laserstrahls und der Aufnahme am fotosensitiven Sensor, die beim Scanvorgang zu einer leichten Erhöhung in der z-Koordinate führt. Zilberman et al. (2003) konnten zeigen, dass die Genauigkeit der Messwerte der Zahnbogenlängen von der exakten Positionierung der Punkte auf dem digitalen Modell abhängt. Zahnengstände, Rotationen, variable Inklinationen oder anatomische Variationen erschweren die Messung. Auch Garino und Garino (2002) stellten signifikante Unterschiede bei den Messwerten zu Zahnbögen- und Zahnbreiten zwischen Gipsmodell und digitalen Modell

fest. Die signifikanten Abweichungen zwischen der Vermessung von digitalen Modellen im Vergleich zu Gipsmodellen wurden von Fleming et al. (2011) und Abizadeh et al. (2012) als klinisch akzeptabel eingestuft.

Horton et al. (2010) untersuchten verschiedene digitale Techniken zur Messung der mesio-distalen Zahnbreiten am virtuellen Modell. Dabei stellte sich die okklusale Vermessungstechnik bezüglich Genauigkeit, Reproduzierbarkeit und Geschwindigkeit als das geeignetste Verfahren heraus. Aktuell fehlt in Fachkreisen jedoch der Konsens hinsichtlich der Beurteilung der Vermessung von virtuellen Modellen.

5.2.7 Halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells

Die aufgestellte Hypothese, dass die halbautomatisch-individualisierte Vermessung des μ -CT-Modells (ProCon X-Ray, Bauart μ -CT) mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software reproduzierbar möglich ist, konnte nicht bestätigt werden.

Für die hohe Bildqualität des 3D-Modellscanners ist eine erhebliche Dateigröße erforderlich. Für eine Verarbeitung mit der OrthoAnalyzer™ Software mussten die μ -CT-Daten komprimiert werden, was wiederum die maximale Bildqualität gemindert haben könnte. Als Konsequenz resultierten möglicherweise Ungenauigkeiten bei der Positionierung der Referenzpunkte auf dem digitalen Modell. Laut Houston (1983) ist eine der größten Fehlerquellen bei den auf digitalen Modellen beruhenden Messungen die Identifikation der Messpunkte auf dem Modell. Zilberman et al. (2003) hielten die Darstellung der 3D-Struktur als 2D-Bild auf dem Monitor für ein Problem.

5.2.8 Vermessung wiederholter Abformungsscans und Gipsmodellscans

Die Versuchsreihen mit den wiederholten Abformungsscans bzw. Gipsmodellscans (Mesantis 3Shape R700™) und halbautomatisch bzw. halbautomatisch-individualisiert mit der 3Shape OrthoAnalyzer™-Software ergaben unterschiedliche Ergebnisse. Die Hypothese, dass diese Verfahren reproduzierbar durchführbar sind, konnten daher nur teilweise bestätigt werden. Die halbautomatische Vermessung der Abformungs- und Gipsmodellscans zeigte leichte, aber keine signifikanten Differenzen. Die halbautoma-

tisch-individualisierte Vermessung der Abformungsscans wies dagegen keine Differenzen auf. Lediglich die halbautomatisch-individualisierte Vermessung der Gipsmodellscans ergab statistisch signifikant unterschiedliche Messwerte. Als mögliche Fehlerquellen kommen Ungenauigkeiten bei der erneuten Abformung und bei der erneuten Herstellung eines Gipsmodelles in Frage.

5.2.9 Vergleich der Messmethoden 4.8

Die aufgestellte These, dass die bei den verschiedenen Vorgehensweisen (Wiederholungen des Abformungs- bzw. Gipsmodellscans, halbautomatische bzw. halbautomatisch-individualisierte Messung) signifikante Unterschiede bezüglich der auftretenden Differenzen gibt, konnte bestätigt werden. Dalstra und Melsen (2009) wiesen nach, dass die an virtuellen Modellen gewonnen Messergebnisse im Vergleich zu den an den korrespondierenden Gipsmodellen mittels Schieblehre ermittelten Daten eine geringere Varianz aufwiesen. Stevens et al. (2006) schlussfolgerten aus den vorläufigen Ergebnissen ihrer Studie, dass Verfahren über digitale Modelle und über Gipsmodelle zu den gleichen Diagnosen führen und daher digitale Modelle für kieferorthopädische Routineuntersuchungen einen akzeptablen Ersatz für die Gipsmodelle darstellen. Laut Braumann et al. (2002) wird die Genauigkeit der Modellvermessung maßgeblich durch die Herstellungsqualität der Modelle und weniger durch die Präzision der Messgeräte beeinflusst. Weiter spielt die individuelle Fähigkeit des Untersuchers, die digitale Oberfläche zu deuten, für die exakte und reproduzierbare Positionierung der Messpunkte eine bedeutende Rolle.

Bei der Beurteilung, ob ein Verfahren zur kieferorthopädischen Beurteilung geeignet ist, spielt die Festsetzung von maximal tolerierbaren Differenzen, eine bedeutende Rolle. Schirmer und Wiltshire (1997) befanden eine Abweichung von bis zu 0,2 mm als klinisch akzeptabel. Hirogaki et al. (2001) hielten für kieferorthopädische Studienmodelle eine maximale Abweichung von 0,3 mm für ausreichend genau. Dagegen bewertete Halazonetis (2001) eine Abweichung von 0,5 mm für Kopf- und Gesichtslaserscanning als suffizient, aber als inadäquat für das Scanverfahren von Studienmodellen. Bell et al. (2003) bewerteten eine mittlere Differenz zwischen der stereofotogrammetrischen

Technik und der manuellen Vermessung am Gipsmodell von 0,27 mm als klinisch nicht signifikant.

Die manuelle Vermessung am Gipsmodell war in der vorliegenden Studie reproduzierbar und präzise. Der verwendete 3D-Scanner (3Shape D700™) erwies sich vor allem für Gipsmodelle als zuverlässig. Die Abdrücke mussten jedoch für den Scanvorgang oft neu justiert werden. Die Vermessung von virtuellen 3D-Modellen war reproduzierbar möglich. Die auf digitalen 3D-Modellen und Gipsmodellen beruhenden Messwerte zeigten eine gute Übereinstimmung.

5.3 Schlussfolgerungen

Ziel der vorliegenden Studie war es, digitale Möglichkeiten der Modellvermessung aufzuzeigen und die Frage zu klären, ob die konventionelle Vermessung am Gipsmodell durch digitale Technologien ersetzt werden kann. Die Ergebnisse belegen, dass eine digitale Modellvermessung im klinischen Alltag durchführbar ist. Voraussetzung ist jedoch, dass sich jeder Behandler im Vorfeld mit der Hard- und Software vertraut macht. Das computergestützte Verfahren ermöglicht dem Kieferorthopäden die Auswertung von Modellen mit ausreichender Präzision und angemessenem Zeitaufwand. Die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der digitalen halbautomatisch-individualisierten Methode ist mit den entsprechenden Parametern der konventionellen Methode vergleichbar. Zukünftige Forschungsbestrebungen sollten die Benutzerfreundlichkeit der Software, die Verbesserung der Hardware bei Abformungsscans und die Optimierung der halbautomatischen Vermessungsmethode zum Ziel haben. Wichtig für den klinischen Einsatz der digitalen Modelle ist, dass Malokklusionen unabhängig von der Vermessungsmethode diagnostiziert werden kann. Auf digitale Modelle basierende Behandlungsplanungen weichen nicht signifikant von auf den Grundlage eines Gipsmodells erstellten Behandlungen ab (Stevens et al. 2006, Whetten et al. 2006).

Auch wenn digitale Modelle für die klinische Behandlung und für die diagnostische Platzanalyse ausreichend genau zu sein scheinen, muss die Anwendbarkeit dieser Methode für weitere Fragestellungen, wie die Beurteilung von Okklusionsverhältnissen mit Bissregistraten, noch evaluiert werden. Perspektivisch wäre daher eine vergleichende Untersuchung verschiedener 3D-Systeme bezüglich definierter kieferorthopädischer Fragestellungen sinnvoll.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Abizadeh N, Moles DR, O'Neill J, Noar JH. Digital versus plaster study models: How accurate and reproducible are they?. *J Orthod* 2012;39:151-9.
- 2 Akyalcin S, Dyer DJ, English JD, Sar C. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: Diagnostic accuracy and surface registration analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:831-7.
- 3 Alcan T, Ceylanoğlu C, Baysal B. The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *Angle Orthod* 2009;79:30-6.
- 4 Alcañiz M, Montserrat C, Grau V, Chinesta F, Ramón A, Albalat S. An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment. *Med Image Anal* 1998;2:61-77.
- 5 Asquith J, Gillgrass T, Mossey P. Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *Eur J Orthod* 2007;29:517-22.
- 6 Badawi-Fayad J, Cabanis EA. Three-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form. *Anat Rec* 2007;290:268-76.
- 7 Bell A, Ayoub AF, Siebert P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *J Orthod* 2003; 30:219-23.
- 8 Bettin H, Spassov A, Werner MH. Asymmetrien bei der Einschätzung des kieferorthopädischen Behandlungsbedarfs. *Ethik Med* 2014;1-14.
- 9 Boldt F, Weinzierl C, Hertrich K, Hirschfelder U. Comparison of the spatial landmark scatter of various 3D digitalization methods. *J Orofac Orthop* 2009;70:247-63.
- 10 Bolton WA. Disharmony in tooth size and its relation to the analysis and treatment of malocclusion. *The Angle Orthodontist* 1958;28:113-30.
- 11 Bolton WA. The clinical application of a tooth-size analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1962; 48:504-29.
- 12 Bootvong K, Liu Z, McGrath C, Hägg U, Wong RWK, Bendeus M, Yeung S. Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *Eur J Orthod* 2010;32:589-95.

- 13 Braumann B, Keilig L, Bourauel C, Jäger A. Three-dimensional analysis of morphological changes in the maxilla of patients with cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J* 2002;39:1-11.
- 14 Brosky ME, Major RJ, DeLong R, Hodges JS. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent* 2003;90:434-40.
- 15 Cochran JA, Ketley CE, Sanches L, Mamai-Homata E, Oila AM, Arnadóttir IB, van Loveren C, Whelton HP, O'Mullane DM. A standardized photographic method for evaluating enamel opacities including fluorosis. *Community Dent Oral Epidemiol* 2004; 32:19-27.
- 16 Costalos PA, Sarraf K, Cangialosi TJ, Efstratiadis S. Evaluation of the accuracy of digital model analysis for the American Board of Orthodontics objective grading system for dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:624-9.
- 17 Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from a natural ear to aid rehabilitation. *Int J Prosthodont.* 2006;19:92-100.
- 18 Creed B, Kau CH, English JD, Xia JJ, Lee RP. A comparison of the accuracy of linear measurements obtained from cone beam computerized tomography images and digital models. *Semin Orthod* 2011;17:49-56.
- 19 Dalstra M, Melsen B. From alginate impressions to digital virtual models: accuracy and reproducibility. *J Orthod* 2009;36:36-41.
- 20 Dastane A, Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Mehra R, Hesby R. Development and evaluation of a new 3-D digitization and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *J Oral Rehabil* 1996;23:25-34.
- 21 Diedrich P. *Kieferorthopädie I – Orofaziale Entwicklung und Diagnostik, Praxis der Zahnheilkunde.* München: Urban und Fischer Verlag, 2000a;195-218.
- 22 Dirksen D, Diederichs S, Runte C, von Bally G, Bollmann F. Three-dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitized models. *J Orofac Orthop* 1999;60:152-9.
- 23 Dowling AH, Burns A, Macauley D, Garvey TM, Fleming GJ. Can the intra-examiner variability of Little's Irregularity Index be improved using 3D digital models of study casts? *J Dent* 2013;41:1271-80.

- 24 El-Zanaty HM, El-Beialy AR, El-Ezz AMA, Attia KH, El-Bialy AR, Mostafa YA. Three-dimensional dental measurements: an alternative to plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:259-65.
- 25 Fischer-Brandies H, Stahl ANF. *Kieferorthopädische Modellanalyse*. München: Carl Hanser Verlag, 1995;12-55.
- 26 Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2011;14:1-16.
- 27 Garino F, Garino GB. Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod* 2002;3:1-5.
- 28 Gesch D, Kirbschus A, Schröder W, Bernhardt O, Proff P, Bayerlein T, Gedrange T, Kocher T. Influence of examiner differences on KIG-classification when assessing malocclusions. *J Orofac Orthop* 2006;67:81-91.
- 29 Glasl B, Ludwig B, Schopf P. Prevalence and development of KIG-relevant symptoms in primary school students from Frankfurt am Main. *J Orofac Orthop* 2006;67:414-23.
- 30 Goonewardene RW, Goonewardene MS, Razza JM, Murray K. Accuracy and validity of space analysis and irregularity index measurements using digital models. *Aust Orthod J* 2008;24:83-90.
- 31 Goyal G. History of impressions, impression materials and impressions techniques in complete dentures. *J Adv Med Dent Scie* 2014;2:116-9.
- 32 Grünheid T, Patel N, De Felipe NL, Wey A, Gaillard PR, Larson BE. Accuracy, reproducibility, and time efficiency of dental measurements using different technologies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145:157-64.
- 33 Halazonetis, DJ. Acquisition of 3-dimensional shapes from images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:556-60.
- 34 Harrell WE Jr., Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:325-30.
- 35 Harth G. Biometrische Untersuchungen über die Dimensionen des Normalgebisses in verschiedenen Lebensaltern. *Dtsch Mschr Zahnheilk* 1930;48:1537.
- 36 Hayasaki H, Martins RP, Gandini LG, Saitoh I, Nonaka K. A new way of analyzing occlusion 3 dimensionally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:128-32.

- 37 Hayashi K, Uechi J, Lee SP, Mizoguchi I. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. *Eur J Orthod* 2007;29:589-95.
- 38 Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:619-25.
- 39 Hewlett ER, Orro ME, Clark GT. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 1992;8:49-53.
- 40 Hirogaki Y, Sohmura T, Satoh H, Takahashi J, Takada K. Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping. *IEEE Trans Med Imaging* 2001;20:1093-1101.
- 41 Hoffmann-Axthelm W. *Die Geschichte der Zahnheilkunde*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1985;403-433.
- 42 Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983;83:382-90.
- 43 Hunter WS, Priest WR. Errors and discrepancies in measurement of tooth size. *J Dent Res* 1960;39:405-14.
- 44 Kau CH, Olim S, Nguyen JT. The future of orthodontic diagnostic records. *Semin Orthod* 2011;17:39-45.
- 45 Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod* 2008;35:191-201.
- 46 Kinast H. Der exakte Nachweis kieferorthopädischer Zahnbewegungen mittels der fotometrischen Vermessungsmethode. *Fortschr Kieferorthop* 1976;37:332-46.
- 47 Kinast H. Indikationsstellung durch Kombination verschiedener Einzelbefunde mittels elektronischer Datenverarbeitung. *Fortschr Kieferorthop* 1977;38:367-90.
- 48 Kinast H. Der orthodontische Meßkeil – ein Beitrag zur Problematik des Zahnbreitensummen-Zahnbogenlängen-Verhältnisses. *Fortschr Kieferorthop* 1988;49:170-91.
- 49 Körbitz A. Neue Gesichtspunkte zur diagnostischen Beurteilung unregelmäßiger Zahnbögen. *Z. zahnärztl. Orthop* 1909;3: 266.
- 50 Korkhaus G. Die Grundlagen der orthodontischen Behandlung des bleibenden Gebisses. In: Pichler H, Hrsg. *Handbuch der Zahnheilkunde*. 4. Aufl. Bd. VI. Berlin: Urban & Schwarzenberg, 1931a, 399-434.

- 51 Korkhaus G. Orthometer. *J Orofac Orthop* 1931b;1:302-3.
- 52 Korkhaus G. Gebiss-, Kiefer- und Gesichtorthopädie. In: Bruhn C, Hrsg. *Handbuch der Zahnheilkunde*. Bd. IV. München: Bergmann-Verlag, 1939, 400-45.
- 53 Kuroda T, Motohashi, N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:365-9.
- 54 Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:342-8.
- 55 Lee SP, DeLong R, Hodges JS, Hayashi K, Lee JB. Predicting first molar width using virtual models of dental arches. *Clin Anat* 2008;21:27-32.
- 56 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* 2009;136:16.e1-4.
- 57 Lindner H. Biometrische Untersuchungen des Normalgebisses in verschiedenen Lebensaltern. *Fortschr Orthop* 1931;1:22-31, 211-231, 559-578.
- 58 Lippold C, Kirschneck C, Schreiber K, Abukiress S, Tahvildari A, Moiseenko T, Danesh G. Methodological accuracy of digital and manual model analysis in orthodontics - A retrospective clinical study. *Comput Biol Med* 2015;62:103-9.
- 59 Little RM. The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod* 1975;68:554-63.
- 60 Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey JM, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP, Major PW. Linear measurements using virtual study models. *Angle Orthod* 2012;82:1098-106.
- 61 Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V, Norcini A. Three-dimensional digital modeling and setup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:605-10.
- 62 Martensson B, Rydén H. Holodent system: a new technique for measurement and storage of dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:113-9.
- 63 Mayers M, Firestone AR, Rashid R, Vig KW. Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:431-4.
- 64 Miras D, Sander FG. Die Genauigkeit von Hologrammen im Vergleich zu anderen Modellvermessungen. *Fortschr Kieferorthop* 1993;54:203-17.

- 65 Mok KH, Cooke MS. Space analysis: a comparison between sonic digitization (DigiGraph™ Workstation) and the digital caliper. *Eur J Orthod* 1998;20:653-61.
- 66 Mok CW, Zhou L, Mcgrath C, Hägg U, Bendeus M. Digital images as an alternative to orthodontic casts in assessing malocclusion and orthodontic treatment need. *Acta Odontol Scand* 2007;65:362-8.
- 67 Motohashi N, Kuroda T. A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Ortho* 1999;21:263-74.
- 68 Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M. Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:346-52.
- 69 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* 2009;25:97-103.
- 70 Nötzel F, Schultz C. Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik. Köln: Deutscher Zahnärzterverlag, 2009;23-52.
- 71 Paredes V, Gandia JL, Cibrian R. Determination of Bolton tooth-size ratios by digitization, and comparison with the traditional method. *Eur J Orthod* 2006;28:120-5.
- 72 Peluso MJ, Josell SD, Levine SW, Lorei BJ. Digital models: an introduction. *Semin Orthod* 2004;10:226-38.
- 73 Persson A, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 2009;25:929-36.
- 74 Pont A. Der Zahn-Index in der Orthodontie, *Z Zahnärztl Orthop* 1909;3:306-21.
- 75 Quimby ML, Vig KWL, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod* 2004;74:298-303.
- 76 Radeke J, von der Wense C, Lapatki BG. Comparison of orthodontic measurements on dental plaster casts and 3D scans. *J Orofac Orthop* 2014;75:264-74.
- 77 Redlich M, Weinstock T, Abed Y, Schneur R, Holdstein Y, Fischer A. A new system for scanning, measuring and analyzing dental casts based on a 3D holographic sensor. *Orthod Craniofac Res* 2008;11.2:90-5.

- 78 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* 2005;75:300-4.
- 79 Richtlinien des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen für die kieferorthopädische Behandlung. *Bundesanzeiger* 2003;226:24966
- 80 Rosseto MC, Palma FMC, Ferreira RI, Pinzan A, Vellini-Ferreira F. Comparative study of dental arch width in plaster models, photocopies and digitized images. *Braz Oral Res* 2009;23:190-5.
- 81 Rydén H, Bjelkhagen H, Mårtensson B. Tooth position measurements on dental casts using holographic images. *Am J Orthod* 1982;81:310-3.
- 82 Sander FG, Tochtermann H. Dreidimensionale computergestützte Modell-und Hologrammauswertung. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:218-29.
- 83 Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:101-5.
- 84 Schenk HJ, Fuchs G, Wiemann C, Schröter R. Kieferorthopädische Modellanalyse mit Hilfe verschiedener Verfahren der Koordinatenmesstechnik. *Fortschr Kieferorthop* 1986;47:67-75.
- 85 Schirmer UR, Wiltshire WA. Manual and computer-aided space analysis: a comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:676-80.
- 86 Schleyer TK. Digital dentistry in the computer age. *J Am Dent Assoc* 1999;130:1713-20.
- 87 Schmuth GPF. Ein orthodontisches Visiermesskreuz. *Oesterr Z Stomatol* 1955; 52:660-661.
- 88 Schopf P. Kieferorthopädische Abrechnung. Berlin: Quintessenz Verlag, 2013; 19-33.
- 89 Shellhart WC, Lange DW, Kluemper GT, Hicks EP, Kaplan AL (1995). Reliability of the Bolton tooth-size analysis when applied to crowded dentitions. *Angle Orthod*;65:327-34.
- 90 Sjögren AP, Lindgren JE, Huggare, JÅ. Orthodontic study cast analysis--reproducibility of recordings and agreement between conventional and 3D virtual measurements. *J Digit Imaging* 2010; 23:482-92.

- 91 Sohmura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J. Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *J Prosthet Dent* 2000; 84:345-52.
- 92 Sousa MV, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:269-73.
- 93 Steinhäuser-Andresen S, Detterbeck A, Funk C, Krumm M, Kasperl, S, Holst A, Hirschfelder U. Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *J Orofac Orthop* 2011;72:111-24.
- 94 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* 2006; 129:794-803.
- 95 Tarazona B, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. A comparison between dental measurements taken from CBCT models and those taken from a digital method. *Eur J Orthod* 2013;35:1-6.
- 96 Thielke S, Serrano JG, Lepe X. A method for true coordinate three-dimensional measurement of casts using a measuring microscope. *J Prosthet Dent* 1998, 80:506-10.
- 97 Tomassetti JJ, Taloumis LJ, Denny JM, Fischer JR Jr. A comparison of 3 computerized Bolton tooth-size analyses with a commonly used method. *Angle Orthod* 2001;71:351-7.
- 98 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* 1972;51:1100.
- 99 Veenema AC, Katsaros C, Boxum SC, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM. Index of Complexity, Outcome and Need scored on plaster and digital models. *Eur J Ortho* 2009;31:281-6.
- 100 Wakabayashi K, Sohmura T, Takahashi J, Kojima T, Akao T, Nakamura T, Takashima F, Maruyama T. Development of the computerized dental cast form analyzing system - three dimensional diagnosis of dental arch form and the investigation of measuring condition. *Dent Mater J* 1997;16:180-90.

- 101 Watanabe-Kanno GA, Abrão J, Miasiro Junior H, Sánchez-Ayala A, Lagravère MO. Reproducibility, reliability and validity of measurements obtained from Cécile3 digital models. *Braz Oral Res* 2009;23:288-95.
- 102 Whetten JL, Williamson PC, Heo G, Varnhagen C, Major PW. Variations in orthodontic treatment planning decisions of Class II patients between virtual 3-dimensional models and traditional plaster study models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:485-91.
- 103 White AJ, Fallis DW, Vandewalle KS. Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:456.e1-9.
- 104 Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143:140-7.
- 105 Wong HM, McGrath C, Lo EC, King NM. Photographs as a means of assessing developmental defects of enamel. *Community Dent Oral Epidemiol* 2005;33:438-46.
- 106 Wu JC, Huang JN, Xu XJ. A pilot study on the accuracy of digital model reconstructed by cone beam CT. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2010;19:456-9.
- 107 Yamamoto K, Toshimitsu A, Mikami T, Hayashi S, Harada R, Nakamura S. Optical measurement of dental cast profile and application to analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics. *Front Med Biol Eng* 1989;1:119-30.
- 108 Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003;73:301-6.

7 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Anne Ulbrich, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleichende Untersuchung der kieferorthopädischen Modellanalyse des Gipsmodellscans, Abformungsscans und μ -CT-Scans“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

29.03.2016

Anne Ulbrich

Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

keine

8 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

9 Danksagung

Ein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Themas und die kontinuierliche und umfassende Betreuung.

Des Weiteren danke ich Sebastian Sohst und dem gesamten MESANTIS® Team Berlin für die allzeit hilfsbereite und freundliche Betreuung bei der Durchführung der Messungen.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei meinen Eltern Ulrike und Hagen Ulbrich bedanken, die mir mein Zahnmedizinstudium ermöglichten und mich immer in jeder Hinsicht unterstützt haben.

Weiter möchte ich David Göbel für seine Geduld, Motivation, Ruhe und ständige Unterstützung danken.