

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin und der
3D DENTAL-RADIOLOGIE MESANTIS Berlin

DISSERTATION

Eignung und Genauigkeit von DVT-Aufnahmen für die
Digitalisierung von Gipsmodellen: Eine in vitro-Untersuchung

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae
(Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Jan Robben

aus Trier

Datum der Promotion:

07. Dezember 2018

Für meine Eltern Elisabeth und Raimund

Anmerkung

Die vorliegende kumulative Dissertation bildet eine Zusammenfassung der folgenden veröffentlichten und angenommenen Teilergebnisse:

1. J. Robben, J. Muallah, C. Wesemann, R. Nowak, J. Mah, P. Pospiech, A. Bumann; „*Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study*“; International Journal of Computerized Dentistry; 2017.
2. J. Muallah, C. Wesemann, R. Nowak, J. Robben, J. Mah, P. Pospiech, A. Bumann; „*Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation*“; International Journal of Computerized Dentistry; 2017
3. R. Nowak, C. Wesemann, J. Robben, J. Muallah, A. Bumann; „*An In-vitro study comparing the accuracy of full-arch casts digitized with desktop scanners*“; Quintessence International; 2017

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
1.1 <i>Abstrakt</i>	1
1.2 <i>Einführung</i>	3
1.3 <i>Methodik</i>	5
1.4 <i>Ergebnisse</i>	9
1.5 <i>Diskussion</i>	12
1.6 <i>Schlussfolgerung</i>	14
1.7 <i>Literaturverzeichnis</i>	15
2 Eidesstattliche Versicherung & ausführliche Anteilserklärung	18
3 Druckexemplare der ausgewählten Publikationen	21
3.1 <i>Publikation 1: "Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study"</i>	21
3.2 <i>Publikation 2: "Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation"</i>	35
3.4 <i>Publikation 3: "An In-vitro study comparing the accuracy of full-arch casts digitized with desktop scanners"</i>	50
4 Lebenslauf	61
5 Publikationsliste	62
5.1 <i>Publikationen</i>	62
5.2 <i>Poster</i>	62
6 Danksagung	63

1 Zusammenfassung

1.1 Abstrakt

Abstrakt – Deutsch

Zielsetzung: Kiefermodelle können mit Modellscannern, intraoralen Scannern und mittlerweile auch digitalen Volumentomographie (DVT)-Geräten digitalisiert werden. Das Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit der verschiedenen direkten und indirekten Digitalisierungsverfahren anhand von drei klinisch relevanten Strecken zu vergleichen.

Methode: Ein als Patient dienendes Studienmodell wurde dreidimensional gedruckt und mittels Doppelmischtechnik abgeformt. Die Abformung wurde mit Gips ausgegossen. An beiden Modellen wurden die Masterwerte für die Zahnbogenlänge, die Intermolarenweite und die Intercaninenweite, mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422) gemessen. Anschließend wurde das gedruckte Modell mit sechs Intraoralscannern gescannt. Das Gipsmodell wurde mit elf Modellscannern und fünf DVT-Geräten gescannt. Pro Gerät wurden 37 Scans angefertigt. Die resultierenden Stereolithografie-Daten wurden exportiert und mit einer speziellen Messsoftware (Convince™ Premium 2012 (3Shape)) linear vermessen. Alle Messungen wurden mit den Masterwerten des entsprechenden Modelles verglichen.

Ergebnisse: Die Genauigkeitsmessungen ergaben signifikante Unterschiede zwischen den Digitalisierungsverfahren sowie den Gerätegruppen. Die höchsten Genauigkeiten erzielten die Modellscanner und einzelne DVT-Geräte. Weitere DVT-Geräte zeigten eine etwa vierfach höhere mittlere Abweichung. Die Intraoralscanner wiesen sowohl bei der mittleren Abweichung als auch der Standardabweichung etwa vierfach höhere Werte auf als die Modellscanner.

Schlussfolgerung: Einige DVT-Geräte eignen sich zur Digitalisierung von Gipsmodellen und weisen klinisch eine sehr gute Genauigkeit auf, sodass Praxen die mit DVT-Geräten ausgestattet sind Gipsmodelle digitalisieren könnten ohne zusätzliche Geräte zu benötigen.

Abstract – English

Objective: Dental models can be digitized with model scanners, intraoral scanners and recently also by cone-beam computed tomography. The aim of this study is to investigate the accuracy of various direct and indirect digitization procedures using three clinically relevant distances.

Method: A study model serving as a patient was printed three-dimensionally and molded using a double mix technique. The impression was casted with plaster. The master values for the length of the archlength, the intermolar width and the intercanine width were measured on both models using a coordinate measuring device (Zeiss O-Inspect 422). The printed model was then scanned with six intraoral scanners. The plaster model was scanned with eleven model scanners and five CBCT devices. 37 scans were taken per device. The resulting stereolithography data were exported and measured linearly using special measuring software (Convince™ Premium 2012 (3Shape)). All measurements were compared with the master values of the respective model.

Results: The accuracy measurements showed significant differences between the digitization methods and the device groups. The highest accuracy was achieved using model scanners and some CBCT devices. Other CBCT devices showed a four times higher mean deviation. The intraoral scanners showed about four times higher values for both the mean deviation and the standard deviation than the model scanners.

Conclusion: Some CBCT devices are suitable for the digitization of plaster models and show very good clinical accuracy. Dental offices equipped with CBCT devices could digitize plaster casts without the need for additional devices.

1.2 Einführung

Gipsmodelle werden seit vielen Jahren zur Diagnose und Behandlungsplanung genutzt. Allerdings benötigen sie aufwändige Archivierung und viel Lagerfläche (1). Auf lange Sicht haben Gipsmodelle zudem die Nachteile, dass sie nicht dimensionsstabil sind und zerbrechen können. Dementsprechend werden die digitalen Modelle, seit den späten 1990er Jahren, zunehmend genutzt (2). Viele Studien zeigten hohe Übereinstimmung von Messungen an digitalen Modellen und Messungen mit Messlehren an Gipsmodellen (3-6). Die digitalen Modelle bieten zudem die Möglichkeit der computergestützten Analyse der Behandlung und sind über ein Netzwerk leicht gemeinsam nutzbar (3).

Es werden verschiedene Techniken zur Aufnahme der intraoralen Situation und deren Darstellung als Stereolithografie (STL)-Datei genutzt. Zu den direkten Verfahren zählen die Erstellung aus den Rohdaten eines digitalen Volumentomographie (DVT)-Scans, sowie das intraorale Scannen (5, 7). Solange jedoch keine weitere Indikation, wie kieferorthopädische Diagnostik vorliegt, besteht aufgrund der Strahlenbelastung auch keine Indikation für DVT-Aufnahmen zur Erstellung eines digitalen Modells. Bei den indirekten Techniken werden Aufnahmen von Gipsmodellen oder Abdrücken genutzt (8). Die Aufnahmen können durch Modellscanner und neuerdings auch durch DVT-Geräte erfolgen (9).

Die DVT ist wie die Computer Tomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) bzw. Kernspintomographie ein radiologisches, dreidimensionales Aufnahmeverfahren und kann in nahezu allen Bereichen der Zahnmedizin (10), durch die genaue Darstellung von anatomischen Lagebeziehungen, zweidimensionale Aufnahmeverfahren ersetzen oder sinnvoll ergänzen (11). Die MRT ist aufgrund der technischen Grundlagen eine besondere Form der Bildgebung, die an dieser Stelle nicht berücksichtigt wird.

Bereits 1982 wurden erste DVT-Geräte zur angiographischen Anwendung hergestellt (12). Doch erst in den späten 1990er Jahren fanden diese aufgrund reduzierter Anschaffungskosten Einzug in die zahnmedizinische Röntgendiagnostik (13).

Das Funktionsprinzip der DVT basiert auf einer Vielzahl von 2D-Röntgenaufnahmen (von 150 bis mehr als 600). Die Bildgebung erfolgt durch einen drehbar gelagerten Arm, an dem eine Röntgenröhre und ein Detektor an gegenüberliegenden Positionen befestigt sind. Während der Akquisition rotiert der Arm

in einem vollständigen oder manchmal teilweisen Bogen um einen Mittelpunkt der in der Mitte der Region des Interesses (ROI) liegt (14). Die aufzunehmende Struktur wird währenddessen von gepulsten pyramiden- oder kegelförmigen ionisierenden Strahlenbündeln durchdrungen. Dabei werden Kegelstrahlen statt Fächerstrahlen genutzt wodurch die Akquisitionsgeschwindigkeit erhöht und die Röhrenleistung besser ausgenutzt werden konnte. Der Hauptnachteil, vor allem bei großen *Field of View's* (FOV), ist eine Einschränkung der Bildqualität im Zusammenhang mit Rauschen und Kontrastauflösung aufgrund der großen Menge an Streustrahlung.

Die Strahlen treffen auf Detektoren, wobei hochauflösende, preiswerte Flachbild-Detektoren von den selten genutzten großen und sperrigen Bildverstärker-Detektoren unterschieden werden (15). Solche Flachbild-Detektoren bestehen aus hydrierten amorphen Silizium-Dünnschichttransistoren. Die Röntgenstrahlen werden indirekt mittels eines Szintillators wie Thorium-aktiviertem Gadoliniumoxysulfid oder Thallium-dotiertem Cäsiumjodids detektiert. Dieses wandelt die Röntgenstrahlen in sichtbares Licht um welches anschließend in der Photodiodenzelle registriert wird. Der Nachteil dieser Detektoren ist eine etwas stärkere Strahlenbelastung (16).

Die Rekonstruktion von dreidimensionalen Objekten aus zweidimensionalen Projektionsdaten ist eine eher neue Errungenschaft. Sie wird als „Kegelstrahl-Rekonstruktion“ bezeichnet. Der erste und bekannteste Algorithmus ist der von Feldkamp, Davis und Kress (FDK) (17). Die Rekonstruktion ist durch moderne Computertechnik nahezu in Echtzeit möglich.

Die DVT wird zunehmend in vielen Bereichen der Zahnmedizin genutzt. Doch aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung verglichen mit klassischen Röntgenaufnahmen kontrovers diskutiert. Um die Ergebnisse früherer Studien vergleichen zu können, müssen die Einstellungen der Geräte transparent dargestellt sein (18). Weiterhin sollten sie konform zu den Richtlinien der *International Commission on Radiological Protection* von 2007 (ICRP 2007) berechnet werden. Ludlow et al. (2008) fanden einen weiten Schwankungsbereich der effektiven Dosen von 68 – 1.073 μSv bei großem FoV (19). Verglichen mit der effektiven Dosis der klassischen kieferorthopädischen Röntgendiagnostik von 27 μSv , die aus einer Panoramaschichtaufnahme und einem Fernröntgenseitenbild besteht, erscheinen diese Werte höher (20). Durch Indikationsabhängige Dosis Reduktionsprotokolle konnten durch geeignete Parameter- und FoV-Wahl sowie einen Schilddrüsenschutz die effektive Dosis einer DVT-Aufnahme auf 10,9 μSv reduziert werden. Die Messungen

wurden mit dem DVT-Gerät ProMax 3D MID und einem RANDO Phantomkopf mit 20 MOS-FET-Sensoren durchgeführt. Die Größe des FoV betrug dabei 10x10cm. Es wurden niedrigere effektive Dosen erzielt als für ICRP 2007 konforme konventionelle Röntgenaufnahmen (21).

Die Vielzahl bisheriger Studien verglich die Genauigkeit von linearen Messungen mit Messlehren. Dabei wurden Schädelpräparate mit digitalen linearen Messungen an den entsprechenden DVT-Scans (22, 23) oder Messungen an Gipsmodellen mit den Messungen an den entsprechenden DVT-Scans verglichen (5) Weitere Studien nutzten das Superimpositionsprinzip zur Evaluation der Genauigkeit und verglichen digitale Modelle aus DVT-Scans mit OrthoCAD-Modellen (7).

Bislang gibt es keine Studie, die die Genauigkeit der indirekten Digitalisierung eines Gipsmodells durch DVT-Geräte untersucht. Sollte die Genauigkeit klinisch ausreichend sein, bestünde für Praxen die mit DVT-Geräten ausgestattet sind die Möglichkeit, Gipsmodelle ohne zusätzliche Geräte zu digitalisieren.

Die Modellscanner werden zur indirekten Digitalisierung von Gipsmodellen und Abdrücken genutzt. Bisherige Studien untersuchten die Genauigkeit einzelner Modellscanner und Laserscanner (24) oder verglichen verschiedene Geräte (25-27).

Die Intraoralscanner (IOS) können alternativ zur konventionellen Abformung genutzt werden. Hierbei wird die Dentition direkt digitalisiert. Dadurch werden die potentiellen Dimensionsänderungen bei der Abdrucknahme und der Modellherstellung vermieden. Sie haben sich in der Prothetik bereits für das Scannen von kurzen Strecken etabliert und werden auch in der Kieferorthopädie zunehmend genutzt. Über die hierfür benötigte Genauigkeit bei Ganzkieferscans liegen jedoch wenige Daten vor. Die IOS zeigten in vivo eine ähnliche und teils sogar höhere Genauigkeit als manche konventionelle Abdruckmaterialien (28).

1.3 Methodik

Das als Patient dienende Studienmodell wurde mit einem Stereolithografie 3D Drucker (D35, Dreve®) aus FotoDent-LED® Harz gedruckt. Die Messstrecken „Intermolarenweite“ (IMW), „Intercaninenweite“ (ICW) und die „Zahnbogenlänge“ (AL) wurden durch fünf Bohrungen (4 mm tief) mit einer Tischbohrmaschine (Metabo Magnum TBE 4512; Nürtingen, Germany) angebracht (Abb. 1). Die Distanz der Bohrungen orientierte sich an den Durchschnittswerten der westlichen Bevölkerung

(29). Dieses Modell wurde mit einem A-Silikon (Flexitime® medium flow + putty, Heraeus Kulzer, Dormagen) abgeformt und die Abformung mit Gips (Kanistone KFO *special dental stone type 3* (Kaniedenta, Herford)) ausgegossen. Das Modell wurde unter Standardbedingungen gelagert. Die Messpunkte wurden als der Schnittpunkt der einzelnen Mittelachsen der fünf Bohrungen mit der Ebene, die durch die obere Fläche der Referenzwürfel gebildet wurde, definiert (Abb. 3). Zum Vergleich der Geräte wurden die Masterwerte der Studienmodelle mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422) und der Software Calypso 5.4.20 taktil vermessen. Der Durchmesser der Bohrungen wurde durch die Anlegung von 169 bis 200 Messpunkten pro Bohrung bestimmt. Anschließend wurden die Mittelpunkte der einzelnen Zylinder und deren Abstände zueinander berechnet. Die Messungen hatten eine Genauigkeit (MPE) von $1,9 \mu\text{m} + L/250$ (ISO 10360), was einer maximalen Abweichung von $2,1 \mu\text{m}$ auf einer Strecke von 50 mm entspricht. Die Messungen fanden in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik (Berlin) statt.

Das Studienmodell „Gips“ (Abb. 2) wurde von fünf DVT-Geräten in insgesamt acht verschiedenen Modi gescannt. Dabei handelt es sich um folgende:

- CS 9300, CS 9300 Select, CS 8100 3D betrieben mit der Dental Imaging Software (Carestream Health Inc. aus Rochester, USA)
- Promax 3D Mid™ betrieben mit Planmeca Romexis® 3D Ortho Studio Advanced Software (Planmeca Oy aus Helsinki, Finnland)
- Whitefox® betrieben mit der WhiteFox Imaging Software (Satelec Sas (Acteon group) aus Mérignac, Frankreich)



Abb. 1: Studienmodell aus FotoDent-LED® Harz mit fünf Referenzzyklindern als Messpunkten



Abb. 2: Studienmodell „Gips“

Mit dem Promax 3D Mid™ wurden im normalen sowie im schnell (*fast*) Aufnahme-modus gearbeitet. Der Whitefox® wurde mit hoher, mittlerer und normaler Qualitätseinstellung betrieben. CS 9300, CS 9300 Select und CS 8100 3D wurden in einem Modus untersucht.

Das Studienmodell „Gips“ wurde weiterhin mit elf verschiedenen Modellscannern gescannt. Dabei handelt es sich um folgende:

- R500, R700, R1000 und R2000 (3Shape aus Kopenhagen, Dänemark)
- CS Ultra (Dentacore aus Murg, Deutschland)
- OrthoX Scan (Dentaurum aus Ispringen, Deutschland)
- Maestro 3D (AGE Solutions S.r.l. aus Pontedera, Italien)
- Grande and Colori (MedianetX aus Detmold, Deutschland)
- Lab Scan (GC Aadva aus Leuven, Belgien)
- D104i (Imetric aus Courgenay, Schweiz)

Anschließend wurde das Studienmodell aus FotoDent-LED mit sechs verschiedenen IOS gescannt. Bei den IOS handelte es sich um folgende:

- Apollo DI (Apollo Connect 4.5.5; Sirona aus Bensheim, Deutschland)
- CS 3500 (Version 1.1.14.40; Carestream aus Rochester, New York, USA)
- iTero (HD2.9; Cadent Inc. aus Carlstadt, USA)
- PlanScan (Romexis 4.1.R; Planmeca aus Helsinki, Finnland)
- Trios Color (3Shape aus Kopenhagen, Dänemark)
- True Definition (Scanner-software 5.0.2; 3M ESPE aus St. Paul, USA)

Bei der zuvor durchgeführten Fallzahlberechnung ergab sich eine statistisch aussagekräftige Fallzahl von 37 Aufnahmen pro Gerät, um Abweichungen von unter 10 µm messen zu können. Es wurden 37 Aufnahmen pro untersuchtem Gerät bzw. Modus durchgeführt. Die erhaltenen DICOM-Datensätze wurden von der jeweiligen Software in STL-Daten konvertiert und gespeichert. Dabei wurden die Zahnbereiche mit den Referenzwürfeln sowie der Gaumen ausgewählt.

Zur Auswertung wurden die STL-Daten in die Messsoftware Convince™ Premium 2012 (3Shape, Kopenhagen) importiert. Die Messungen erfolgten nun mit Hilfe eines Softwaretools, welches die zylindrische Bohrsäule markierte, deren Mittelachse berechnete und den Schnittpunkt der Zylinderachse mit der Ebene der Referenzwürfeloberfläche als Messpunkt auswählte. Somit wurde der Messpunkt in allen drei Ebenen reproduzierbar definiert. Dieses Vorgehen wurde auf alle fünf Bohrungen übertragen und mit einem weiteren Softwaretool wurden die Distanzen der Punkte entsprechend der Abbildung 3 gemessen.

Zur Überprüfung der Reliabilität der Vermessung mittels der Messsoftware Convince™ Premium wurden die Strecken mehrfach (n=15) markiert und vermessen (Abb. 4).

Als Nullhypothese H_0 wurde angenommen, dass die Messungen aller Geräte und aller Modi keine signifikanten Unterschiede zu den Masterwerten zeigen. Zudem wurde angenommen, dass sich die Werte der unterschiedlichen Geräte für die IMW, die ICW und die AL nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Zur Bewertung der Messungen dienen die drei Begriffe Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision. Wobei Genauigkeit der Oberbegriff für Richtigkeit und Präzision darstellt und somit nur dann hoch sein kann, wenn auch Präzision und Richtigkeit hoch sind. Das Maß für die Richtigkeit ist die systematische Messabweichung, die durch die Differenz des Mittelwerts der gemessenen Werte zum Masterwert angegeben wird. Das Maß für die Präzision ist die zufällige Messabweichung, die durch die Standardabweichung angegeben wird. Sie beschreibt die zufällige Streuung der Messwerte um den Masterwert (30).

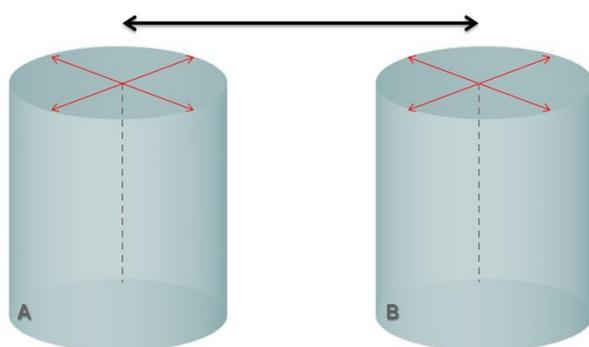


Abb. 3: Messpunktdesign

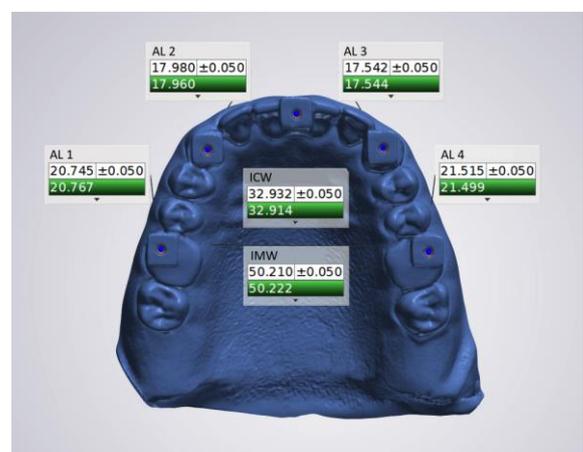


Abb. 4: Mastermodell „Digital“

Statistische Analyse

Die Messwerte wurden in Excel Tabellen (Version 14.5.4, Microsoft corporation©) aufgeführt; die statistische Beratung erfolgte durch die Firma PHIMEA in Berlin.

Da über 30 Messungen pro Verfahren durchgeführt wurden, ist laut des zentralen Grenzwertsatzes kein Test auf Normalverteilung nötig.

Um die Genauigkeit der Geräte gegen das Koordinatenmessgerät zu untersuchen wurden t-Tests bei einer Stichprobe durchgeführt. Zudem wurden, um die Unterschiede der Geräte untereinander bezüglich Richtigkeit zu untersuchen, t-Tests mit unabhängigen Stichproben und bezüglich der Präzision, Levene-Tests auf Varianzhomogenität durchgeführt. Der Stichprobenumfang betrug $n=37$, die statistische Analyse erfolgte mit SPSS statistics (Version 22, IBM).

Es wurde das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ angenommen.

1.4 Ergebnisse

Die ausführliche statistische Auswertung mit Angabe der jeweiligen Signifikanzniveaus findet sich in den jeweiligen Publikationen. Aufgrund der Vielzahl von untersuchten Geräten werden die Ergebnisse an dieser Stelle als zusammenfassende Übersicht visualisiert dargestellt. Die Tabelle 1 zeigt die deskriptive Statistik und die Abbildungen 5-7 die Abweichungen der einzelnen Strecken ICW, IMW und AL dargestellt als Boxplots. Zu den Ergebnissen dargestellt als Boxplots werden hier lediglich die genauesten Geräte und die Geräte mit der höchsten Abweichung je Strecke genannt.

Für die ICW zeigten das DVT-Gerät Whitefox im hohen Qualitätsmodus (Median \pm SD: $-1 \pm 20,2 \mu\text{m}$) sowie der Desktop Scanner R700 (Median \pm SD: $6,0 \pm 6,95 \mu\text{m}$) die höchste Genauigkeit. Für die längere IMW zeigten die Desktopscanner R500 (Median \pm SD: $2,0 \pm 19,5 \mu\text{m}$) und D104i (Median \pm SD: $4,0 \pm 13,97 \mu\text{m}$) die höchste Genauigkeit. Im Hinblick auf die aus vier Strecken zusammengesetzte AL erzielte der Desktop Scanner LabScan (Median \pm SD: $-8,0 \pm 8,8 \mu\text{m}$) die geringste Abweichung. Für alle der gemessenen Strecken lagen die höchsten Ungenauigkeiten beim IOS PlanScan (ICW: Median \pm SD: $-160,0 \pm 80,8 \mu\text{m}$; IMW: $-3 \pm 214,8 \mu\text{m}$; AL: $-404,0 \pm 92 \mu\text{m}$).

Tab. 1: Deskriptive Statistik, Angaben in µm

Gerät	Intercaninenweite			Intermolarenweite			Zahnbogenlänge		
	MW	SD	Max	MW	SD	Max	MW	SD	Max
DVT									
CS 9300	-19,2	4,8	-28/-10	-15,1	7,4	-31/-1	-26,1	6,6	-48/-12
CS 9300 Select	92,6	5,7	81/105	82,2	6,7	66/93	30,2	25,9	-41/63
CS 8100 3D	93	6,4	77/106	81,2	7,4	63/96	31,1	24,2	-51/61
Promax 3D Mid	-89,1	5,3	-102/-80	-126,1	4,9	-135/-114	-216,5	5,1	-225/-202
Promax 3D Mid fast	-96,5	13,1	-110/-36	-136,8	18,1	-237/-126	-228,6	13,5	-282/-210
WhiteFox (HQ)	1,4	20,2	-86/36	12,8	7,9	1/31	11,4	46,3	-161/87
WhiteFox (MQ)	17,6	8,7	2/35	6,8	4,7	-5/15	55,7	11,9	29/74
WhiteFox (NQ)	16,8	8,8	-4/37	5,51	5,7	-11/14	53,6	13,8	9/82
IOS									
R500	18,1	17,9	-21/47	-0,8	19,5	-61/28	23,1	17,3	-7/60
R700	6,5	7	-15/24	13,2	4,7	1/22	15,4	9,3	0/39
R1000	11,2	3,4	2/20	18,2	4,3	10/27	36,8	5,6	26/49
R2000	15,9	7	2/35	22,2	7,6	-4/38	44	8,3	24/58
CS Ultra	26,6	7,5	8/38	20,1	13,7	-20/35	41	14,2	11/66
OrthoX	-13,5	37	-96/70	-26,2	34	-93/39	-15	57,2	-155/99
Aadva Lab Scan	-12,6	9,9	-31/4	-13,2	9,1	-30/5	-8,8	8,8	-28/10
D104i	4,6	9,3	-22/16	2,9	14	-35/35	7,9	13,2	-23/30
Maestro 3D	22	4,5	11/28	15,9	9,4	-6/27	55,2	12,7	19/77
Colori	-19,5	10,1	-47/-8	-37,7	13,2	-76/-10	-55,8	14,8	-83/-12
Grande	-15,1	3,4	-23/-8	-38	4,5	-45/-24	-48,3	6,1	-62/-36
Modellscan									
Apollo DI	-42,2	36	-170/26	-102,2	57,7	-262/-3	-170,4	64,9	-315/10
CS3500	15,8	43,4	-113/99	63,4	99,8	-167/233	-54,6	84,4	-315/110
iTero	-23,4	22	-75/21	-47,	84,1	-229/174	-171,3	30,7	-217/-103
PlanScan	-170,4	80,8	-341/-30	0,03	214,8	-496/549	-397,5	91,9	-589/-178
Trios	18,9	22,4	-29/65	29,2	52,9	-150/140	-36,8	23,1	-80/12
True Definition	48,3	41,3	-39/116	71,4	169,3	-295/299	45,4	61,1	-37/353

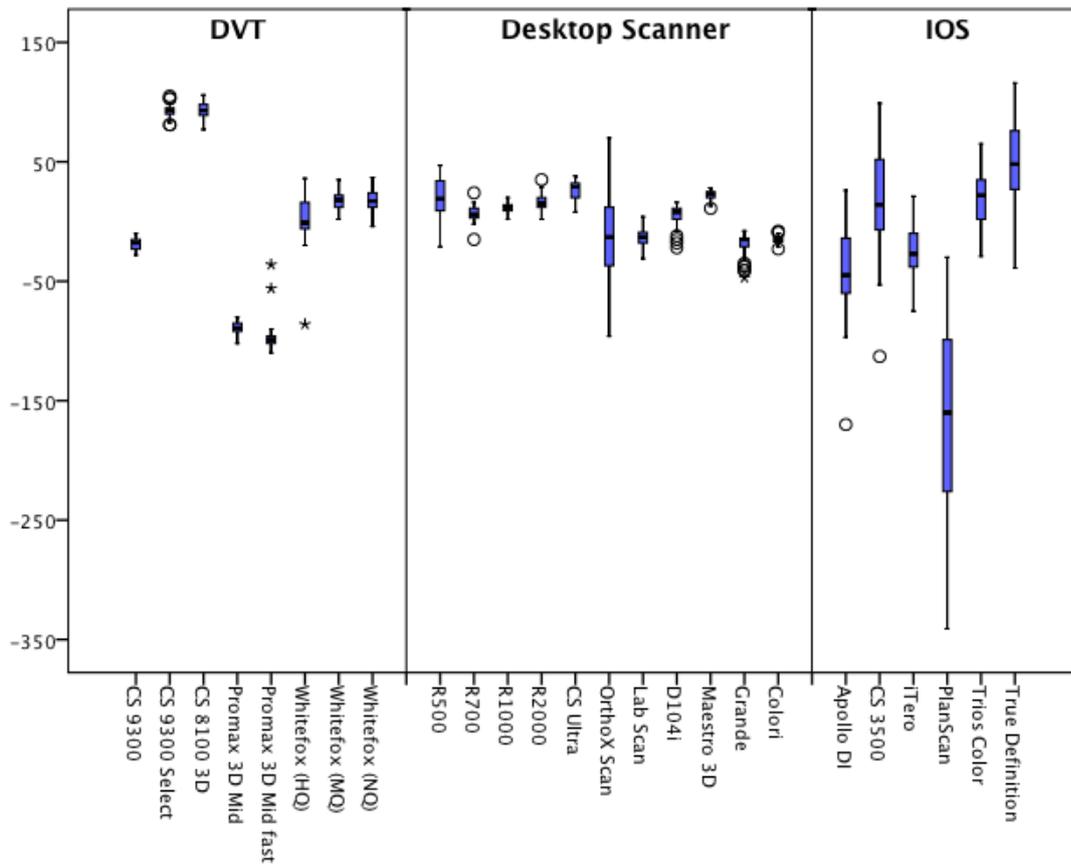


Abb. 5: Abweichungen der Intercaninenweite dargestellt als Boxplot, Angaben in μm

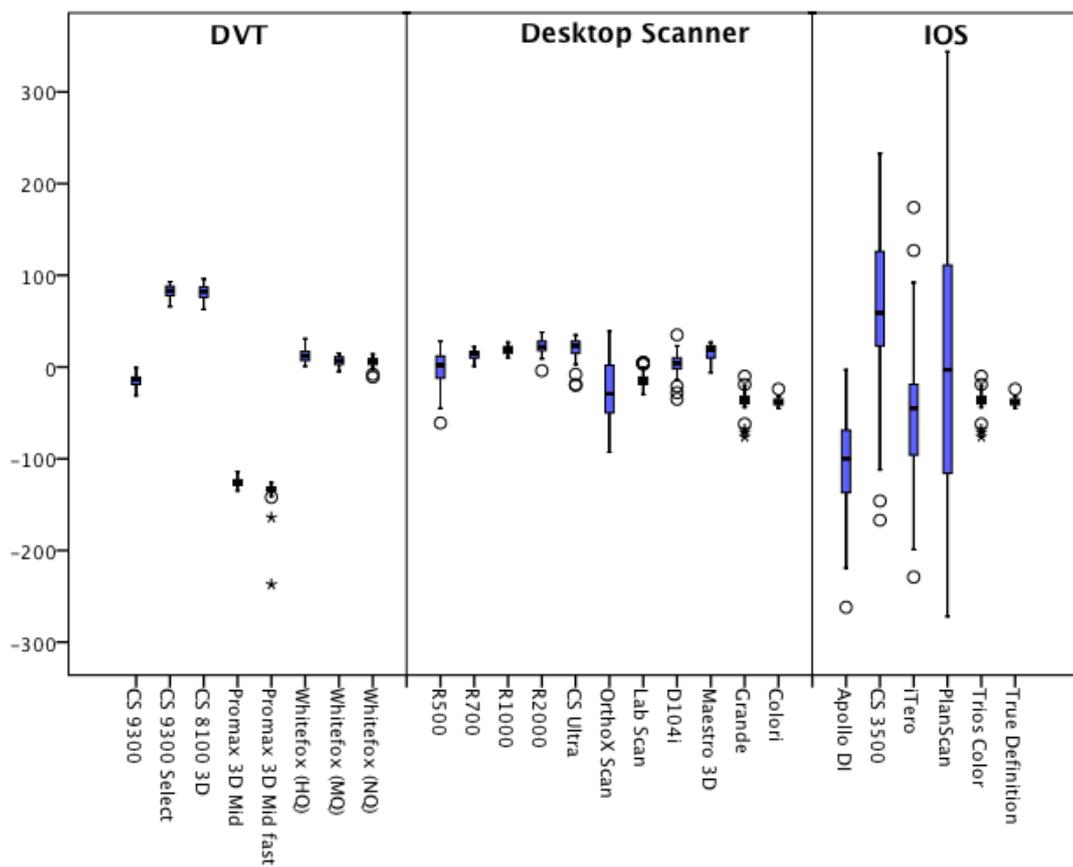


Abb. 6: Abweichungen der Intermolarenweite dargestellt als Boxplot, Angaben in μm

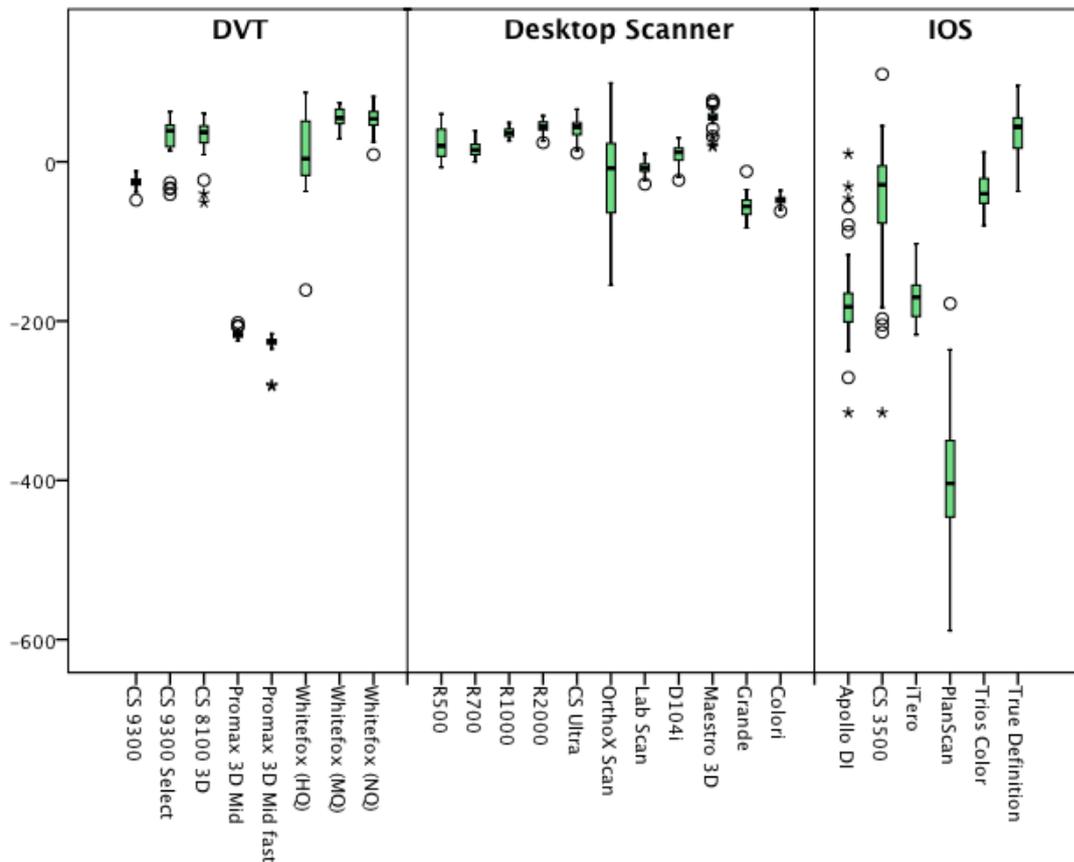


Abb. 7: Abweichungen der Zahnbogenlänge dargestellt als Boxplot, Angaben in μm

1.5 Diskussion

Der Versuchsaufbau orientiert sich an der Untersuchung von Van der Meer et al. (31), der ähnlich wie in der vorliegenden Studie Zylinder, deren Mittelpunkte als Messpunkte dienten an einem Modell befestigte. Dabei wurden Scans des Mastermodells mit verschiedenen IOS zu einem 3D Scan verglichen und die Abstände sowie die Angulationen der Zylinder zueinander untersucht. Das Studiendesign ist somit bereits teils erprobt.

Im Gegensatz zu vielen anderen Studien, die Messungen mit Messlehren als Referenz nutzten (23), wurden in der vorliegenden Studie die Referenzwerte von einem hochpräzisen Koordinatenmessgerät erhoben. Dadurch konnte der methodische Messfehler möglichst klein gehalten werden (Abb.8). Zudem war es möglich Strecken durch exakt reproduzierbare Messpunkte zu messen.

Der gesamte maximale Messfehler setzt sich zusammen aus der Messgenauigkeit des Koordinatenmessgerätes ($0.8 \mu\text{m}$), dem Größenunterschied zwischen dem kleinsten zum größten Bohrloch ($2 \mu\text{m}$) sowie der Abweichung innerhalb einer Bohrung

(1.6 μm) und dem Messfehler der durch die manuelle Auswahl der zylindrischen Bohrsäule mit der Messsoftware entsteht (8 μm).

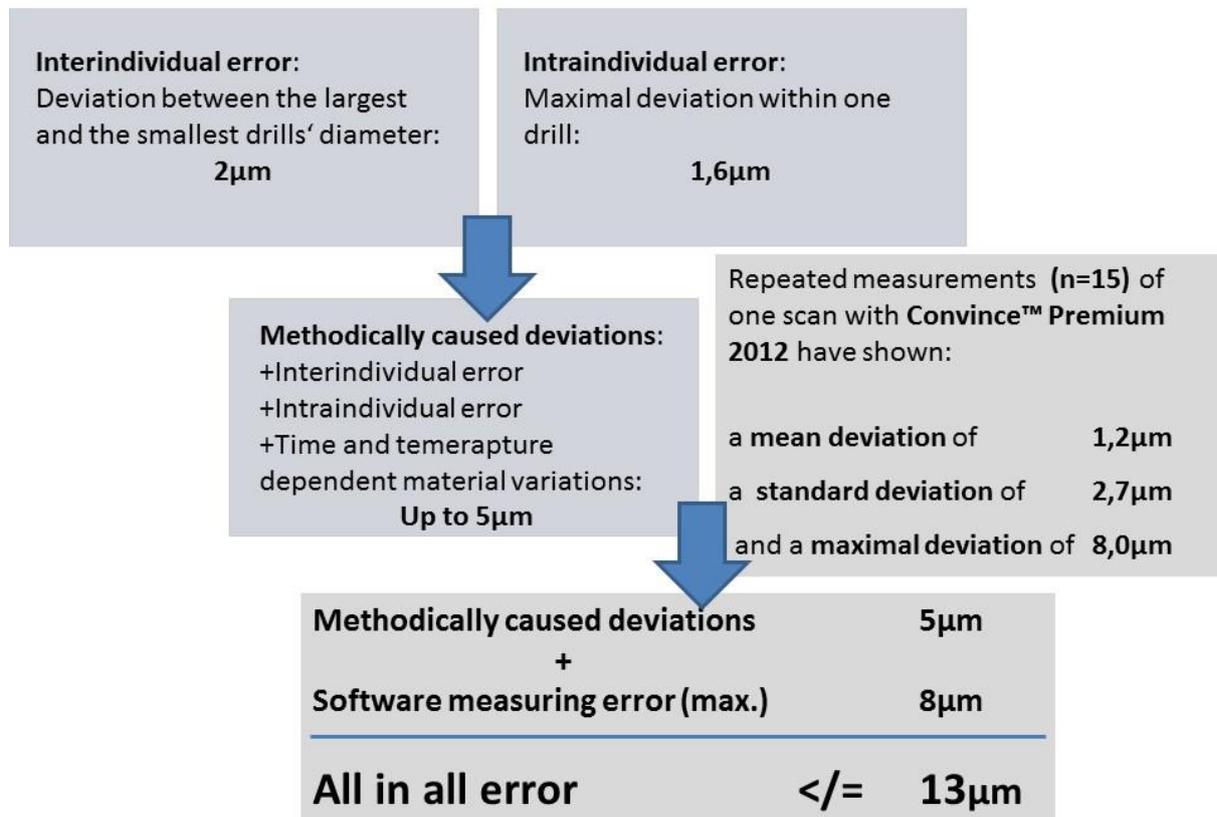


Abb. 8: Fehleranalyse

Weiterhin wurde in bisherigen Studien zur Bewertung der Genauigkeit die Superimpositionsmessung genutzt. Diese ermöglicht eine Auswertung der Oberflächenabweichung an jedem Scan-Punkt (5, 7, 28). Somit können Abweichungen in allen drei Koordinatenachsen bereichsweise festgestellt werden. Zur Bewertung der Genauigkeit kann ein Referenzdatensatz genutzt werden. Dieser Versuchsaufbau eignet sich jedoch nicht zur Erfassung von definierten Strecken (ICW, IMW, AL) da die nötigen Messpunkte nur ungenau festzulegen sind.

Um einen typspezifischen systematischen Fehler der jeweiligen Geräte und die Richtigkeit nach Balazs zu ermitteln wurde mit Beträgen gerechnet, hieraus können negative Messwerte entstehen.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse muss beachtet werden, dass dieses eine in vitro Studie ist. In vivo sind im indirekten *Workflow* Fehler bei der Abdrucknahme und der Modellherstellung möglich. Ender et al. untersuchten für Abformungen aus Vinyl

Polysiloxanen Abweichungen von $13,0 \pm 2,9 \mu\text{m}$ und aus Alginat Abweichungen von $37,7 \pm 34,9 \mu\text{m}$ (32). Diese Abweichungen sind anders als beim direkten *Workflow* mit Intraoralscannern nicht korrigierbar. Bei der klinischen Nutzung der IOS treten jedoch auch mögliche Fehlerquellen auf die in dieser *in vitro* Studie nicht berücksichtigt wurden. Dabei handelt es sich um Speichelfluss, Patientenbewegung und intraorale Platzbegrenzung (26). Zudem fanden Müller et al. signifikante Unterschiede der Präzision verschiedener Scanpfade (33).

Die kürzeste der gemessenen Strecken, die ICW, wurde von den meisten Geräten und Gerätegruppen mit einer höheren Genauigkeit wiedergegeben als die längere Strecke IMW. Dieses trifft nicht auf D104i, Maestro 3D, CS 9300, CS9300 Select, CS 8100 3D, Whitefox MQ, Whitefox NQ zu. Bei der Betrachtung der Ergebnisse für die Zahnbogenlänge ist zu beachten, dass sie aus einzelnen Teilstrecken zusammengesetzt ist, negative- und positive Abweichungen können sich hier ausgleichen bzw. addieren.

Die Ergebnisse dieser Studie entstanden aus der Entscheidung negative Vorzeichen zu berücksichtigen um systematische Messfehler ermitteln zu können. Es ist zu beachten, dass andere Studien mit absoluten Beträgen arbeiten.

Praxen, die bereits mit DVT-Geräten ausgestattet sind, können ohne zusätzliche Geräte Gipsmodelle digitalisieren. Durch die Verfügbarkeit immer besser werdender 3D-Drucker ist auch die Wiederherstellung der digital gespeicherten Modelle jederzeit in klinisch akzeptabler Qualität möglich (31). Für Praxen die nicht mit einem DVT-Gerät ausgestattet sind, kann es im Hinblick auf Investitionskosten erwogen werden eines anzuschaffen, da kein weiteres Gerät zur Modelldigitalisierung benötigt wird.

1.6 Schlussfolgerung

Einige DVT-Geräte eignen sich zur Digitalisierung von Gipsmodellen und weisen klinisch eine sehr gute Genauigkeit auf, sodass Praxen die mit DVT-Geräten ausgestattet sind ohne zusätzliche Geräte zu benötigen Gipsmodelle digitalisieren könnten.

1.7 Literaturverzeichnis

1. Peluso MJ, Josell SD, Levine SW, Lorei BJ. Digital models: An introduction. *Seminars in Orthodontics*. 2004;10(3):226-38.
2. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*. 2011;14(1):1-16.
3. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *The Angle orthodontist*. 2004;74(3):298-303.
4. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *Journal of orthodontics*. 2008;35(3):191-201; discussion 175.
5. Akyalcin S, Dyer DJ, English JD, Sar C. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: diagnostic accuracy and surface registration analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2013;144(6):831-7.
6. Kim J, Heo G, Lagravere MO. Accuracy of laser-scanned models compared to plaster models and cone-beam computed tomography. *The Angle orthodontist*. 2014;84(3):443-50.
7. Lighthouse KG, English JD, Kau CH, Akyalcin S, Bussa HI, Jr., McGrory KR, et al. Surface analysis of study models generated from OrthoCAD and cone-beam computed tomography imaging. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2012;141(6):686-93.
8. Lee SM, Hou Y, Cho JH, Hwang HS. Dimensional accuracy of digital dental models from cone-beam computed tomography scans of alginate impressions according to time elapsed after the impressions. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2016;149(2):287-94.
9. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2017;48(1):41-50.
10. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International endodontic journal*. 2007;40(10):818-30.

11. Mah JK, Huang JC, Choo H. Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2010;141 Suppl 3:7s-13s.
12. Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *IEEE Trans Med Imaging*. 1982;1(1):22-33.
13. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8(9):1558-64.
14. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dento maxillo facial radiology*. 2015;44(1):20140224.
15. De Cock J, Zanca F, Canning J, Pauwels R, Hermans R. A comparative study for image quality and radiation dose of a cone beam computed tomography scanner and a multislice computed tomography scanner for paranasal sinus imaging. *Eur Radiol*. 2015;25(7):1891-900.
16. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental clinics of North America*. 2008;52(4):707-30, v.
17. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A*. 1984;1(6):612-9.
18. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(6):609-25.
19. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2008;106(1):106-14.
20. Signorelli L, Patcas R, Peltomaki T, Schatzle M. Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2016;77(1):9-15.
21. Währisch KK, J.; Möller, K.; Bumann, A. Strahlenbelastung konventioneller orthodontischer Röntgenaufnahmen (KOR) und indikationsabhängiger dosisreduzierter DVTs. *Kieferorthopädie im Wandel der Zeit; 14.09.2016 - 18.09.2016; Hannover: Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.; 2016. p. 101.*
22. Wikner J, Hanken H, Eulenburg C, Heiland M, Grobe A, Assaf AT, et al. Linear accuracy and reliability of volume data sets acquired by two CBCT-devices and an MSCT using virtual models: A comparative in-vitro study. *Acta odontologica Scandinavica*. 2015:1-9.
23. Tarazona-Alvarez P, Romero-Millan J, Penarrocha-Oltra D, Fuster-Torres MA, Tarazona B, Penarrocha-Diago M. Comparative study of mandibular linear

measurements obtained by cone beam computed tomography and digital calipers. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2014;6(3):e271-4.

24. Asquith J, Gillgrass T, Mossey P. Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *European journal of orthodontics*. 2007;29(5):517-22.
25. Kim J, Lagravere MO. Accuracy of Bolton analysis measured in laser scanned digital models compared with plaster models (gold standard) and cone-beam computer tomography images. *Korean journal of orthodontics*. 2016;46(1):13-9.
26. Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2013;144(3):471-8.
27. Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2013;144(4):619-25.
28. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*. 2016;115(3):313-20.
29. Bishara SE, Jakobsen JR, Treder J, Nowak A. Arch width changes from 6 weeks to 45 years of age. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1997;111(4):401-9.
30. Metrology JcFgi. International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM) 3rd edition. 2012. p. 37-9.
31. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012;7(8):e43312.
32. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2015;46(1):9-17.
33. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2016;47(4):343-9.

2 Eidesstattliche Versicherung & ausführliche Anteilserklärung

Eidesstattliche Versicherung & ausführliche Anteilserklärung

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Jan Robben, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Eignung und Genauigkeit von DVT-Aufnahmen für die Digitalisierung von Gipsmodellen: Eine In vitro-Untersuchung“ 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 und Resultaten entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, 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.“

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen

Jan Robben hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1:

Jan Robben, Jonas Muallah, Christian Wesemann, Roxana Nowak, James Mah, Peter Pospiech, Axel Bumann; „*Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study*“; International Journal of Computerized Dentistry; 2017

Beitrag im Einzelnen:

- Erstellung des Mastermodelles aus Gips
- Mitwirkung bei der Vermessung des Mastermodelles mit dem Koordinatenmessgerät
- Versuchsdurchführung
- Erhebung der Daten mit der Messsoftware Convince Premium 2012 für die Geräte CS 9300, CS 9300 Select, CS 8100 3D, Promax 3D Mid, Whitefox
- Statistische Auswertung der Daten mit der Software SPSS statistics
- Interpretation der Daten
- Tabellenerstellung mit der Software SPSS statistics sowie Microsoft Excel Tabellen, erstellen von Fotos des Mastermodells
- Eingehende Literaturrecherche
- Schreiben des Manuskripts

Publikation 2:

Jonas Muallah, Christian Wesemann, Roxana Nowak, Jan Robben, James Mah, Peter Pospiech, Axel Bumann; „*Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation*“; Quintessence International; 2017

Beitrag im Einzelnen:

- Erstellung des Mastermodelles aus Gips
- Mitwirkung bei der Vermessung des Mastermodelles mit dem

Koordinatenmessgerät

- Beitragende Literaturrecherche
- Korrektur der Publikation

Publikation 3

Roxana Nowak, Christian Wesemann, Jan Robben, Jonas Muallah, Axel Bumann; „*An In-vitro study comparing the accuracy of full-arch casts digitized with desktop scanners*“; Quintessence International; 2017 Quintessence International; 2017

Beitrag im Einzelnen:

- Erstellung des Mastermodelles aus Gips
- Mitwirkung bei der Vermessung des Mastermodelles mit dem Koordinatenmessgerät
- Beitragende Literaturrecherche
- Korrektur der Publikation

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

3 Druckexemplare der ausgewählten Publikationen

3.1 Publikation 1

Robben J, Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Mah J, Pospiech P, Bumann A. Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study. Int J Comput Dent. 2017. Manuscript 239 accepted (28.03.2017)

<https://ijcd.quintessenz.de/index.php?doc=abstract&abstractID=39640>

Publikation 2:

Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P, Bumann A.
Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study
using a new method of evaluation. Int J Comput Dent. 2017;20(2):151-164

<https://ijcd.quintessenz.de/index.php?doc=abstract&abstractID=38475>

3.2 Publikation 3:

Nowak R, Wesemann C, Robben J, Muallah J, Bumann A. An in vitro study comparing the accuracy of full-arch models digitalized with desktop scanners. Quintessence Int 2017;48(8):667-676.

<http://dx.doi.org/10.3290/j.qi.a38676>

4 Lebenslauf

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

5 Publikationsliste

5.1 Publikationen

4. J. Robben, J. Muallah, C. Wesemann, R. Nowak, J. Mah, P. Pospiech, A. Bumann; „*Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study*“; International Journal of Computerized Dentistry; 2017; Impact Factor 1.436
5. J. Muallah, C. Wesemann, R. Nowak, J. Robben, J. Mah, P. Pospiech, A. Bumann: „*Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation*“; International Journal of Computerized Dentistry; 2017; Impact Factor 1.436
6. R. Nowak, C. Wesemann, J. Robben, J. Muallah, A. Bumann; „*An In-vitro study comparing the accuracy full-arch casts digitized with desktop scanners*“; Quintessence International; 2017; Impact Factor 0.995

5.2 Poster

1. J. Robben, C. Wesemann, J. Muallah, R. Nowak, A. Bumann; 89. Jahrestagung der DGKFO 14.-18.09.2016, Hannover
Titel: „*Genauigkeit von digitalen Kiefermodellen für die virtuelle KFO-chirurgische Behandlungsplanung*“
2. J. Muallah, C. Wesemann, J. Robben, R. Nowak, A. Bumann; 89. Jahrestagung der DGKFO 14.-18.09.2016, Hannover
Titel: „*Genauigkeit von digitalen Ganzkiefermodellen – Vergleich zwischen sechs Intraoralscannern*“
3. R. Nowak, J. Robben, C. Wesemann, J. Muallah, A. Bumann; 89. Jahrestagung der DGKFO 14.-18.09.2016, Hannover
Titel: „*Genauigkeit von digitalen Kiefermodellen – Vergleich von elf Modellscannern*“

6 Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand von Dezember 2014 bis Mai 2017 in der Arbeitsgruppe von Herrn Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann, Leiter des Instituts für 3D Dental-Radiologie – Mesantis Berlin in Zusammenarbeit mit dem Zentrum für Zahn-, Mund- & Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin. Bedanken möchte ich mich bei allen, die mir in dieser Zeit geholfen haben und mich bei diversen Fragen unterstützt haben, insbesondere:

Herrn Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann

Leiter des Instituts für 3D Dental-Radiologie – Mesantis Berlin. Für die Vergabe des Themas sowie das Vertrauen, das er mir entgegenbrachte und die wissenschaftliche Betreuung bei der Ausführung dieser Arbeit danke ich ihm herzlich.

Herrn Eamonn Boyle, Herrn Frank Hornung und Herrn Prof. Polzar

Mitarbeiter von Carestream Dental, Dornmedical GmbH, niedergelassener Fachzahnarzt für Kieferorthopädie. Mein Dank gilt ihnen für die Bereitstellung der einzelnen Geräte, der Zeit, die sie sich genommen haben, um mich in die Anwendung einzuführen, die Software zu erklären und bei allen technischen Problemen weiterzuhelfen.

Frau Roxana Nowak, Herrn Jonas Muallah und Herrn Christian Wesemann

Ein großer Dank gilt meiner Arbeitsgruppe, die durch ihr Fachwissen in konstruktiven Gesprächen, über Jahre Anschwung gaben. Besonders wertvoll war die ehrliche und offene Kritik, die mich wenn nötig in die richtige Richtung lenkte.