

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

DISSERTATION

Genauigkeit von Ganzkieferscans mit Intraoralscannern im
Vergleich zu indirekten Digitalisierungsmethoden

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Jonas Muallah

aus Dresden

Datum der Promotion: 02.03.2018

Für meine Eltern Ines und Lutfi

Anmerkung

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

Publikation 1

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

Publikation 2

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 Int.* 2017; 48(1):41-50

Publikation 3

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

Publikation 4

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 (30.06.2017)

Abkürzungsverzeichnis

<i>AL</i>	<i>Arch Length</i>
<i>CAD</i>	<i>Computeraided Design</i>
<i>CAM</i>	<i>Computeraided Manufacturing</i>
<i>CBCT</i>	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
<i>DICOM</i>	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
<i>DVT</i>	<i>Digitale Volumetomographie</i>
<i>ICW</i>	<i>Intercaninenweite</i>
<i>IMW</i>	<i>Intermolarenweite</i>
<i>IOS</i>	<i>Intraoralscanner</i>
<i>MPEE</i>	<i>Maximum Permissible Error E</i>
<i>STL</i>	<i>Standard Tessellation Language</i>

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	6
1.1	<i>Abstract</i>	6
1.2	<i>Einführung</i>	8
1.3	<i>Methodik</i>	11
1.4	<i>Ergebnisse</i>	14
1.5	<i>Diskussion</i>	17
1.6	<i>Schlussfolgerung</i>	22
1.7	<i>Literaturverzeichnis</i>	22
2	Eidesstattliche Versicherung & ausführliche Anteilserklärung	25
	<i>Eidesstattliche Versicherung</i>	25
	<i>Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen</i>	26
3	Druckexemplare der ausgewählten Publikationen	28
4	Lebenslauf	95
5	Publikationsliste	96
5.1	<i>Publikationen</i>	96
5.2	<i>Poster</i>	96
6	Danksagung	97

1 Zusammenfassung

1.1 Abstract

Abstract – Deutsch

Zielsetzung: Ziel der vorgelegten Arbeit war es, einen qualitativen Überblick über die Genauigkeit der intraoralen Digitalisierung des ganzen Zahnbogens zu geben. Darüber hinaus sollte die Methode der direkten Digitalisierung mit den verschiedenen Möglichkeiten zur indirekten Digitalisierung von Patientenmodellen für die kieferorthopädische Behandlung verglichen werden. Dafür wurden sechs Intraoralscanner, elf Modellscanner und vier DVT-Geräte mit Modellscanfunktion untersucht. Außerdem wurde die anschließende Überführung eines digitalen in ein physisches Modell durch 3D-Druck evaluiert. **Methodik:** Ein dreidimensional gedrucktes Studienmodell wurde mit fünf Bohrungen versehen, deren Anordnung die Definition der Strecken Intermolarenweite (IMW), Intercaninenweite (ICW) und Zahnbogenlänge (AL) erlaubte. Das Studienmodell wurde in Typ-3-Gips dubliert. Um Masterwerte zu bestimmen, wurden die Strecken mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422) vermessen. Das Studienmodell wurde jeweils 37 Mal mit den Intraoralscannern Apollo DI, CS 3500, iTero, PlanScan und True Definition sowie 64 Mal mit dem Intraoralscanner Trios digitalisiert. Das Gipsmodell wurde 37 Mal mit den Modellscannern Aadvia Lab Scan, Colori, CS Ultra, D104i, Grande, MDS 400, OrthoX Scan, R500, R1000, R2000 und den DVT-Geräten CS 9300, CS 9300 Select, CS 8100 3D und Whitefox sowie 64 Mal mit dem Modellscanner R700 und dem DVT-Gerät Promax 3D digitalisiert. Die Ganzkieferscans wurden vermessen und Abweichungen zum Masterwert errechnet. Außerdem wurde ein digitales Modell 37 Mal mit dem 3D-Drucker D35 gedruckt und jeder Ausdruck mit dem Koordinatenmessgerät vermessen. **Ergebnisse:** Zwischen den Geräten zeigten sich signifikante Unterschiede. In der Gruppe der Intraoralscanner wiesen Trios und iTero die genauesten Ergebnisse auf. Bei den Modellscannern zeigte der D104i die geringsten Abweichungen vom Masterwert. Bei den DVT-Geräten konnte der Whitefox die genauesten Werte erzielen. **Schlussfolgerung:** Grundsätzlich eignen sich alle Gerätegruppen zur Herstellung digitaler Modelle für den kieferorthopädischen Gebrauch. Innerhalb der Gerätegruppen zeigten sich aber teils erhebliche Qualitätsunterschiede, sodass eine Empfehlung zum digitalen Workflow nicht verallgemeinert abgegeben werden kann.

Abstract – English

Objective: The aim of the present work was to evaluate the accuracy of intraoral full arch scans. An additional goal was, to compare direct digitization to indirect ways of generating a digital model for orthodontic use, in terms of accuracy. A total of six intraoral scanners, eleven desktop scanners, and four CBCT devices were investigated. Furthermore, the following printing with a three-dimensional (3-D) printer was analysed.

Method: A resin master model was created by 3-D printing and drilled in five places to reflect the ranges of intermolar width (IMW), intercanine width (ICW), and arch length (AL). A duplicate of the master model was made from type 3 plaster. In order to determine a gold standard, the ranges were measured with a coordinate-measuring instrument (Zeiss O-Inspect 422). The master model was scanned 37 times with the intraoral scanners Apollo DI, CS 3500, iTero, PlanScan, and True Definition, and 64 times with Trios. The plaster model was scanned 37 times with the desktop scanners Aadvia Lab Scan, Colori, CS Ultra, D104i, Grande, MDS 400, OrthoX Scan, R500, R1000, R2000 and the CBCT devices CS 9300, CS 9300 Select, CS 8100 3D, and Whitefox. It was scanned a further 64 times with the desktop scanner R700, and the CBCT device Promax 3D. The digital models were then measured, and deviations from the gold standard calculated. A digital model was printed 37 times with the 3-D Printer D35 (Innovation MediTech). **Results:** Significant differences were found between the devices. Of the intraoral scanners, Trios and iTero showed the most accurate results. Comparison of the desktop scanners showed the D104i achieved the smallest deviations from the gold standard. Of the CBCT devices, Whitefox produced the most accurate results. **Conclusion:** In conclusion, it can be stated that all types of devices seem suitable for generating digital models for orthodontic use. Nevertheless, significant differences in quality do occur between these types, meaning that a general recommendation for digital workflows cannot be given.

1.2 Einführung

Noch immer stellen die konventionelle Abformung mit Alginat und das daraus gewonnene Gipsmodell den Standardbeginn einer kieferorthopädischen Behandlung dar. Nicht nur die Diagnostik, auch zahlreiche Therapiemaßnahmen setzen ein physisches Modell voraus, vor allem dann, wenn kieferorthopädische Apparaturen notwendig sind. Der Trend geht jedoch auch in der Kieferorthopädie immer mehr in Richtung Digitalisierung der Arbeitsabläufe (1). Das Spektrum an Möglichkeiten wird dabei von Jahr zu Jahr breiter und dementsprechend ist man über die bloße Archivierung digitaler Modelle und die damit verbundenen Platz- und Kostenersparnisse längst hinaus. So veröffentlichten Unternehmen wie SureSmile und Invisalign bereits um die Jahrtausendwende erste computergestützte Therapiekonzepte. Neben der vereinfachten Modellanalyse bietet vor allem das digitale Set-up erhebliche Vorteile gegenüber der konventionellen Methode, bei der das Gipsmodell zersägt und in Wachs neu aufgestellt werden muss. So kann dem Patienten das geplante Therapieziel inklusive der dafür notwendigen Teilschritte direkt auf dem Bildschirm demonstriert und gewünschte Änderungen unkompliziert vorgenommen werden. Der digitale Datensatz kann dann direkt zur Herstellung eines Schienensatzes (z. B. Invisalign) oder für robotergebogene Drähte (SureSmile) verwendet werden. Der Behandlungsablauf wird dadurch nicht nur schneller, sondern vor allem auch vorhersagbarer (2, 3). Weitere, allgemeine Vorteile des digitalen Workflows bestehen in der erleichterten und schnelleren Kommunikation mit dem Zahntechniker und der möglichen Datenfusion von STL- (Scan) und DICOM-Daten (DVT), beispielsweise zur Implantatplanung.

Grundsätzlich bieten sich zwei Wege an, um die vorliegende Patientensituation in ein digitales Modell zu transformieren. Auf der einen Seite steht die direkte Digitalisierung mittels Intraoralscannern (4, 5). Diese ermöglichen es, die beiden Kiefer direkt im Mund zu scannen und somit die Arbeitsschritte der Abformung und der Modellherstellung zu überspringen. Demgegenüber steht die indirekte Digitalisierung. Diese erfordert die konventionelle Abformung und deren Ausgießen mit Gips. Das resultierende Modell kann mit speziell dafür hergestellten Modellscannern digitalisiert werden (6). Eine weitere Möglichkeit zur Erfassung dieser Gipsmodelle stellen moderne DVT-Geräte dar, die über eine entsprechende Digitalisierungsfunktion verfügen.

In Hinblick auf die gängigen Intraoralscanner treten drei verschiedene Technologien auf, die üblicherweise angewandt werden:

Das konfokale Prinzip: Diese Technologie geht auf den Ophthalmologen Hans Goldmann zurück, der sie in den 1940er-Jahren entwickelte, um das Auge in seiner Gänze darzustellen. Dabei tritt Licht durch eine Lochblende auf das Objekt. Eine zweite Lochblende liegt nun konfokal zu dem Beleuchtungspunkt, was bedeutet, dass Blende und Punkt gleichzeitig im Fokus des Sensors liegen. Punkte anderer Ebenen werden so ausgeblendet. Die Oberfläche des zu scannenden Objekts kann dadurch Punkt für Punkt abgefahren und gestitcht, also miteinander verbunden werden.

Die Triangulation: Dabei werden Linienmuster auf das Objekt projiziert. Der Sensor kann das Muster erfassen und in ein dreidimensionales Bild umrechnen. Während sich der Scanner über die Zahnreihe bewegt, werden die Bilder miteinander gematcht.

3D-in-Motion-Technologie bzw. Active Wavefront Sampling: Diese Scanner verwenden drei hochauflösende Kameras, die das Objekt in einer dreidimensionalen Videosequenz digitalisieren. Die Zähne müssen dabei mit einem Titandioxid-Pulver beschickt werden, um ein konstantes Reflexionsverhalten der Oberfläche zu gewährleisten.

Abgesehen von den bereits genannten Vorteilen eines digitalen Workflows bieten Intraoralscanner darüber hinaus die Möglichkeit, den Scan sofort und selektiv zu wiederholen, wohingegen eine Abformung komplett neu genommen werden muss. Die sofortige Darstellung des digitalen Modells ermöglicht außerdem eine direkte Analyse des Modells, was vor allem in der Prothetik, beispielsweise zur Kontrolle von Präparationen, von Bedeutung ist. Des Weiteren bieten moderne Systeme bereits Scans in Echtfarbdarstellung oder Funktionen wie Rezessions- und Verschleißmessungen an (7).

Die Genauigkeit des Patientenmodells, egal, ob digital oder physisch, stellt in jedem Fall einen Grundpfeiler des späteren Therapieerfolgs dar. Treten schon während dieses ersten Arbeitsschrittes Abweichungen auf, kann es während der Behandlung zu unkalkulierbaren Misserfolgen kommen. Dies gilt natürlich auch, wenn ein durch Intraoralscan generiertes, digitales Modell im Laufe der Behandlung auch in physischer Form benötigt wird. In diesem Fall bieten 3D-Drucker die Möglichkeit, ein entsprechendes Modell herzustellen. Auch diese Geräte müssen also eine hohe Genauigkeit im Fertigungsprozess aufweisen, um in einem klinischen Workflow ihren Platz zu finden.

Bisherige Publikationen beschränken sich auf die Untersuchung innerhalb einzelner Gerätegruppen. Diese Herangehensweise lässt einen Vergleich zwischen den

verschiedenen Digitalisierungsmöglichkeiten kaum zu, da sich die Studiendesigns zu sehr unterscheiden.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, die Genauigkeit von Intraoralscannern zu evaluieren und mit Hilfe einer standardisierten Methodik einen Vergleich zu den indirekten Digitalisierungsmethoden anzustellen. Dabei sollte ein möglichst breites Spektrum der einzelnen Gerätetypen abgedeckt werden. Zu diesem Zweck wurden drei unabhängige Untersuchungen mit gleichem Versuchsaufbau angestellt und der Fokus auf die folgenden Gerätegruppen gelegt:

Tabelle 1: Untersuchte Geräte

Intraoralscanner	Apollo DI (Sirona, Bensheim, Deutschland) CS 3500 (Carestream, Rochester, New York, USA) iTero (Cadent Inc., Carlstadt, USA) PlanScan (Planmeca, Helsinki, Finnland) Trios Color (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) True Definition (3M ESPE, St. Paul, USA)
Desktopscanner	Aadva Lab Scan (GC, Leuven, Belgien) Colori (MedianetX, Detmold, Deutschland) CS Ultra (DentaCore, Murg, Deutschland) D104i (Imetric, Berlin, Deutschland) Grande (MedianetX, Detmold, Deutschland) MDS 400 (Maestro 3D, Pisa, Italien) OrthoX (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) R500 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) R700 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) R1000 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) R2000 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark)
DVT-Geräte	CS 8100 3D (Carestream, Rochester, New York, USA) CS 9300 (Carestream, Rochester, New York, USA) CS 9300 Select (Carestream, Rochester, New York, USA) Promax 3D Mid™ (Planmeca, Helsinki, Finnland) Whitefox® (Acteon group, Mérignac, Frankreich)
3D-Drucker	D35 (Dreve, Unna, Deutschland)

1.3 Methodik

Zur Herstellung des Studienmodells wurde ein herkömmliches Oberkiefermodell mit Würfeln auf den Zähnen #16, #13, #23, #26 und auf dem Inzisalpunkt versehen und dreidimensional gedruckt (D35, Dreve, Unna, Deutschland). Dazu wurde dimensionsstabiles FotoDent-LED®-Kunstharz verwendet. Mit Hilfe einer Tischbohrmaschine (Metabo Magnum TBE 4512; Nürtingen, Deutschland) wurden vertikale Bohrungen mit einem Durchmesser von 2 mm in die Würfel gesetzt. Die Oberflächen der Würfel wurden auf eine Ebene getrimmt, die parallel zur Modellunterseite liegt (**Abbildung 2**). Der Schnittpunkt der Mittellinie eines Bohrzyllinders mit der Trimmebene wurde als unabhängiger und reproduzierbarer Messpunkt definiert. Um die Masterwerte zu erheben, wurde das Modell taktil mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422; Zeiss, Oberkochen, Deutschland, Software: Calypso 5.4.20) vermessen. Dabei wurden zunächst die Durchmesser der Bohrungen bestimmt und dann die Abstände zwischen den Messpunkten der Würfel auf den Molaren (Intermolarenweite), den Eckzähnen (Intercaninenweite) und die Summe aller Abstände entlang des Zahnbogens (Zahnbogenlänge/Arch length) bestimmt. Bei diesem Verfahren tritt eine Messunsicherheit von $1,9 \mu\text{m} + L/250$ (ISO 20360) auf, was einer maximalen Abweichung von $2,1 \mu\text{m}$ auf einer Distanz von 50 mm entspricht.

Um signifikante Abweichungen $> 10 \mu\text{m}$ bestimmen zu können, wurde eine erforderliche Fallzahl $n=37$ berechnet.

Die untersuchten Intraoralscanner können **Tabelle 1** entnommen werden. Das Studienmodell wurde mit jedem Gerät 45 Mal gescannt, wobei die ersten acht Scans verworfen wurden, um initiale Scanfehler zu vermeiden. Eine Ausnahme stellt der Trios dar, mit dem das Modell 74 Mal gescannt wurde, wobei die ersten zehn Scans verworfen wurden. Das Studienmodell wurde für die Scans auf einer Tischplatte fixiert (patafix; UHU, Bühl, Deutschland), auf annähernd gleiche Bedingungen wurde geachtet (Raumtemperatur: 22–25 °C; Luftdruck: 1013.25 hPa). Die Scans wurden entsprechend der Herstellerempfehlungen durchgeführt. Mit den Geräten Apollo DI, PlanScan, Trios und True Definition starteten die Aufnahmen auf den okklusalen Flächen, gingen über die bukkalen Flächen und endeten auf den oralen Flächen. Begonnen wurde ein Scan im zweiten Quadranten, im ersten Quadranten wurde abgeschlossen. Der Scanpfad ist in **Abbildung 1** dargestellt. Die Geräte CS 3500 und iTero leiteten den Anwender mit expliziten Anweisungen durch den Scan. Wurde der Pfad des Scanners aufgrund überhöhter Geschwindigkeit oder eines falschen Abstandes zwischen Scanner und

Modell verloren, wurde der Scan abgebrochen und wiederholt. Für die Scans mit den Geräten Apollo DI und True Definition musste das Studienmodell mit einem Titandioxidpulver beschickt werden. Für die Scans mit den anderen Geräten war keine Präparation des Studienmodells nötig.

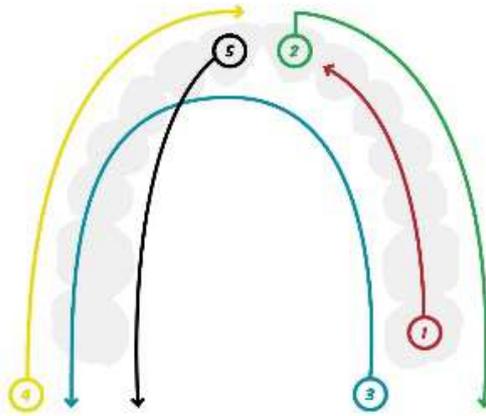


Abbildung 1: Scanpfad

Da Modellscanner und DVT-Geräte die Oberfläche des verwendeten Materials nicht einwandfrei scannen können, wurde eine Abformung mit A-Silikon (Flexitime® medium flow + putty; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) angefertigt und mit Kanistone KFO Spezial Dentalgips Typ 3 (Kaniedenta, Herford, Deutschland) ausgegossen. Am entstandenen Modell wurde die Unterseite zur Würfelebene parallelisiert (**Abbildung 3**). Auch das Gipsmodell wurde mit dem Koordinatenmessgerät vermessen, um Masterwerte zu erfassen. Anschließend wurde es mit elf verschiedenen Modellscannern und fünf verschiedenen DVT-Geräten digitalisiert (**Tabelle 1**).

Während die Geräte von Carestream jeweils nur in einem Modus untersucht wurden, wurde der Whitefox mit hoher, normaler und mittlerer Qualitätseinstellung, der Promax 3D Mid mit normaler und schneller Aufnahmeeinstellung betrieben.

Mit den Geräten R700 und Promax 3D Mid wurden jeweils 64 Aufnahmen durchgeführt.



Abbildung 2: Mastermodell Kunstharz



Abbildung 2: Mastermodell Gips

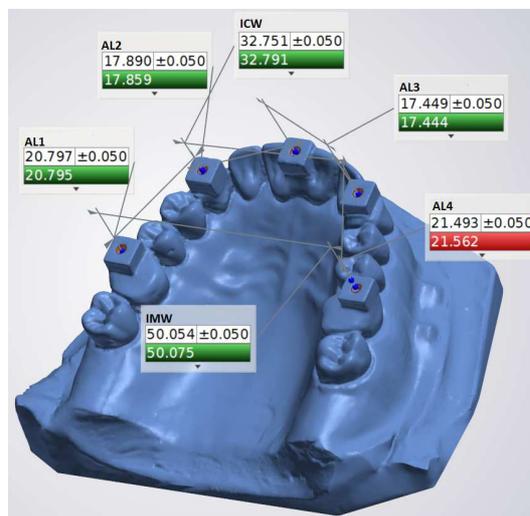


Abbildung 4: Mastermodell digital

Unabhängig davon, mit welchem Gerätetyp das physische Modell erfasst wurde, wurde das digitale Modell in Form einer Stereolithographie-Datei (STL) in die Software Convince® Premium 2012 (3Shape, Kopenhagen) importiert. Das Programm verfügt über ein Analysetool, mit dem der Bohrzylinder markiert und die entsprechende Mittelachse berechnet werden konnten. Anschließend konnte der Schnittpunkt der Mittelachse mit der bestimmten Würfelebene berechnet werden, der den definierten Messpunkt darstellt. Am digitalen Modell konnten so alle fünf Messpunkte bestimmt und die dazwischenliegenden Abstände gemessen werden, wie in **Abbildung 4** zu sehen ist. Anschließend wurden die von den verschiedenen Geräten erzielten Abweichungen vom Masterwert miteinander verglichen. In allen Arbeiten wurde eine einheitliche

Definition von ‚Genauigkeit‘ verwendet. Diese korreliert mit dem gleichzeitigen Auftreten von Richtigkeit und Präzision, wobei Richtigkeit die Nähe des gefundenen Mittelwerts zum Masterwert ist. Präzision wird demnach durch die Streuung der ermittelten Werte dargestellt (8).

Statistische Analyse

Nach dem zentralen Grenzwerttheorem zeigt sich für Werte ab einer Fallzahl $n=30$ eine Normalverteilung. Um Aussagen über die Richtigkeit der Geräte treffen zu können, wurden die Abweichungen der einzelnen Scans und Drucke zum jeweiligen Masterwert errechnet und unabhängige t-Tests durchgeführt. Zur Überprüfung der Präzision wurden paarweise Levene-Tests angewandt, sodass signifikante Differenzen ($p < 0,05$) zwischen den Abweichungen herausgestellt werden konnten. Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS Statistics (Version 22, IBM) und wurde unterstützt von PHIMEA, Berlin, und Medistat, Kiel.

1.4 Ergebnisse

Da die Untersuchung von 23 Geräten zu einer Vielzahl an Ergebnissen führt, findet sich hier eine zusammenfassende Übersicht in Form der deskriptiven Statistik (**Tabelle 2**) und der Boxplots, in denen die einzelnen Strecken ICW, IMW und AL dargestellt sind. Die ausführliche statistische Auswertung findet sich in den entsprechenden Publikationen.

Tabelle 2: Deskriptive Statistik (Werte in μm)

Gerät	Intercaninenweite			Intermolarenweite			Zahnbogenlänge		
	MW	SD	max	MW	SD	max	MW	SD	Max
Apollo	44,3	33,3	170,0	102,2	57,7	262	171,0	63,4	315,0
CS3500	35,9	28,5	113,0	97,1	66,2	233	65,0	75,8	315,0
iTero	28,0	15,6	75,0	76,4	57,9	229	171,3	30,7	217,0
PlanScan	170,4	80,8	341,0	163,4	136,7	540	397,5	91,9	589,0
Trios	27,2	18,6	65,0	50,0	39,2	150	37,2	21,7	80,0
True Definition	54,8	32,9	116,0	158,1	95,6	299	43,2	23,3	353,0
Aadva Lab Scan	13,8	8,1	31,0	14,3	7,2	30,0	10,0	7,4	28,0
Colori	19,5	10,1	47,0	37,7	13,2	76,0	55,8	14,8	83,0
CS Ultra	26,6	7,5	38,0	22,6	8,7	35,0	40,9	14,0	66,0
D104i	9,1	4,9	22,0	11,0	8,9	35,0	13,5	7,1	30,0
Grande	15,1	3,4	23,0	38,0	4,5	45,0	48,3	6,1	62,0
MDS 400	21,9	4,5	28,0	16,7	7,8	27,0	55,2	12,7	77,0
OrthoX	31,1	24,0	96,0	34,2	25,6	93,0	45,4	37,1	155,0
R500	21,9	12,7	47,0	14,5	12,9	61,0	23,5	16,7	60,0
R700	7,4	5,9	24,0	13,2	4,7	22,0	15,4	9,3	39,0
R1000	11,2	3,4	20,0	18,2	4,3	27,0	36,8	5,6	49,0
R2000	15,9	7,0	35,0	22,4	6,9	38,0	43,9	8,3	58,0
CS 8100 3D	93,0	6,4	106,0	81,2	7,4	96	37,2	12,4	61,0
CS 9300	19,2	4,8	28,0	15,1	7,4	31	26,1	6,6	48,0
CS 9300 Select	92,6	5,7	105,0	82,2	6,6	93	37,5	13,0	63,0
Promax 3D Mid	89,1	5,3	102,0	126,1	4,9	135,0	216,5	5,0	225,0
Promax 3D Mid fast	96,5	13,0	110,0	136,8	18,1	237,0	228,6	13,5	282,0
WhiteFox (NQ)	17,4	7,6	37,0	6,8	4,1	14,0	53,6	13,8	82,0
WhiteFox (MQ)	17,6	8,7	35,0	7,1	4,2	15,0	55,7	11,9	74,0
WhiteFox (HQ)	13,3	15,1	86,0	12,8	7,9	31,0	35,5	31,3	161,0
D35	27,0	20,0	90,0	65,0	39,0	162,0	118,0	61,0	221,0

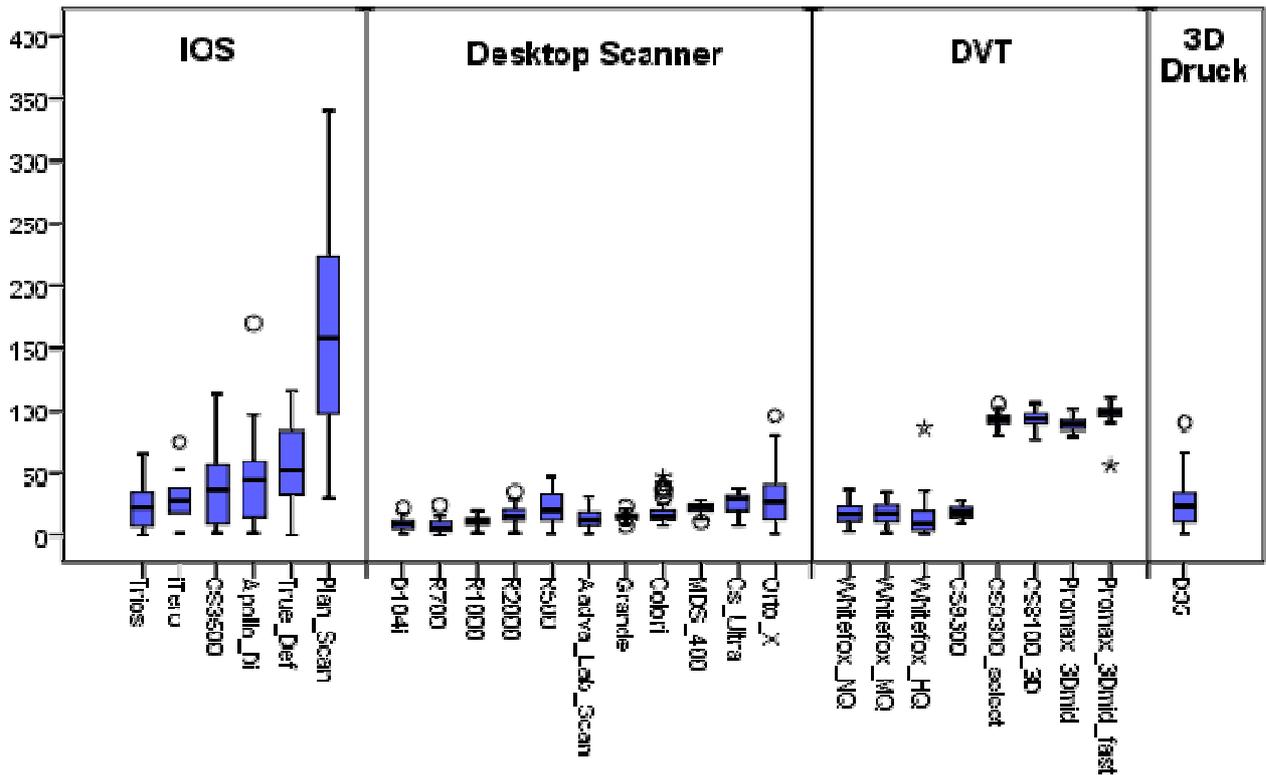


Abbildung 5: Abweichungen der Interkaninenweite als Boxplot dargestellt (Werte in µm)

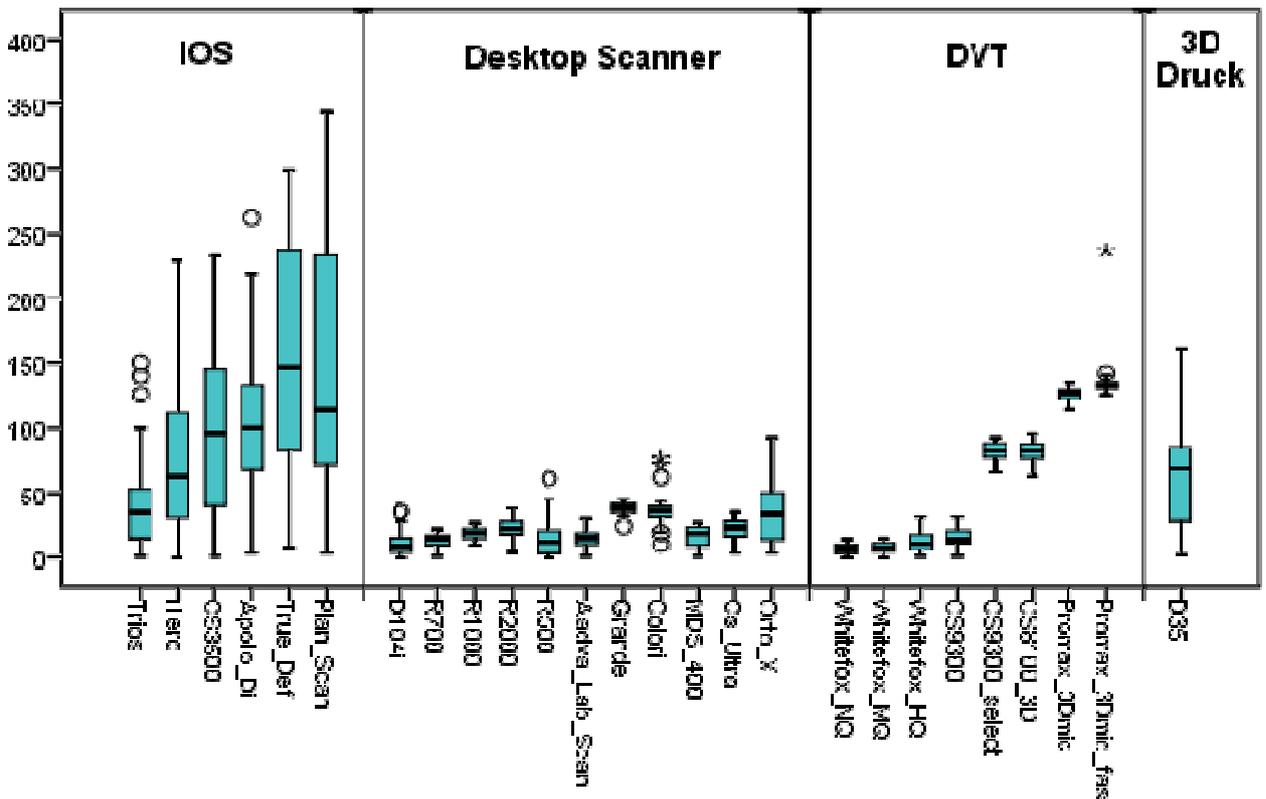


Abbildung 6: Abweichungen der Intermolarenweite als Boxplot dargestellt (Werte in µm)

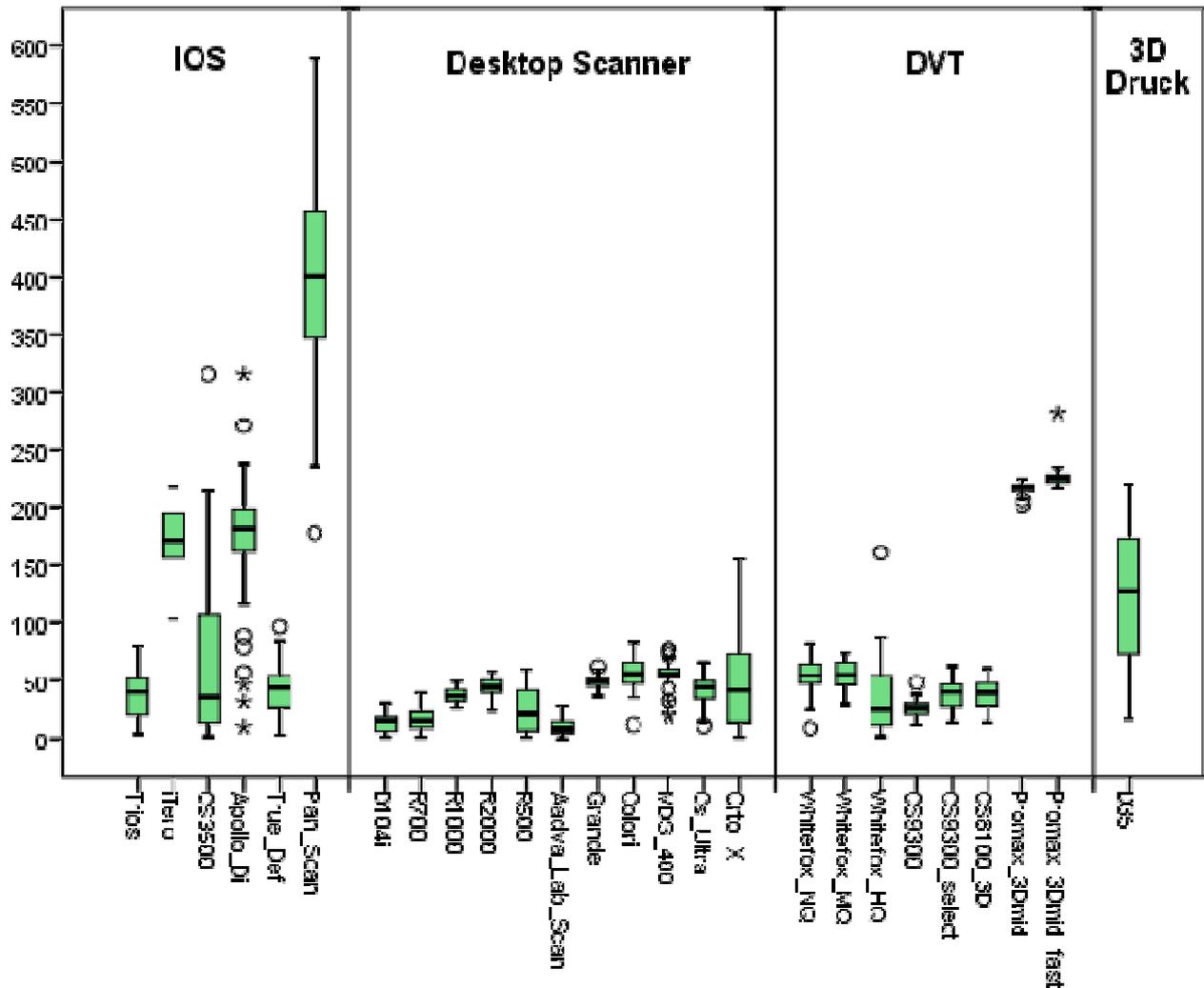


Abbildung 7: Abweichungen der Zahnbogenlänge als Boxplot dargestellt (Werte in μm)

1.5 Diskussion

Limitationen der angewandten Methodik

Trotz des Verzichts auf das üblicherweise genutzte Superimpositionsprinzip zur Evaluation der Genauigkeit bietet natürlich auch das in den vorliegenden Arbeiten angewandte Studiendesign bestimmte Fehlerquellen. Messunsicherheiten können dabei sowohl beim Erheben eines Masterwerts als auch beim Vermessen der Scans bzw. Ausdrücke entstehen. Eine kritische Betrachtung des Studiendesigns lässt dabei auf Abweichungen bis zu $13\ \mu\text{m}$ für Scans des Kunstharzmodells mit den Intraoralscannern und bis zu $17\ \mu\text{m}$ für Scans des Gipsmodells mit Desktopscannern

und DVT-Geräten schließen. Diese Fehleranalyse ist in **Abbildung 5** aufgeschlüsselt.

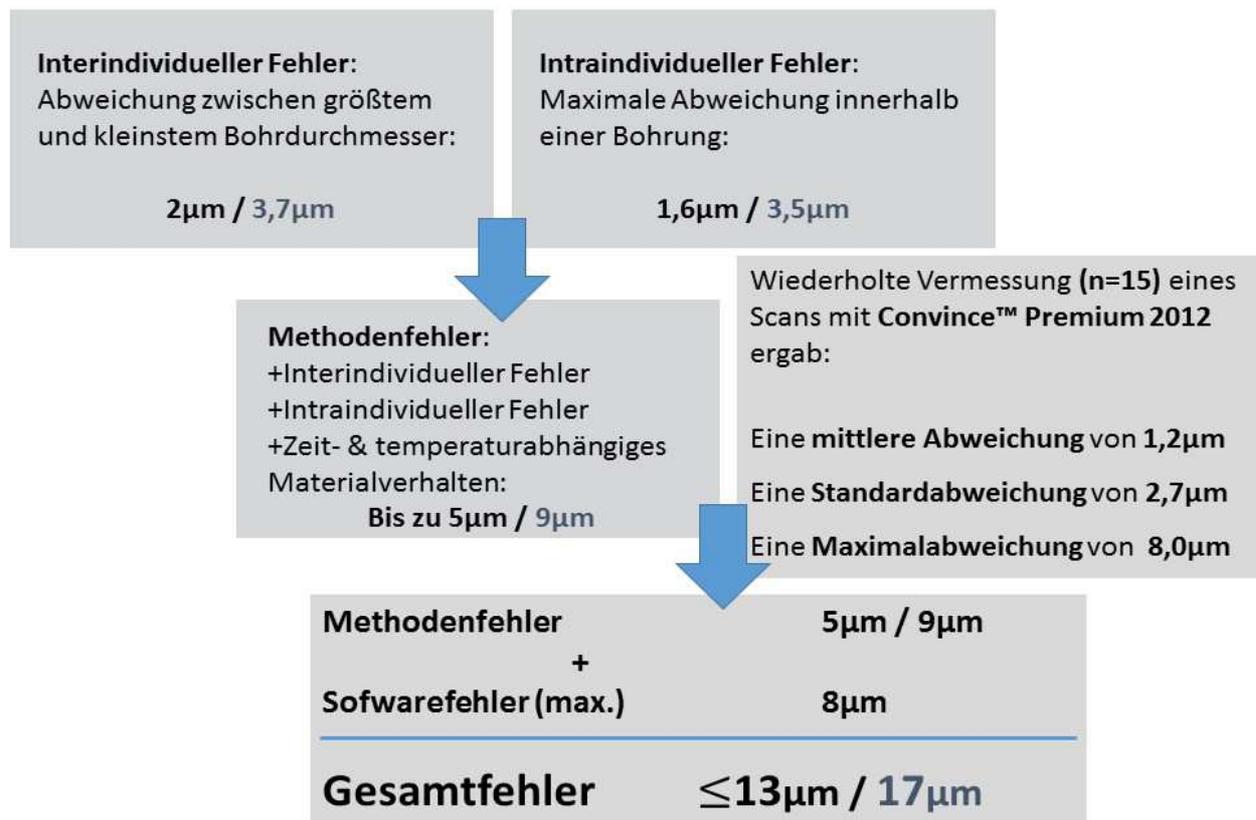


Abbildung 5: Fehleranalyse (Blau: Werte für das Gipsmodell)

Ein weiterer Nachteil der angewandten Methode besteht im Zusammenfügen der Strecke AL durch mehrere Einzelstrecken. Hier können sich Abweichungen maximieren oder minimieren, was z. B. bei Apollo DI, iTero und R700 der Fall war. Nichtsdestotrotz wurde bewusst diese Methodik gewählt, weil sie mit Hilfe der reproduzierbaren Messpunkte eine Aussage über die Genauigkeit der Scans hinsichtlich klinisch relevanter Strecken erlaubt. Das Superimpositionsprinzip, bei dem ein digitales Mastermodell mit dem zu untersuchenden Scan überlagert wird, gibt hingegen lediglich Auskunft über die mittlere Oberflächenabweichung (9, 10).

Um eine möglichst hohe Aussagekraft zu erzielen, wurden Fallzahlen von n=37 bzw. n=64 gewählt. Eine Fallzahlberechnung hatte eine Fallzahl von n=37 ergeben, um signifikante Unterschiede > 10µm zu beweisen. Für signifikante Unterschiede > 5µm sollte die Fallzahl demnach n=64 betragen. Für die erste Studie wurden deshalb 64 Wiederholungen pro Gerät durchgeführt. Dabei hat sich allerdings gezeigt, dass sich die endgültigen Ergebnisse schon nach 37 Wiederholungen eingestellt hätten. Daher wurde die Fallzahl in den folgenden Studien auf n=37 herabgesetzt.

Im Gegensatz zu den Ergebnissen für Desktopscanner und DVT-Digitalisierung, die auch im klinischen Gebrauch Gipsmodelle scannen, gilt es für die Intraoralscanner zu berücksichtigen, dass die Oberflächenstruktur des verwendeten Materials nicht der Zahnstruktur entspricht. Das genutzte Kunstharz weist eine höhere Mattigkeit auf und war während der Scans absolut trocken. Beim intraoralen Scan spielt die Kontaminationskontrolle eine entscheidende Rolle und auch die glänzende Zahnstruktur zeigt eine erhöhte Schwierigkeit beim Abscannen, weshalb einige Systeme noch immer auf eine Vorbehandlung mit Titandioxidpulver setzen (11).

Weiterhin kann auch die Zahnstellung Einfluss auf die Genauigkeit des Scanergebnisses haben. So hat Manuela Brauner in ihrer Dissertation sowohl bei Weitständen im Oberkiefer als auch bei Engständen im Unterkiefer erhöhte Abweichungen beim Intraoralscan festgestellt (12). Anh et al. haben wiederum keine signifikanten Unterschiede zwischen Scans von eugnathen Kiefern und Kiefern mit Zahnfehlstellungen zeigen können (13). Da beide Untersuchungen in vitro angestellt wurden, wäre es an dieser Stelle sinnvoll, einen klinischen Nachweis zur Rolle der Zahnstellung auf die Scangenauigkeit zu erbringen. Diese Erkenntnis wäre für die Nutzung der digitalen Abformung in der Kieferorthopädie besonders interessant, da sich die Patienten in den meisten Fällen zur Korrektur ebendieser Zahnfehlstellungen vorstellen.

Dass auch die eingesetzte Scanstrategie einen entscheidenden Anteil an der Scangenauigkeit hat, wurde mittlerweile durch mehrere Studien belegt (13, 14). Es hat sich dabei gezeigt, dass die auch während der vorliegenden Untersuchungen genutzte Scanstrategie die höchsten Scangenauigkeiten verspricht (**Abbildung 1**). Im Zweifelsfall sollten sich Anwender an den Hersteller des genutzten Systems wenden.

Vergleichende Bewertung der Ergebnisse

Zwischen den untersuchten Intraoralscannern zeigten sich signifikante Abweichungen. Die Abweichungen für die Interaninenweite lagen zwischen $27,2 \pm 18,6 \mu\text{m}$ und $170,4 \pm 80,8 \mu\text{m}$, für die Intermolarenweite zwischen $50,0 \pm 39,2 \mu\text{m}$ und $163,4 \pm 136,7 \mu\text{m}$ und für die Zahnbogenlänge zwischen $37,2 \pm 21,7$ und $397,5 \pm 91,9 \mu\text{m}$, wobei der erstgenannte Wert jeweils vom Trios und der zweitgenannte Wert jeweils vom PlanScan erzielt wurde. Bei bisherigen Untersuchungen zu Ganzkieferscans ließen sich ähnliche Abweichungen für iTero ($57 \mu\text{m}$ (9), $49 \mu\text{m}$ (4), $70,5 \mu\text{m}$ (15), $32,4 \mu\text{m}$ (10)), Trios ($17,1 \mu\text{m}$ (14)) und Lava C.O.S. ($38 \mu\text{m}$ (4), $44,9 \mu\text{m}$ (10)) beobachten. Allerdings soll an

dieser Stelle nochmals darauf hingewiesen werden, dass die meisten Autoren die Abweichung per Superimpositionsprinzip ermitteln. Insgesamt muss festgehalten werden, dass klinische Nachweise für die ausreichende Genauigkeit von Ganzkieferscans bisher noch fehlen (16).

In Hinblick auf die Desktopscanner zeigt sich, dass die Unterschiede hier nicht so groß sind, wie es bei den Intraoralscannern der Fall ist. Trotzdem zeichnen sich auch hier signifikante Unterschiede ab. Die mittleren Abweichungen lagen für die Strecke ICW zwischen $7,4 \pm 5,9 \mu\text{m}$ (R700) und $31,1 \pm 24,0 \mu\text{m}$ (OrthoX), für die Strecke IMW zwischen $11,0 \pm 8,9 \mu\text{m}$ (D104i) und $38,0 \pm 4,5 \mu\text{m}$ (Grande) und für die Strecke AL zwischen $10,0 \pm 7,4$ (Aadvla Lab Scan) und $55,8 \pm 14,8 \mu\text{m}$ (Colori). Bisher wurden für die Untersuchung von Desktopscannern keine Koordinatenmessgeräte oder ähnlich genaue Geräte herangezogen, um einen Masterwert zu definieren. In den vorliegenden Studien wurde entweder mit Messlehren gearbeitet (17) oder ein vermeintlich genauere Laserscanner zum Generieren eines Masterscans genutzt, der dann im Superimpositionsprinzip überlagert wurde (6). Außerdem liegen Untersuchungen vor, die das Endergebnis eines prothetischen Arbeitsablaufes, zum Beispiel die Fertigung einer prothetischen Krone aus Zirkonoxid, betrachten (18, 19). Insgesamt lässt sich aber konstatieren, dass die hier ermittelten Ergebnisse mit der aktuellen Studienlage korrelieren. Angesichts mangelnder Datenlage über die indirekte Digitalisierung mit DVT-Geräten kann das über diese Gerätegruppe nicht behauptet werden. Hier schwankte die mittlere Abweichung für die Interkaninenweite zwischen $13,3 \pm 15,1 \mu\text{m}$ (WhiteFox) und $96,5 \pm 13,0 \mu\text{m}$ (Promax 3D Mid), für die Intermolarenweite zwischen $6,8 \pm 4,1 \mu\text{m}$ (WhiteFox) und $136,8 \pm 18,1 \mu\text{m}$ (Promax 3D Mid) und für die Zahnbogenlänge zwischen $26,1 \pm 6,6$ (CS 9300) und $228,6 \pm 13,5 \mu\text{m}$ (Promax 3D Mid). Die Werte zeigen, dass diese Digitalisierungsmöglichkeit durchaus vergleichbare Ergebnisse zu den anderen verfügbaren Optionen erzielen kann.

Der dreidimensionale Druck mit dem D35 zeigte Werte, die zwar vergleichbar mit den Erkenntnissen anderer Autoren sind (20), allerdings trotzdem nicht an die Genauigkeit eines Gipsmodells nach Alginatabformung heranreichen und den konventionellen Workflow somit nicht gleichwertig ersetzen können (21).

Bewertung der direkten Digitalisierung

Die direkte Digitalisierung muss sich sowohl mit dem konventionellen Workflow als auch mit der indirekten Digitalisierung messen lassen. Der konventionelle Workflow beginnt

mit einer Abformung, deren Abweichung stark vom gewählten Material abhängt. Ender et al. beschrieben Abweichungen von $13,0 \mu\text{m} \pm 2,9 \mu\text{m}$ für A-Silikone, von $60,2 \mu\text{m} \pm 25,0 \mu\text{m}$ für Polyether und von $37,7 \mu\text{m} \pm 34,9 \mu\text{m}$ für Alginat (10), wobei Letzteres in der kieferorthopädischen Praxis meist Mittel der Wahl ist. Die Schrumpfung des Abformmaterials wird durch die Expansion des Gipses meist noch etwas ausgeglichen, sodass das endgültige Modell eine sehr hohe Genauigkeit aufweist. Zwar ist diese mit dem Trios zu erreichen, jedoch liegt hier dann lediglich ein digitales Modell vor. Die meisten Therapieabläufe setzen aber nach wie vor ein physisches Modell voraus, sodass ein dreidimensionaler Druck erfolgen müsste. Hierfür zeigten sich mittlere Abweichungen von $27,0 \pm 20 \mu\text{m}$ für die Strecke ICW, $65,0 \pm 39,0 \mu\text{m}$ für die Strecke IMW und $118,0 \pm 61 \mu\text{m}$ für die Strecke AL. Hier zeigt sich die Schwäche der direkten Digitalisierung, obwohl fraglich ist, ob die zusätzlich anfallenden Abweichungen klinische Relevanz hätten.

Im Falle der indirekten Digitalisierung existiert bereits ein physisches Modell mit hoher, oben beschriebener Genauigkeit. Die indirekte Digitalisierung durch Scan von Abformungen zeigte in der vorgelegten Arbeit sehr schlechte Ergebnisse und ist abzulehnen. Ausgehend vom Gipsmodell ist es nun abhängig vom gewählten Gerät, welche Genauigkeit erzielt werden kann. So konnte grundsätzlich gezeigt werden, dass Desktopscanner die genauesten Ergebnisse erzielten. In Hinblick auf die Genauigkeit des digitalen Modells ist hier nicht mit Unterschieden zum direkt gescannten Modell zu rechnen, der Vorteil liegt also lediglich in der höheren Genauigkeit des bereits zu Beginn hergestellten physischen Modells. Auch DVT-Geräte offenbarten die Möglichkeit, Gipsmodelle mit passabler Genauigkeit zu digitalisieren. Hier war der Unterschied zwischen den verschiedenen Geräten jedoch bedeutend größer, als das zwischen den Desktopscannern der Fall war. Diese Erkenntnis ist sicherlich interessant für Investitionsüberlegungen in der Praxis. Hier kann durch die Wahl des richtigen DVT-Geräts möglicherweise auf die Anschaffung eines zusätzlichen Desktopscanners verzichtet werden. Die Möglichkeit, ein digitales Modell im STL-Format aus einem bereits vorhandenen DICOM-Datensatz zu errechnen, klingt zwar sehr interessant, jedoch reicht die Genauigkeit der generierten Modelle bisher noch nicht einmal für eine umfangreiche Modellanalyse aus (22).

1.6 Schlussfolgerung

Intraoralscanner sind eine gute Ergänzung für die kieferorthopädische Praxis. Sie bringen zahlreiche Vorteile mit sich und ihr Einsatzspektrum verbreitert sich stetig. Wenn im Verlauf der Behandlung lediglich ein digitales Modell gebraucht wird, zeigen sie keine Einschränkungen gegenüber einer indirekten Digitalisierung mit vorangegangener Abformung und Gipsmodellerstellung. Auch wenn während des Therapieablaufs ein physisches Modell notwendig wird, sind sie in Verbindung mit einem dreidimensionalen Drucker theoretisch einsetzbar. Hier gilt jedoch, dass sowohl der konventionelle Workflow ohne Digitalisierung als auch die indirekte Digitalisierung mit Desktopscannern oder DVT-Geräten den Vorzug erhalten sollten.

1.7 Literaturverzeichnis

1. Rheude B, Sadowsky P, Ferriera A, Jacobson A. An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *The Angle orthodontist*. 2005;75(3):300-4.
2. Saxe AK, Louie LJ, Mah J. Efficiency and effectiveness of SureSmile. *World journal of orthodontics*. 2010;11(1):16-22.
3. Gu J, Tang JS, Skulski B, Fields HW, Jr., Beck FM, Firestone AR, Kim DG, Deguchi T. Evaluation of Invisalign treatment effectiveness and efficiency compared with conventional fixed appliances using the Peer Assessment Rating index. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2017;151(2):259-66.
4. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral investigations*. 2014;18(6):1687-94.
5. Grunheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2014;146(5):673-82.
6. 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.

7. Zaruba M, Ender A, Mehl A. New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck. *International journal of computerized dentistry*. 2014;17(1):53-64.
8. Balazs A. *International Vocabulary of Metrology—Basic and General Concepts and Associated Terms*. CHEMISTRY International. 2008:pp. 20-1.
9. 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*. 2013;144(3):471-8.
10. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015;46(1):9-17.
11. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical oral investigations*. 2015;19(8):2035-43.
12. Brauner M. Einfluss der Zahnstellung und zweier Scanmethoden auf die Genauigkeit eines intraoralen Scanners in vitro Dissertation. 2015:102.
13. Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean journal of orthodontics*. 2016;46(1):3-12.
14. Müller 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.
15. van der Meer WJ, Andriessen F, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS ONE*. 2012;7(8).
16. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *European journal of orthodontics*. 2016;38(4):422-8.
17. De Luca Canto G, Pacheco-Pereira C, Lagravere MO, Flores-Mir C, Major PW. Intra-arch dimensional measurement validity of laser-scanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*. 2015;18(2):65-76.

18. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clinical oral investigations*. 2016;20(9):2403-10.
19. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*. 2016;20(2):291-300.
20. Murugesan K, Anandapandian PA, Sharma SK, Vasantha Kumar M. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2012;12(1):16-20.
21. Camardella LT, Vilella OV, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J Orofac Orthop*. 2017.
22. Ferreira JB, Christovam IO, Alencar DS, da Motta AFJ, Mattos CT, Cury-Saramago A. Accuracy and reproducibility of dental measurements on tomographic digital models: a systematic review and meta-analysis. *Dento maxillo facial radiology*. 2017:20160455.

2 Eidesstattliche Versicherung & ausführliche Anteilserklärung

2.1. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Jonas Muallah, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Genauigkeit von Ganzkieferscans mit Intraoralscannern im Vergleich zu indirekten Digitalisierungsmethoden“ 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

2.2. Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen

Jonas Muallah hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1:

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"; Int J Comput Dent; 2017

Beitrag im Einzelnen:

- Versuchsdurchführung mit den Geräten Apollo DI, iTero, Planscan, True Definition und OrthoX Scan
- Erhebung der Daten für die Geräte Apollo DI, CS 3500, iTero, Planscan, True Definition und OrthoX Scan mit der Software Convince Premium 2012
- Auswertung aller Daten mit der Software SPSS statistics
- Interpretation aller Daten
- Umfassende Literaturrecherche
- Erstellen der Tabellen, Bearbeitung der Fotos des Mastermodells und Anpassung der statistischen Grafiken
- Verfassen des Manuskripts

Publikation 2:

Christian Wesemann, Jonas Muallah, Prof. Dr. James Mah, Prof. Dr. Axel Bumann; „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; 2017

Beitrag im Einzelnen:

- Beitragende Literaturrecherche
- Auswertung der Daten für das Gerät Trios mit der Software SPSS statistics
- Interpretation der Daten für das Gerät Trios
- Korrektur des Manuskripts

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

Beitrag im Einzelnen:

- Unterstützung bei der Gestaltung des Mastermodells
- Versuchsdurchführung mit dem Gerät OrthoX Scan
- Datenerhebung für das Gerät OrthoX Scan mit der Software Convince Premium 2012
- Auswertung der Daten für das Gerät OrthoX Scan mit der Software SPSS statistics
- Interpretation der Werte für das Gerät OrthoX Scan
- Korrektur des Manuskripts

Publikation 4:

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:

- Unterstützung bei der Gestaltung des Mastermodells
- Korrektur des Manuskripts

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

3 Druckexemplare der ausgewählten Publikationen

Publikation 1

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://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28630956>

<https://ijcd.quintessenz.de/index.php?doc=toc&year=2017&issue=2>

Publikation 2

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 Int. 2017; 48(1):41-50

<http://dx.doi.org/10.3290/j.qi.a37130>

Publikation 3

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

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

Publikation 4

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 (30.06.2017)

4 Lebenslauf

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

5 Publikationsliste

5.1 Publikationen

1. 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
2. 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 Int.* 2017; 48(1):41-50
3. Nowak R, Wesemann C, Robben J, Muallah J, Bumann A. An in-vitro study comparing the accuracy of full-arch casts digitized with desktop scanners. *Quintessence Int.* 2017; 48(8): 667-676
4. 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 (30.06.2017)

5.2 Poster

1. 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“
2. 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“
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

Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann, Leiter des Instituts für 3D Dental-Radiologie – Mesantis Berlin, danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und die Betreuung über den Zeitraum der Bearbeitung von November 2014 bis August 2017.

Ich danke Prof. Dr med. dent. P.-G. Jost-Brinkmann, Dr. Helmut Kesler, Herrn Thomas Menke, Herrn Eamonn Boyle und Herrn Pontus Degerlund für die Bereitstellung der einzelnen Geräte, die Einweisung in deren Benutzung und die Unterstützung bei technischen Problemen.

Unserer Arbeitsgruppe um Frau Roxana Nowak, Herrn Jan Robben und ganz besonders Herrn Christian Wesemann danke ich für die gute Zusammenarbeit während einer abwechslungsreichen, aber immer aufregenden Zeit.