

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

DISSERTATION

**Genauigkeit von digitalisierten und gedruckten  
Ganzkiefermodellen – Vergleich zwischen  
Intraoralscannern, Desktop-Scannern, DVT-Scan und  
einem 3D-Drucker**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Christian Wesemann

aus Gießen

**Datum der Promotion: 02.03.18**

**Für meine Eltern Ilka & Walter  
und Henriette**

## **Anmerkung**

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

### **Publikation 1**

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 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

### **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.

### **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 (28.03.2017)

**Abkürzungsverzeichnis**

<i>AL</i>	<i>Arch Length</i>
<i>ALARA</i>	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
<i>CAD</i>	<i>Computeraided Design</i>
<i>CAI</i>	<i>Computeraided Impression</i>
<i>CAM</i>	<i>Computeraided Manufacturing</i>
<i>CBCT</i>	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
<i>DGZMK</i>	<i>Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde</i>
<i>DVT</i>	<i>Digitale Volumentomographie</i>
<i>Evidenzgrad Ia</i>	<i>Metaanalysen randomisierter, kontrollierter Studien</i>
<i>Evidenzgrad III</i>	<i>Gut angelegte, nicht-experimentelle deskriptive Studien</i>
<i>FRS</i>	<i>Fernröntgenseitenbild</i>
<i>ICW</i>	<i>Intercanineweite</i>
<i>IDDR</i>	<i>Indication-Dependent-Dose-Reduction</i>
<i>IMW</i>	<i>Intermolarenweite</i>
<i>IOS</i>	<i>Intraoralscanner</i>
<i>mAs</i>	<i>Miliamperesekunde</i>
<i>MPEE</i>	<i>Maximum Permissible Error E</i>
<i>OPTG</i>	<i>Orthopantomogramm</i>
<i>STL</i>	<i>Standard-Tessellation-Language</i>
<i>ULD</i>	<i>Ultra-Low-Dose</i>

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>6</b>
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> .....	16
1.6	<i>Schlussfolgerung</i> .....	21
1.7	<i>Literaturverzeichnis</i> .....	22
<b>2</b>	<b>Eidesstattliche Versicherung &amp; ausführliche Anteilserklärung</b> .....	<b>25</b>
	<i>Eidesstattliche Versicherung</i> .....	25
	<i>Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen</i> .....	26
<b>3</b>	<b>Druckexemplare der ausgewählten Publikationen</b> .....	<b>28</b>
3.1	<i>Publikation</i> .....	29
3.2	<i>Publikation</i> .....	39
3.3	<i>Publikation</i> .....	53
3.4	<i>Publikation</i> .....	63
<b>4</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>92</b>
<b>5</b>	<b>Publikationsliste</b> .....	<b>93</b>
5.1	<i>Publikationen</i> .....	93
5.2	<i>Poster</i> .....	93
5.3	<i>Vorträge</i> .....	94
<b>6</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>95</b>

# 1 Zusammenfassung

## 1.1 Abstract

### Abstract – Deutsch

**Zielsetzung:** Ziel dieser Studie ist es, die Genauigkeit von Ganzkieferscans zu untersuchen, die mithilfe unterschiedlicher direkter und indirekter Digitalisierungsverfahren gewonnen werden. Diese soll mit der Genauigkeit von gedruckten Modellen verglichen werden, um eine Aussage darüber treffen zu können, wann ein direkter oder indirekter Workflow in der Kieferorthopädie zu bevorzugen ist.

**Methodik:** Ein modifiziertes Mastermodell wurde mithilfe eines Koordinatenmessgeräts vermessen. Die untersuchten Strecken waren die Intercanineweite, die Intermolarenweite und die Zahnbogenlänge. Sechs Intraoralscanner, elf Desktop-Scanner und fünf digitale Volumetomographen (DVT) wurden einbezogen. Es wurden jeweils 37 Scans durchgeführt und mithilfe einer Messsoftware analysiert. Für den Vergleich mit der Genauigkeit von 3D-gedruckten Modellen wurde das digitale Mastermodell 37-mal mithilfe eines Stereolithografie-Druckers gedruckt. Die gedruckten Modelle wurden anschließend mit einem Koordinatenmessgerät vermessen.

**Ergebnisse:** Zwischen den Digitalisierungsverfahren und innerhalb einer Gerätegruppe konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die geringsten Abweichungen wurden mit den Desktop-Scannern erzielt. Die untersuchten intraoralen Scans zeigen annähernd vierfach höhere mittlere Abweichungen und vierfach größere Standardabweichungen gegenüber den untersuchten Desktop-Scannern. Zwischen den DVT-Geräten herrschten große Unterschiede hinsichtlich der Genauigkeit. Die gedruckten Modelle zeigten vergleichbare Abweichungen zu den Intraoralscannern.

**Schlussfolgerung:** Die zusätzlichen Fehlerpotenziale Abformung und Modellherstellung bei indirekter Digitalisierung relativieren die geringeren Abweichungen. Im klinischen Workflow bestehen daher keine Unterschiede zwischen einer direkten Digitalisierung mit Intraoralscannern und einer indirekten mit Desktop-Scannern hinsichtlich der Genauigkeit. Wird neben dem digitalen Modell ein physisches Modell benötigt, sollte ein indirekter Workflow bevorzugt werden. Ein intraoraler Scan und anschließender Modelldruck stellt einen alternativen Weg dar, kann jedoch nicht als Goldstandard angesehen werden. Eine indirekte Modelldigitalisierung mittels DVT scheint großes Potenzial zu besitzen und sollte in weiteren Studien verifiziert werden.

**Abstract – English**

**Objective:** The primary objective of this study is to compare the accuracy of full-arch scans obtained by different indirect and direct digitalization workflows with that of three-dimensional (3D) printed models in order to identify the most suitable method for orthodontic use.

**Method:** A modified master model was measured with a coordinate measuring instrument. The distances measured were the intercanine width, the intermolar width, and the dental arch length. Six intraoral scanners, eleven desktop scanners and five cone beam computed tomography (CBCT) units were included. Thirty-seven scans were taken with each device and analyzed with a measuring software. One scan was selected and printed thirty-seven times on a stereolithographic 3D printer. The printed models were measured again using the coordinate measuring instrument.

**Results:** Significant differences between the devices and digitalization workflows were found. The desktop scanners obtained the most accurate results. The mean deviations and standard deviations of the intraoral scanners were approximately four times higher than the deviations of the desktop scanners. With regard to the accuracy of digitalization great differences between the CBCT units were found. The printed models showed a level of accuracy that is comparable to that of the intraoral scanners.

**Conclusion:** The additional potential for deviations including impression taking and model casting when using desktop scanners relativizes the higher accuracy. Therefore, there is no clinically relevant difference between direct digitalization with intraoral scanners and indirect digitalization with desktop scanners. If a physical model beside the digital model is needed, an indirect digitalization workflow is recommended. An intraoral scan and printing of the model afterward is a possible alternative, but cannot be considered a new gold standard. An indirect digitalization with a CBCT unit seems to have high potential and should be verified in further studies.

## 1.2 Einführung

Fester Bestandteil nahezu jeder kieferorthopädischen Behandlung ist die Herstellung von Modellen. Sie sind für die Diagnostik, die Planung und den Behandlungsverlauf richtungsweisend. In den meisten Fällen verändern alle weiteren diagnostischen Mittel die Therapieentscheidung nur geringfügig.<sup>1</sup> Neben den konservativen Abformungs- und Modellherstellungsmethoden haben sich in den vergangenen Jahren rasant Technologien zur digitalen Abformung entwickelt. Der damit einhergehende Einzug von Computeraided Design und Computeraided Manufacturing (CAD/CAM) eröffnete ein weites Feld neuer Behandlungsmöglichkeiten. Angefangen bei einer vereinfachten Modelnanalyse<sup>2</sup> über individuell optimierte Bögen und Alignertherapien bis hin zu CAD/CAM-gefertigten Retainern. Für alle ist eine effiziente und vor allem genaue Digitalisierung der Ausgangssituation erforderlich. Derzeit haben sich drei Verfahren zur digitalen Abformung, auch Computeraided Impression (CAI) genannt, etabliert:<sup>3-5</sup>

Einerseits die direkte Digitalisierung mithilfe von Intraoralscannern, diese ermöglichen eine Chairside-Digitalisierung ohne Materialverbrauch, mit leichter und selektiver Wiederholbarkeit und Darstellung in Echtzeit. Nachteilig sind der hohe Preis, die benötigte Lernkurve und die Addition von Matching-Fehlern mit Zunahme des Scans. Die gängigsten Aufnahmeprinzipien sind Triangulation (CS3500), konfokale Mikroskopie (Trios) und Stereovermessung (True Definition). Alle Prinzipien lassen sich auf die unterschiedliche Brechung von Lichtstrahlen auf geometrisch komplexen Oberflächen zurückführen. Dabei gilt: Je unkomplexer die Oberfläche, desto schwieriger eine fehlerfreie Darstellung. Die besonders fehleranfälligen Stellen im Mund sind daher Incisivi, reflektierende Schleimhaut und die Umschlagfalte.<sup>6-8</sup>

Andererseits besteht die Möglichkeit einer indirekten Digitalisierung von Abdrücken oder Modellen mit Desktop-Scannern. Von Vorteil ist die Digitalisierung ohne Veränderung des etablierten Workflows in einer Praxis bei nahezu konstanter Genauigkeit unabhängig von der zu scannenden Strecke. Ungünstig sind der weiterhin bestehende Materialverbrauch und die potentiellen Fehlerquellen Abformung und Modellherstellung. Bei einem Desktop-Scanner kreisen zumeist mehrere Kameras um das Modell und erfassen die Oberfläche mittels Lasertriangulation oder Streifenlichtprojektion. Ausgeprägte untersichgehende Bereiche und tiefe Impressionen können das Aufnahmevermögen limitieren. Aus diesem Grund empfiehlt sich die Digitalisierung von Modellen anstatt von Abdrücken trotz zusätzlichem Fehlerpotenzial im Workflow.



Die Digitalisierung mithilfe von einem digitalen Volumentomographen kann entweder direkt<sup>5</sup> oder indirekt<sup>9</sup> erfolgen. Da die auf den Patient wirkende Strahlendosis möglichst gering gehalten werden soll (ALARA-Prinzip), ist eine Patientenaufnahme für den kieferorthopädischen Einsatz und zur Modellgewinnung nach aktueller S2K-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) ‚Dentale digitale Volumentomographie‘ aus dem Jahr 2013 bisher nicht indiziert. Neue wissenschaftliche Erkenntnisse mit Ultra-Low-Dose (ULD) beziehungsweise mit Indication-Dependent-Dose-Reduction (IDDR) Protokollen, lassen jedoch vermuten, dass moderne DVTs indikationsabhängig eine geringere Strahlenbelastung als konventionelle bildgebende Verfahren (OPTG + FRS) haben können.<sup>10,11</sup> Das aufgenommene Volumen wird anschließend in ein Oberflächenpolygonnetz konvertiert und steht als regulärer Standard-Tessellation-Language (STL) Datensatz zur Verfügung.

In den letzten Jahren hat sich die Anzahl der Studien, die die Genauigkeit von Intraoralscannern, Desktop-Scannern und DVT-Geräten untersuchen deutlich erhöht.<sup>6-8</sup> Dennoch ist die Evidenz für den kieferorthopädischen Einsatz noch unzureichend. Grund dafür sind im Wesentlichen drei Faktoren:

Die überwiegende Anzahl der Studien fokussiert sich auf den prothetischen Einsatz mit kurz- bis mittelspannigen Distanzen. Die Einsatzmöglichkeit von Intraoralscannern für Scans innerhalb eines Quadranten ist hinreichend belegt.<sup>12,13</sup> Für die Kieferorthopädie werden jedoch fast ausnahmslos Ganzkieferscans benötigt. Wesentlich weniger Studien haben die Genauigkeit von Ganzkieferscans untersucht.<sup>6,7,14</sup>

Eine hohe Reliabilität, also die Zuverlässigkeit einer Messung, ist nur bei adäquater Messtechnik und ausreichender Fallzahl gegeben. Wird die Fallzahl zu hoch gewählt, entspricht die statistische Signifikanz nicht mehr zwangsläufig der klinischen Relevanz. Bei einer zu niedrigen Fallzahl können Zufallsschwankungen nicht ausreichend ausgeglichen werden. Eine Fallzahl von  $n = 5-10$ , wie sie in den meisten Studien gewählt wurde, kann nicht als ausreichend erachtet werden.<sup>8,15,16</sup>

Die Validität, also die Eignung eines Messverfahrens, gibt an, wie gut die Fragestellung mit dem gewählten Messverfahren beantwortet werden kann. Nahezu alle Studien, die Ganzkieferscans untersuchten, entschieden sich für die Methode der Superimposition.<sup>8,16,17</sup> Dabei werden zwei digitale Modelle mit Hilfe einer Software übereinander gelagert und die Differenz zwischen einer Vielzahl von Oberflächenmesspunkten berechnet. Dies ergibt eine gute Übersicht über die mittlere

Oberflächendifferenz, ermöglicht jedoch kaum Aussagen über klinisch relevante Strecken zu treffen. Für diese müssen eindeutige und reproduzierbare Messpunkte auf den Modellen gesetzt werden, die bei organischen Oberflächen schwer zu definieren sind.<sup>15</sup>

Ziel dieser Studie ist es daher, die Genauigkeit verschiedener Digitalisierungsverfahren mit Hilfe von individuell unabhängigen und reproduzierbaren Messpunkten zu evaluieren. Dabei sollen durch ausreichende Fallzahlen reliable Werte für klinisch relevante Strecken erhoben werden. Die Genauigkeit der digitalen Modelle soll mit der Genauigkeit von 3D gedruckten Modellen verglichen werden, um letztlich eine Aussage darüber treffen zu können, wann ein direkter oder indirekter digitaler Workflow in der Kieferorthopädie zu präferieren ist. *Tabelle 1* fasst die evaluierten Geräte zusammen.

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

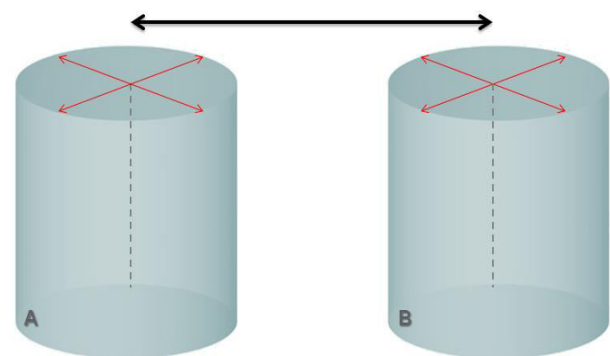
*Tabelle 1: untersuchte Geräte*

### 1.3 Methodik

Für die Gestaltung des Mastermodells würde ein eugnather Oberkiefer modifiziert und von einem Stereolithografie-Drucker (D35, Dreve®) aus FotoDent-LED®-Harz gedruckt. Mit einer Tischbohrmaschine (Metabo Magnum TBE 4512) wurden fünf Präzisionsbohrungen senkrecht zur Modellunterseite gesetzt. Diese wurden so angeordnet, dass sich zwischen ihnen die Messstrecken Intercanineweite (ICW), Intermolarenweite (IMW) und Zahnbogenlänge (AL) ergeben. Die Distanz der Messstrecken orientierte sich an den Durchschnittswerten der westlichen Bevölkerung.<sup>18</sup> Danach wurde die Oberfläche parallel zur Unterseite getrimmt, um sicherzustellen, dass später alle Messpunkte in einer Messebene liegen (*Abbildung 1*). Als Messpunkt wurde der Schnittpunkt der berechenbaren Mittellinie jeder Bohrung mit



**Abbildung 1: Mastermodell aus FotoDent-LED®-Harz mit fünf Referenzzylindern als Messpunkten**



**Abbildung 2: Messpunktdesign**

der dazu senkrecht stehenden Oberflächenebene definiert (*Abbildung 2*).

Das physische Mastermodell wurde in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer-Institut IPK, Schwerpunkt Mikromesstechnik in Berlin mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422) und der Bedienungssoftware Calypso 5.4.20 vermessen. Die Vermessung erfolgte taktil. Zunächst wurden die Bohrungen bezüglich ihrer Rundheit anhand von jeweils 169–200 Punkten pro Bohrung vermessen, um zu prüfen, ob sich diese als exakte Grundlage zur Versuchsdurchführung eignen. Nachfolgend wurden die Mittelachsen bestimmt und die einzelnen Strecken vermessen. Die Messergebnisse wurden als Goldstandard definiert. Die Messunsicherheit (MPEE) des

Koordinatenmessgeräts Calypso 5.4.20 beträgt  $1,9\mu\text{m} + L/250$  (ISO 10360). Das entspricht bei einer Strecke von 50 mm einer maximalen Unsicherheit von  $2,1\mu\text{m}$ .

Für die Evaluierung der Desktop-Scanner und der DVT-Geräte wurde ein Mastermodell „Gips“ erstellt. Dafür wurde das Modell mittels Doppelmischabformung aus einem A-Silikon (Flexitime® medium flow + putty, Hereus Kulzer, Dormagen) abgeformt. Anschließend wurde es mit Typ III Kanistone KFO Spezial Hartgips (Kani edenta, Herford) ausgegossen und unter Standardbedingungen gelagert. Das Mastermodell ‚Gips‘ wurde ebenfalls mit dem Koordinatenmessgeräts Calypso 5.4.20 vermessen und die Werte als Goldstandard definiert (Abbildung 3).

Für die Evaluierung des Stereolithografie-Druckers wurde ein Mastermodell „Digital“ erstellt. Zunächst wurde das physische Mastermodell digitalisiert und anschließend mit der Messsoftware Convince™ Premium 2012 (3Shape, Kopenhagen) vermessen. Die Messung der Strecken wurde fünfzehnmal wiederholt. Die intraindividuelle Abweichung betrug  $\leq 2\mu\text{m}$ . Damit ist die Reliabilität und Validität vergleichbar mit dem Koordinatenmessgerät. Die Messwerte wurden als digitaler Goldstandard definiert



Abbildung 3: Mastermodell „Gips“

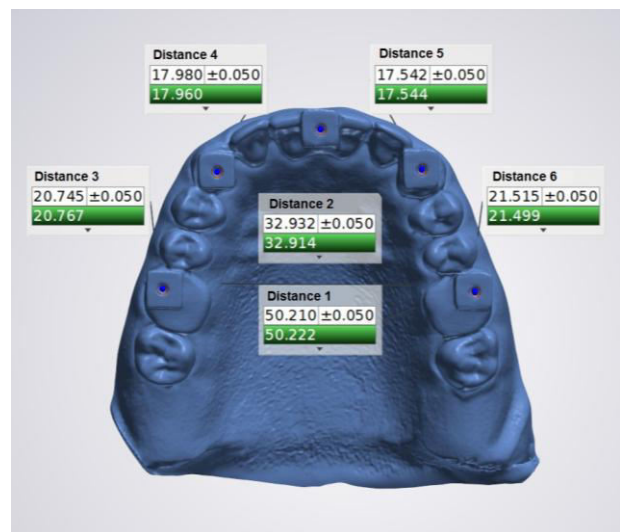


Abbildung 4: Mastermodell „Digital“

Pilotmessungen mit anschließender Fallzahlberechnung ergaben eine Fallzahl von  $n = 64$  Messungen, um Differenzen  $\leq 5\mu\text{m}$  und  $n = 37$  Messungen, um Differenzen  $\leq 10\mu\text{m}$  als signifikant darzustellen. Zunächst wurden jeweils  $n = 64$  Messungen durchgeführt, in den anschließenden Untersuchungen zur Evaluierung unterschiedlicher Geräte einer Digitalisierungsvariante wurde die Fallzahl auf  $n = 37$  herabgesetzt. Dies diente der Optimierung zwischen statistischer Signifikanz und klinischer Relevanz. Alle

Digitalisierungsgeräte wurden zuvor kalibriert. Die Aufnahmen wurden unter annähernden Standardbedingungen (22–5°C; 1013,25 hPa) durchgeführt.

Die Intraoralscans wurden von einem im Scannen erfahrenen Operator durchgeführt. Für die Evaluierung wurde das Mastermodell aus FotoDent-LED®-Harz genutzt. Insgesamt wurden mit jedem Gerät 45 Scans erstellt, wobei die ersten acht Scans verworfen wurden, um initiale Fehler zu vermeiden. Scans wurden abgebrochen und wiederholt, sobald der Scanner den Pfad aufgrund überhöhter Geschwindigkeit oder falschem Abstand zwischen Scanner und Modell verloren hatte. Dadurch sollten mögliche Matching-Fehler der Bilddaten verhindert werden, die von dem Operator beeinflussbar wären. Der Scanpfad unterschied sich zwischen den einzelnen Geräten und orientierte sich an den jeweiligen Herstellerangaben. Die Auswertung erfolgte mit der Messsoftware Convince™ Premium 2012.

Die Desktop-Scanner und die DVT-Geräte wurden mit Hilfe des Mastermodells „Gips“ untersucht. Es wurden mit jedem Gerät 37 Aufnahmen angefertigt. Mit dem DVT-Gerät Promax 3D Mid wurden zusätzlich Aufnahmen von einem Abdruck erstellt. Die gewonnenen Volumendaten der DVT-Geräte wurden mit der jeweils herstellereigenen Software in STL-Datensätze konvertiert. Die Vermessung erfolgte ebenfalls mit der Messsoftware Convince™ Premium 2012.

Für den Vergleich mit der Genauigkeit von 3D gedruckten Modellen wurde das digitale Mastermodell 37-mal mithilfe des Stereolithografie-Druckers D35 gedruckt. Alle 37 Modelle wurden mit dem Koordinatenmessgerät Calypso 5.4.20 vermessen.

Die Nullhypothese N° ‚Die Verfahren scannen beziehungsweise drucken die Strecken mit gleicher Genauigkeit‘ wurde angenommen, wenn sie in ihrer Richtigkeit und Präzision keine signifikanten Unterschiede zeigten. Richtigkeit ist dabei definiert als die Annäherung des gemessenen Wertes an den wahren Wert. Präzision ist die Bezeichnung für die zufällige Streuung der Messwerte um den wahren Wert.

### **Statistische Analyse**

Zunächst wurden die Daten auf Normalverteilung überprüft. Um eine Aussage über die Richtigkeit zu erhalten, wurden die Abweichungen zum Masterwert berechnet und unabhängige t-Tests durchgeführt. Um die Präzision zu überprüfen, wurden paarweise Levene-Tests durchgeführt, sodass signifikante Differenzen ( $p < 0,05$ ) zwischen den Varianzen ermittelt werden konnten. Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS

statistics (Version 22, IBM) und wurde von PHIMEA, Berlin und Medistat, Kiel unterstützt.

#### 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. *Tabelle 2* zeigt die deskriptive Statistik und *Abbildung 5-7* zeigen die Abweichungen der einzelnen Strecken ICW, IMW und AL als Boxplots dargestellt.

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

<b>Promax 3D Mid fast</b>	96,5	13,0	110,0	136,8	18,1	237,0	228,6	13,5	282,0
---------------------------	------	------	-------	-------	------	-------	-------	------	-------

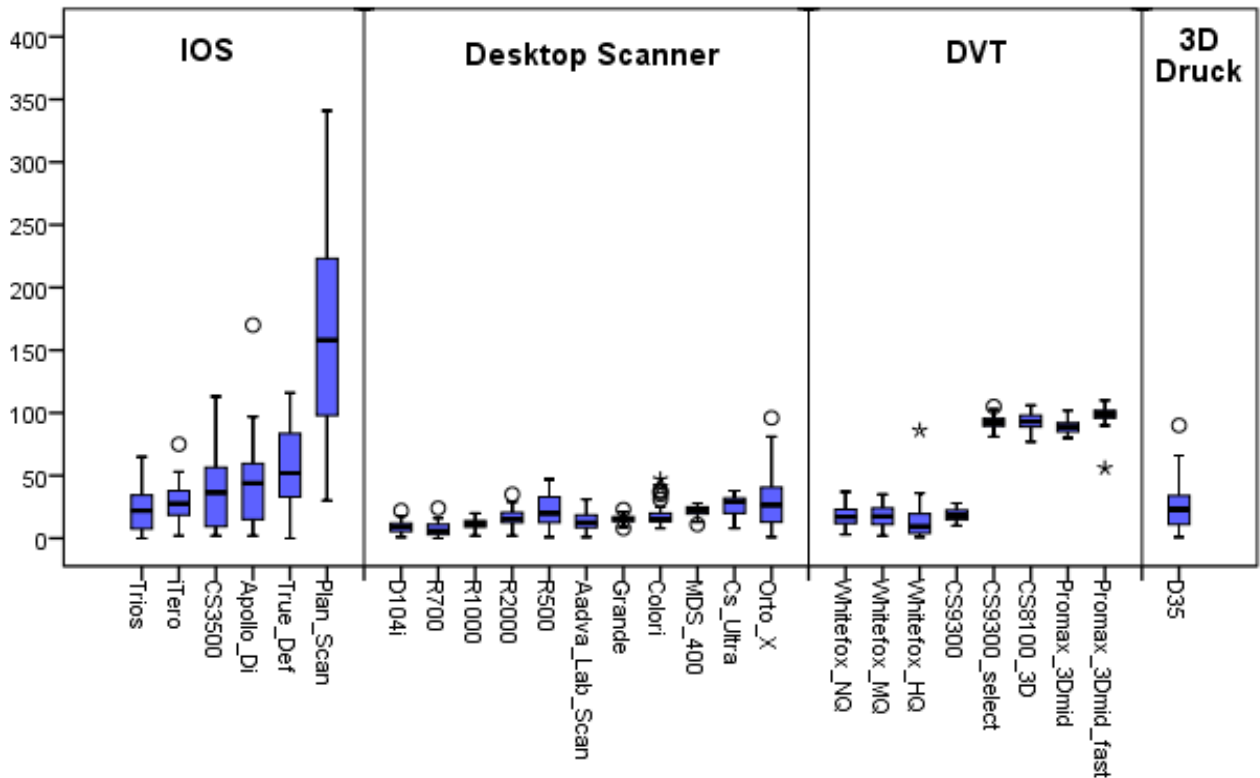


Abbildung 5: Abweichungen der Intercanineweite als Boxplot dargestellt

<b>D35</b>	27,0	20,0	90,0	65,0	39,0	162,0	118,0	61,0	221,0
------------	------	------	------	------	------	-------	-------	------	-------

Tabelle 2: Deskriptive Statistik (Abweichungen in  $\mu\text{m}$ )

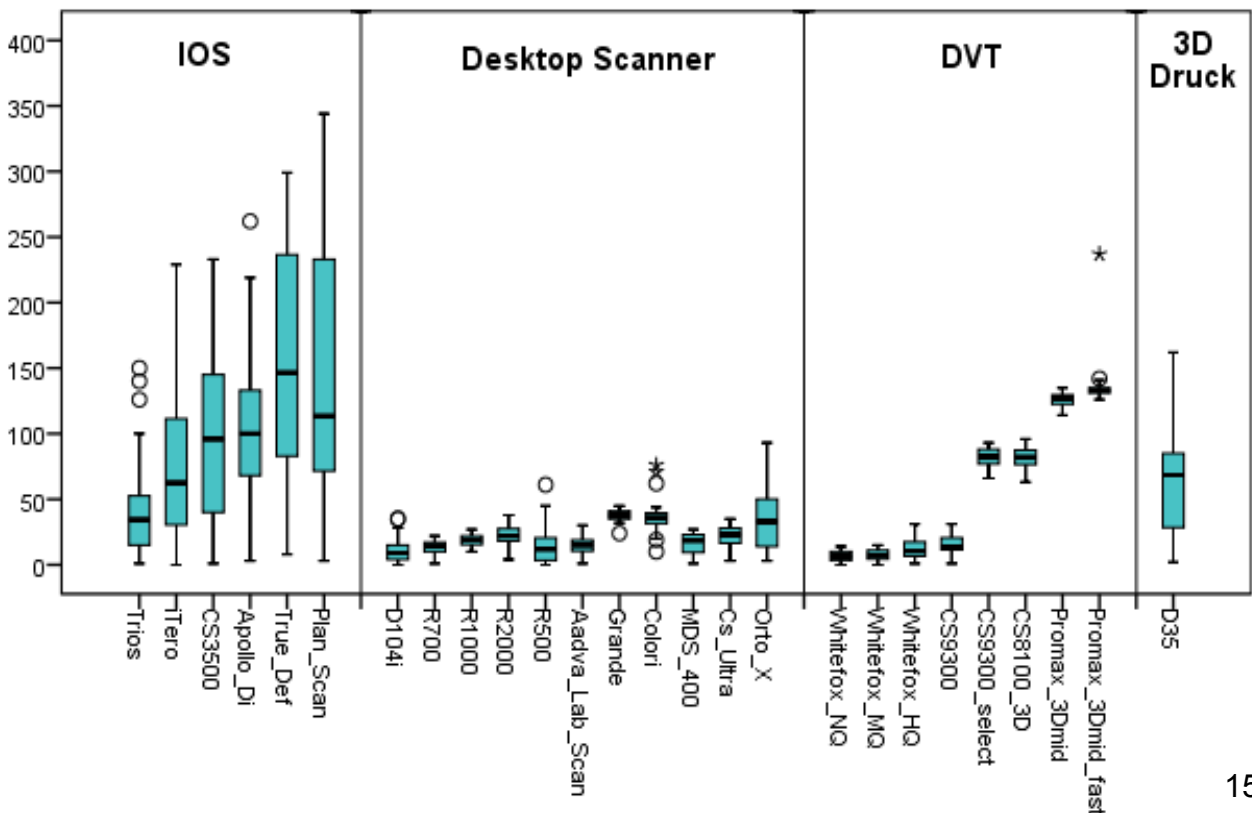


Abbildung 6: Abweichungen der Intermolarenweite als Boxplot dargestellt

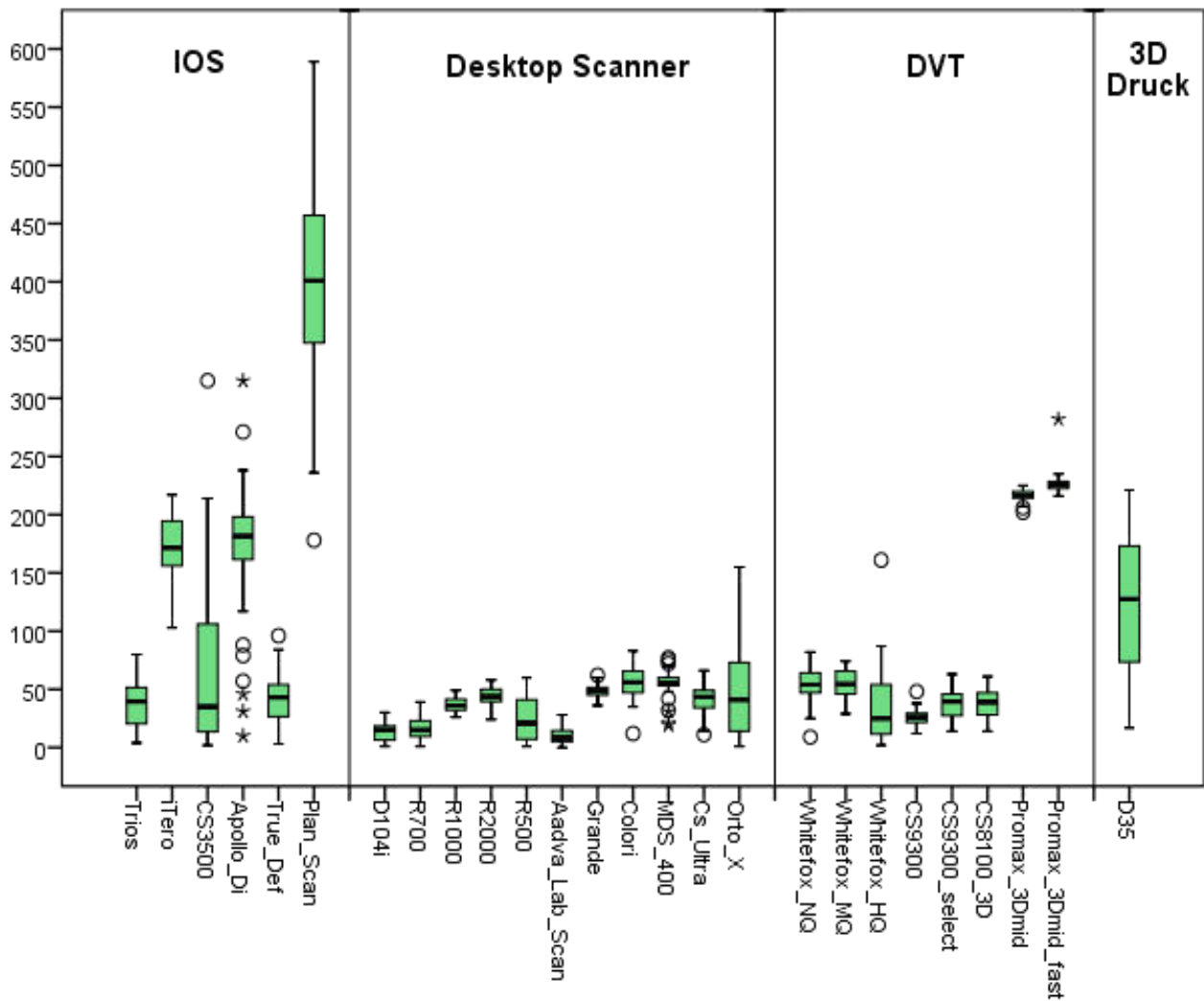


Abbildung 7: Abweichungen der Zahnbohlenlänge als Boxplot dargestellt

## 1.5 Diskussion

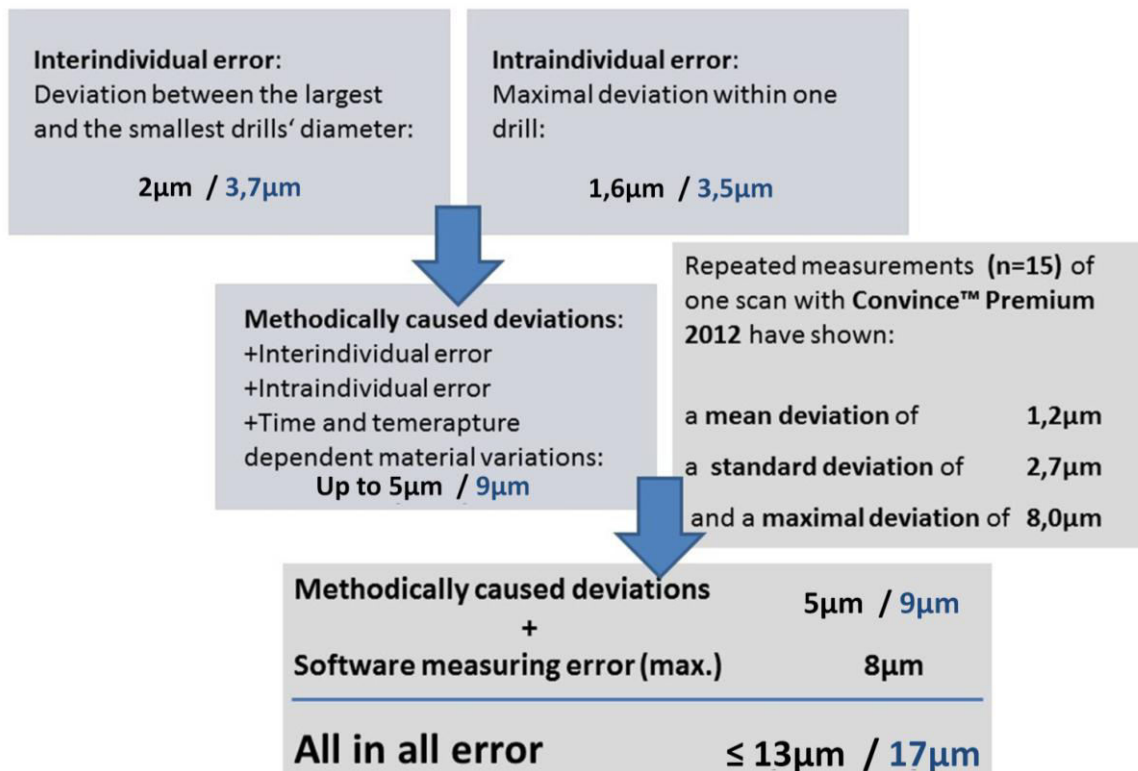
### Diskussion der Methodik

Methodische Fehler, die in Betracht gezogen werden sollten, betreffen das Design des Mastermodells, die Ermittlung des Goldstandards sowie die Messmethodik (Abbildung 8). Die Vermessung der Bohrungen mit Hilfe des Koordinatenmessgeräts ergab für das FotoDent-LED®-Harz Mastermodell einen interindividuellen Fehler, also eine Differenz zwischen größter und kleinster Bohrung, von 2 µm. Der intraindividuelle Fehler, also die maximale Abweichung des Durchmessers innerhalb einer Bohrung, betrug 1,6 µm. Für das Mastermodell „Gips“ betrug der interindividuelle Fehler 3,7 µm und der intraindividuelle Fehler 3,5 µm. Die Messunsicherheit (MPEE) des Koordinatenmessgeräts zur Bestimmung des Goldstandards betrug 1,9 µm + L/250



(ISO 10360). Die Abweichung zur Bestimmung des digitalen Goldstandards betrug ebenfalls  $\leq 2 \mu\text{m}$ .

Zur Validierung der Messmethodik wurde ein Scan mehrfach vermessen. Die mittlere Abweichung der Messergebnisse betrug  $1,2 \mu\text{m}$ , die maximale Abweichung  $8 \mu\text{m}$ . Zusätzlich muss die AL als zusammengesetzte Strecke als potenzielle Fehlerquelle angesehen werden, da sich Abweichungen aus den vier Teilstrecken aufheben oder addieren können.



**Abbildung 8: Methodischer Fehler (Abweichungen für das FotoDent-LED®- Harz-Mastermodell in schwarz, für das Mastermodell „Gips“ in blau)**

### Vergleichende Bewertung der Ergebnisse

Die ermittelten Abweichungen sollten stets in Zusammenhang mit der Genauigkeit eines konventionellen Workflows betrachtet werden. Nach Ender et al. beträgt die Abweichung für Ganzkieferabdrücke für Alginat  $37,7 \pm 34,9 \mu\text{m}$ , für Polyether  $34,9 \pm 8,8 \mu\text{m}$  und für additionsvernetzende Silikone  $13,0 \pm 2,9 \mu\text{m}$ .<sup>8</sup> Ein gesamter konventioneller Workflow, bestehend aus Abformung und Modellherstellung, zeigte nach Shah et al. hingegen mittelwertige Abweichungen von  $97 \mu\text{m}$  bei Verwendung von additionsvernetzenden Silikonen und  $72 \mu\text{m}$  bei Verwendung von Polyethern.<sup>19</sup>

In der Gruppe der Intraoralscanner zeigte Trios die geringsten und PlanScan die größten Abweichungen. Die Abweichungen für ICW schwankten zwischen  $27,2 \pm 18,6$

$\mu\text{m}$  (Trios) und  $170,4 \pm 80,8 \mu\text{m}$  (PlanScan), für IMW zwischen  $50,0 \pm 39,2 \mu\text{m}$  (Trios) und  $163,4 \pm 136,7 \mu\text{m}$  (PlanScan) und für AL zwischen  $37,2 \pm 21,7 \mu\text{m}$  (Trios) und  $397,5 \pm 91,9 \mu\text{m}$  (Planscan). In weiteren Studien konnten vergleichbare Ergebnisse für die Genauigkeit von Ganzkieferscans für iTero ( $57 \mu\text{m}^{16}$ ,  $49 \mu\text{m}^7$ ,  $70.5 \mu\text{m}^{15}$ ,  $32.4 \mu\text{m}^8$ ), Trios ( $17,1 \mu\text{m}^{20}$ ) und Lava C.O.S. ( $38 \mu\text{m}^7$ ,  $44.9 \mu\text{m}^8$ ) beobachtet werden. Aragon et al. kamen in einem Review von 2016 zu dem Ergebnis, dass die Genauigkeit von Ganzkieferscans mittels Intraoralscannern mit konventionellen Abdrücken klinisch vergleichbar ist.<sup>3</sup> Goracci et al. untersuchten in einem Review von 2016 die Genauigkeit, Effizienz und Patientenakzeptanz von Ganzkieferscans in-vivo. Sie bemängelten, dass die In-Vivo-Evidenz nicht ausreichend sei, jedoch zeigten sich auch hier tendenziell vergleichbare Genauigkeiten und in 75 % der Studien präferierten Patienten einen Intraoralscan.<sup>14</sup>

Die indirekte Digitalisierung mit Desktop-Scannern zeigte prinzipiell sehr hohe Genauigkeiten. Die mittleren Abweichungen schwankten für ICW zwischen  $7,4 \pm 5,9 \mu\text{m}$  (R700) und  $31,1 \pm 24,0 \mu\text{m}$  (OrthoX), für IMW zwischen  $11,0 \pm 8,9 \mu\text{m}$  (D104i) und  $38,0 \pm 4,5 \mu\text{m}$  (Grande) und für AL zwischen  $10,0 \pm 7,4 \mu\text{m}$  (Aadva Lab Scan) und  $55,8 \pm 14,8 \mu\text{m}$  (Colori). Vergleichbare Werte zu der gegenwärtigen Studie zeigen Flugge et al., die eine mittlere Oberflächenabweichung von  $10 \mu\text{m}$  für den Scanner D250 (3Shape) ermittelten.<sup>16</sup> Hayashi et al. stellten für R700  $50 \pm 7 \mu\text{m}$  und für Vivid910  $55 \pm 8 \mu\text{m}$  fest.<sup>21</sup> Auch Sousa et al. fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen Gipsmodell und digitalisiertem Modell mit dem Scanner D250.<sup>22</sup> In einem Review von 2015 schlussfolgerten De Luca Canto et al. schließlich, dass gute Evidenz für den Einsatz von Desktop-Scannern vorliegt, da alle eingeschlossenen Studien umfassende Eignung aller untersuchten Geräten feststellten.<sup>4</sup>

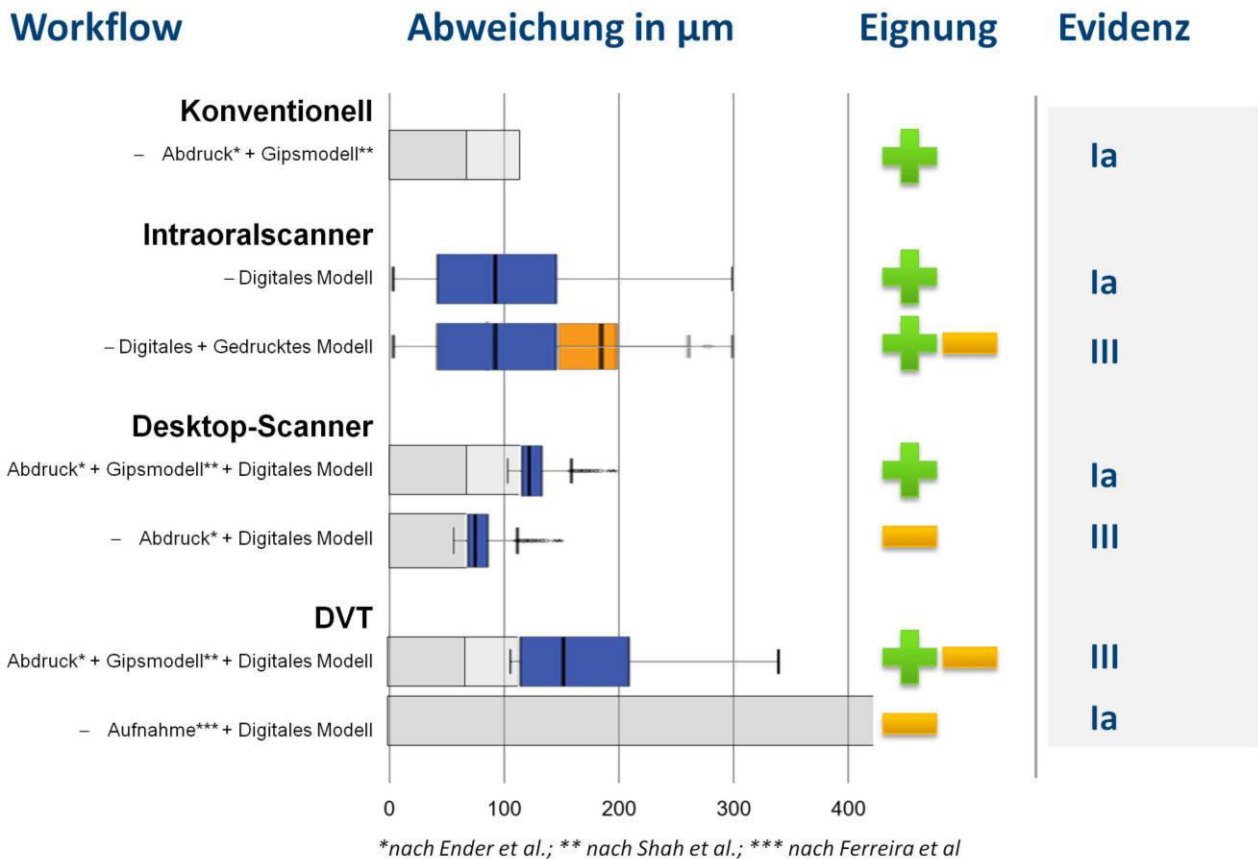
Überraschend geringe Abweichung zeigte auch die indirekte Digitalisierung mittels DVT. Hier betrug die mittlere Abweichung für ICW zwischen  $13,3 \pm 15,1 \mu\text{m}$  (WhiteFox) und  $96,5 \pm 13,0 \mu\text{m}$  (Promax 3D Mid), für IMW zwischen  $6,8 \pm 4,1 \mu\text{m}$  (WhiteFox) und  $136,8 \pm 18,1 \mu\text{m}$  (Promax 3D Mid) und für AL zwischen  $26,1 \pm 6,6 \mu\text{m}$  (CS 9300) und  $228,6 \pm 13,5 \mu\text{m}$  (Promax 3D Mid). Zum jetzigen Zeitpunkt konnte nur eine Studie ermittelt werden, die eine indirekte Digitalisierung mittels DVT von Alginatabdrücken untersuchte.<sup>23</sup> Lediglich Becker et al. thematisierten anhand eines Posters die Digitalisierung von Modellen. Sie schlussfolgerten, dass die Digitalisierung eines Modells mittels DVT eine Alternative darstelle, insbesondere wenn ein DVT bereits in der kieferorthopädischen Praxis vorhanden sei. Die Auflösung von Desktopscannern sei

jedoch höher.<sup>9</sup> Die Eignung eines vorhandenen DVTs zur Modellanalyse beziehungsweise die Umrechnung eines vorhandenen DVTs in ein Oberflächenpolygonnetz sind hingegen vielfach untersucht. In einem Review von 2017 kamen Ferreira et al. zu dem Schluss, dass Modelle, die aus einem vorhandenen DVT generiert wurden für einige Messtrecken ausreichend genau seien, jedoch derzeit nicht für eine umfassende Modellanalyse empfohlen werden können.<sup>5</sup>

Die im Stereolithografie-Verfahren hergestellten hufeisenförmige Modelle mit dem Gerät D35 zeigten mittlere Abweichungen für ICW von  $27,0 \pm 20 \mu\text{m}$ , für IMW von  $65,0 \pm 39,0 \mu\text{m}$  und für AL von  $118,0 \pm 61 \mu\text{m}$ . Murugeson et al. fanden ähnliche Abweichungen für Modelle die mit dem Polyjet System hergestellt wurden, andere additive Druckverfahren zeigten deutlich höhere Abweichungen bis zu 1,73 %.<sup>24</sup> Gegenüber der geforderten linearen Abweichungen für Dentalgipse nach ISO 6873:2013 von bis zu 0,15 % (Typ 3) und 0,3% (Typ 2) entspricht das einer um den Faktor 5–10, beziehungsweise Faktor 10–20 größeren Abweichung. Ein wesentlicher Grund für diese Abweichungen sei, dass während des Fertigungsprozesses keine vollständige Polymerisation stattfindet und eine Nachpolymerisation teilweise klinisch relevante Schrumpfung hervorruft.<sup>25</sup> Camardella et al. verglichen konventionell hergestellte Modelle nach Alginatabformung mit gedruckten Modellen nach intraoralem Scan mit dem Trios-Color-Scanner und stellten klinisch relevant genauere Ergebnisse bei konventionellen Modellen fest. Sie konkludieren daher, dass konventionelle Verfahren zu bevorzugen sind falls physische Modelle benötigt werden.<sup>25</sup>

### **Vergleichende Bewertung unterschiedlicher Workflows zur Digitalisierung**

Derzeit existieren für die Kieferorthopädie drei Workflows zur Gewinnung eines Studienmodells, die mit einem Evidenzgrad Ia empfohlen werden (*Abbildung 9*). Ein konventioneller Workflow bestehend aus einer Abformung mit Alginat, A-Silikon oder Polyether und anschließender Überführung in ein Gipsmodell. Ein direkter digitaler Workflow mithilfe eines Intraoral-scanners zur Gewinnung eines digitalen Modells sowie ein indirekter Workflow mit konventioneller Modellherstellung und anschließender Digitalisierung mittels Desktop-Scannern zur Gewinnung eines physischen und digitalen Modells.<sup>3,4,14</sup> Unterschiede zwischen diesen Workflows sind hinsichtlich der Genauigkeit für den kieferorthopädischen Einsatz klinisch nicht relevant.



**Abbildung 9: Unterschiedliche Workflows zur Gewinnung eines Studienmodells im Vergleich**

Für eine direkte Digitalisierung spricht die Digitalisierung in Echtzeit mit selektiver Wiederholbarkeit und ohne Materialverbrauch. Zudem präferieren die Mehrzahl der erwachsenen Patienten eine digitale gegenüber einer konventionellen Abformung.<sup>14</sup> Daten bezüglich der Präferenz von Kindern, die in der Regel die überwiegende Patientenzahl bilden, liegen bisher nicht vor.<sup>14</sup> Ein häufig genannter Vorteil, nämlich dass ein direkter digitaler Workflow geringere Abweichung zeige, da Fehlerpotenziale minimiert werden, konnte in den gewonnenen Ergebnissen nicht festgestellt werden und spiegelt nicht die aktuelle Studienlage wider.<sup>3,4,12,16,26,27</sup> Es ist zu vermuten, dass unter Optimalbedingungen die akkumulierten Fehler bei einer indirekten Digitalisierung mit der Summation von Matching-Fehlern bei einem Intraoralscan des gesamten Kiefers äquivalent sind. Die mittlere Stuhlzeit für eine digitale Abformung des Ober- und Unterkiefers inklusive Bissregistrat schwankt zwischen 4,5 und 26 Minuten und ist stark von der Erfahrung des Behandlers abhängig.<sup>14</sup> Bisher ist es im klinischen Alltag häufig nicht möglich, vollständig auf physische Modelle zu verzichten. Daher müssen digitale in physische Modelle überführt werden können. Das ist durch unterschiedliche 3D-

Druckverfahren möglich. Aufgrund der verminderten klinischen Genauigkeit und den erhöhten Kosten kann ein solcher Workflow bestehend aus digitaler Abformung und 3D-Druck gegenwärtig als Alternative, nicht jedoch als Goldstandard empfohlen werden.<sup>25</sup> Eine indirekte Digitalisierung von Modellen mit Desktop-Scannern hat den Nachteil, dass das digitale Modell nur so genau sein kann wie das vorherige konventionelle. Zudem sind mögliche Fehler in der Negativform einer Abformung schwieriger zu detektieren und es besteht keine Möglichkeit einer selektiven Korrektur. Weiterhin entstehen bei einem indirekten Workflow sowohl ein physisches als auch ein digitales Modell in sehr guter Qualität. Somit können nach digitaler Planung sowohl ein weiterer digitaler als auch ein konventioneller Therapiepfad gewählt werden. Eine indirekte Digitalisierung ermöglicht somit ein ergänzendes Planungs- und erweitertes Therapiekonzept. Weitere alternative Digitalisierungsworkflows sind möglich. Von der Digitalisierung von Abdrücken bezahnter Kiefer mit Desktop-Scannern ist abzuraten, da untersichgehende Stellen häufig nicht vollständig erfasst werden können. Die Digitalisierung von Modellen mittels DVT zeigte prinzipiell sehr hohe Präzision bei unterschiedlicher Richtigkeit je nach Gerät. Geräte wie der WhiteFox oder CS 9300 ermöglichten Genauigkeiten, die mit Desktop-Scannern vergleichbar sind, obgleich sich die Oberflächenauflösung leicht reduziert darstellte. Für eine umfassende Bewertung sind weitere Studien wünschenswert. Tendenziell scheint es möglich, dass bei vorhandenem DVT ein zusätzlicher Desktop-Scanner oder Intraoralscanner nicht nötig ist.<sup>9</sup> Eine alleinige Modellanalyse anhand einer bestehenden DVT Aufnahme ist nach Ferreira et al. nicht empfehlenswert, da für einige Strecken klinisch relevante Abweichungen zu finden sind.<sup>5</sup> Falls vorhanden, sollten sie jedoch als sinnvolle Ergänzung in die Therapieplanung einbezogen werden, um Aussagen über Wurzelstellung, Fenestrationen und weitere Parameter treffen zu können.<sup>5</sup>

## **1.6 Schlussfolgerung**

Für den kieferorthopädischen Einsatz bestehen zwei etablierte und evidenzbasierte Verfahren zur Gewinnung eines digitalen Modells. Eine direkte Digitalisierung mit Intraoralscannern und eine indirekte Digitalisierung von Gipsmodellen mittels Desktop-Scannern. Die untersuchten intraoralen Scans zeigen annähernd vierfach höhere mittlere Abweichungen und ebenfalls vierfach größere Standardabweichungen gegenüber den untersuchten Desktop-Scannern. Durch die zusätzlichen

Fehlerpotenziale Abformung und Modellherstellung bei indirekter Digitalisierung heben sich diese Unterschiede auf. Dadurch bestehen zwischen beiden Verfahren keine klinisch relevanten Unterschiede hinsichtlich der Genauigkeit. Eine indirekte Modelldigitalisierung mithilfe eines DVT scheint großes Potenzial zu besitzen und sollte in weiteren Studien verifiziert werden.

## 1.7 Literaturverzeichnis

1. Han UK, Vig KW, Weintraub JA, Vig PS, Kowalski CJ. Consistency of orthodontic treatment decisions relative to diagnostic records. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:212-9.
2. 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.
3. Aragon ML, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod* 2016;38:429-34.
4. 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. *Orthod Craniofac Res* 2015;18:65-76.
5. Ferreira JB, Christovam IO, Alencar DS, da Motta AF, Mattos CT, Cury-Saramago AA. Accuracy and reproducibility of dental measurements on tomographic digital models: A systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 2017;46:20160455.
6. Grunheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;146:673-82.
7. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 2014;18:1687-94.
8. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 2015;46:9-17.

9. Kathrin Becker US, Chantal Grandjean, Dieter Drescher. Vergleichende Untersuchung zur Eignung und Genauigkeit von Modell DVTs im Vergleich zu 3D-Scannern für Modelldigitalisierung. 89 Jahrestagung der DGKFO. Hannover2016:P89.
10. Ludwig B, Hourfar, J. Subjektive Bildqualität und Anwendbarkeit strahlenreduzierter DVT-Datensätze. Kieferorthopädie 2017;1/2017:37-44.
11. Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JC, et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. Dentomaxillofac Radiol 2015;44:20150108.
12. Su TS, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. J Prosthodont Res 2015;59:236-42.
13. GÜth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. Clin Oral Investig 2017;21:1445-55.
14. 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. Eur J Orthod 2016;38:422-8.
15. 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:e43312.
16. Flugge TV, Schlager S Fau - Nelson K, Nelson K Fau - Nahles S, Nahles S Fau - Metzger MC, 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;144:471-8.
17. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. J Prosthet Dent 2013;109:121-8.
18. Bishara SE, Jakobsen JR, Treder J, Nowak A. Arch width changes from 6 weeks to 45 years of age. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;111:401-9.
19. Shah S, Sundaram G, Bartlett D, Sherriff M. The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. J Dent 2004;32:653-8.

20. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 2016;47:343-9.
21. 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.
22. 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.
23. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016;149:287-94.
24. 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. *J Indian Prosthodont Soc* 2012;12:16-20.
25. Camardella LT, Vilella OV, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J Orofac Orthop* 2017;78:394-402.
26. 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.
27. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016;149:161-70.



## 2 Eidesstattliche Versicherung & ausführliche Anteilserklärung

### Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Christian Wesemann, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Genauigkeit von digitalisierten und gedruckten Ganzkiefermodellen – Vergleich zwischen Intraoralscannern, Desktop-Scannern, DVT Scan und einem 3D Drucker“ 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](http://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

## **Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen**

Christian Wesemann hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

### **Publikation 1**

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

- Weiterführende Literaturrecherche
- Konzeption des Studiendesigns mithilfe des Betreuers
- Konzeption des Mastermodells
- Durchführung aller zugrunde liegenden Experimente
- Datenerhebung, Auswertung und Interpretation
- Erstellen der Grafiken
- Verfassen des Manuskriptes

### **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

- Konzeption des Studiendesigns mithilfe des Betreuers
- Konzeption des Mastermodells
- Partielle Durchführung der zugrunde liegenden Experimente
- Datenerhebung, Auswertung und Interpretation
- Korrektur des Manuskriptes

### **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.

- Konzeption des Studiendesigns mithilfe des Betreuers
- Mithilfe bei der Konzeption des Mastermodells
- Partielle Durchführung der zugrunde liegenden Experimente
- Korrektur des Manuskriptes

**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 (28.03.2017)

- Konzeption des Studiendesigns mithilfe des Betreuers
- Mithilfe bei der Konzeption des Mastermodells
- Partielle Durchführung der zugrunde liegenden Experimente
- Datenerhebung, Auswertung und Interpretation
- Korrektur des Manuskripts

---

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

---

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

### 3 Druckexemplare der ausgewählten Publikationen

#### Publikation 1

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 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>

#### 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>

#### 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 (28.03.2017)

## **4 Lebenslauf**

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

## 5 Publikationsliste

### 5.1 Publikationen

1. 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
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
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.
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 (28.03.2017)
5. Wesemann C, Muallah J, Nowak R, Robben J, Bumann A, Genauigkeit von digitalisierten Ganzkiefermodellen – Ein Überblick direkter und indirekter Verfahren für die Kieferorthopädie. *Quintessenz Zahntechnik.* 2017; 43(10):2-12.

### 5.2 Poster

1. Wesemann C, Lichtenfeld S, Möller K, Simon M, Bumann A; 89. Jahrestagung der DGKFO 14.-18.09.2016, Hannover  
Titel: „*Erforderliches Field of View im DVT für eine umfassende kieferorthopädische Behandlungsplanung*“
2. Robben J, Wesemann C, Muallah J, Nowak R, Bumann A; 89. Jahrestagung der DGKFO 14.-18.09.2016, Hannover  
Titel: „*Genauigkeit von digitalen Kiefermodellen für die virtuelle KFO-chirurgische Behandlungsplanung*“

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

### 5.3 Vorträge

1. Wesemann C; Connecting Healthcare IT 20.04.2016, Berlin  
Titel: „*Gedruckte Elektronik für die Zahnmedizin*“
2. Rehm P, Wesemann C, Möller K, Simon M, Bumann A; Parallelsymposium – Experimentelle und klinische Grundlagenforschung der 89. Jahrestagung der DGKFO 14. – 18.09.2016, Hannover  
Titel: „*Physikalische Bildqualität von IDDR-Protokollen im DVT für die KFO-chirurgische Behandlungsplanung*“
3. Wesemann C; Future Medicine Congress 7.11. 2016, Berlin;  
Titel: „*Wearable Technologies for Improved Patient Compliance in Orthodontic Treatment - Development of Intelligent Microsensor Foils by Using Organic and Printed Electronics*“
4. Wesemann C; Frühjahrs-Fortbildung der Berliner Zahnärztlichen Gesellschaft 28.03. 2017, Berlin  
Titel: „*Mikrosensorfolien zur Verbesserung der Patientencompliance in der Kieferorthopädie*“

## **6 Danksagung**

Die vorliegende Arbeit entstand zwischen April 2014 und Mai 2017 in der Arbeitsgruppe von Herrn Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann, Leiter der 3D DENTAL-RADIOLOGIE MESANTIS Berlin in Zusammenarbeit mit dem Zentrum für Zahn-, Mund- & Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin. Allen, die mich in dieser Zeit unterstützt haben und mir bei diversen Fragen weitergeholfen haben, gilt mein ganz persönlicher Dank, insbesondere:

### **Herrn Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann**

Leiter 3D DENTAL RADIOLOGIE MESANTIS Berlin. Für das Vertrauen, das er mir mit der Vergabe des Dissertationsthemas entgegenbrachte und die kontinuierliche Betreuung über den gesamten Zeitraum danke ich ihm herzlich.

### **Herrn Dipl.-Ing. Marcel Oertel**

Technischer Angestellter beim Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik IPK. Durch sein Engagement war es uns möglich die Modelle in höchster Genauigkeit am Fraunhofer IPK zu vermessen. Dafür und für die ständige Bereitschaft auftretende Fragen zu klären bin ich Ihm sehr dankbar.

### **Herrn Thomas Göbel, Herrn Christophe Barthe, Herrn Jason Cole und Herrn Marko Bähr**

Mitarbeiter von Planmeca Vertriebs GmbH, 3Shape A/S und Rübeling+Klar Dental-Labor GmbH. Mein Dank gilt Ihnen für die Zeit, die sie sich genommen haben, um mich in die Anwendung der einzelnen Geräte einzuführen, mir die Software zu erklären und mir bei allen technischen Problemen weiterzuhelfen.

### **Frau Roxana Nowak, Herrn Jonas Muallah und Herrn Jan Robben**

Die Zusammenarbeit mit guten Freunden in unserer Arbeitsgruppe war mir eine besondere Freude. Dafür, dass wir alle Zustände von Frustration bis hin zu Euphorie und Phantasterei miteinander geteilt haben sowie für gegenseitige Motivation, danke ich ihnen herzlich.