

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

DISSERTATION

Einfluss des Umgebungslichtes auf die  
Genauigkeit und Scanzeit von Ganzkieferscans

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Henriette Sophie Kienbaum

aus Berlin

**Datum der Promotion:** 18.12.2020

**Für meine Familie  
und Christian**

## **Vorwort**

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden bereits zur Veröffentlichung angenommen: „The Journal of Prosthetic Dentistry“ / 18.03.2020

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>III</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>VI</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>VI</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>VII</b>
<b>Formelverzeichnis</b> .....	<b>VII</b>
<b>1. Abstract</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Abstract – Deutsch</b> .....	<b>1</b>
<b>1.2 Abstract – Englisch</b> .....	<b>3</b>
<b>2. Einleitung</b> .....	<b>5</b>
<b>2.1 Die zahnmedizinische Abformung</b> .....	<b>5</b>
<b>2.2 Technische Grundlagen der Intraoralen Scanner</b> .....	<b>7</b>
<b>2.3 Licht als physikalische Größe</b> .....	<b>9</b>
<b>2.4 Lichtverhältnisse in der Zahnarztpraxis</b> .....	<b>12</b>
<b>2.5 Zielsetzung</b> .....	<b>14</b>
<b>3. Material und Methodik</b> .....	<b>15</b>
<b>3.1 Untersuchte Geräte</b> .....	<b>15</b>
<b>3.2 Versuchsaufbau</b> .....	<b>15</b>
3.2.1 Lichtbox .....	15
3.2.2 Lichtquelle .....	16
3.2.3 Rahmenbedingungen .....	16
<b>3.3 Mastermodell und Referenzstruktur</b> .....	<b>17</b>
<b>3.4 Scandurchführung</b> .....	<b>19</b>
3.4.1 Scanstrategie.....	19
3.4.2 Vorgehen .....	20
<b>3.5 Vermessung und Prüfverfahren</b> .....	<b>21</b>
3.5.1 Vermessung des Goldstandards .....	21
3.5.2 Vermessung der Scans .....	21
3.5.3 Überprüfung der Reproduzierbarkeit .....	24
3.5.4 Statistische Analyse .....	24
<b>4. Ergebnisse</b> .....	<b>25</b>
<b>4.1 Goldstandard</b> .....	<b>25</b>



<b>4.2 Interoperatorreproduzierbarkeit .....</b>	<b>25</b>
<b>4.3 Deskriptive Statistik .....</b>	<b>26</b>
<b>4.4 Ergebnisse: Posteriore Zahnbogenbreite.....</b>	<b>27</b>
<b>4.5 Ergebnisse: Anteriore Zahnbogenbreite .....</b>	<b>29</b>
<b>4.6 Ergebnisse: 1. Quadrant.....</b>	<b>31</b>
<b>4.7 Ergebnisse: 2. Quadrant.....</b>	<b>33</b>
<b>4.8 Ergebnisse Scanzeit .....</b>	<b>35</b>
<b>4.9 Zusammenfassung der Ergebnisse .....</b>	<b>36</b>
<b>5. Diskussion.....</b>	<b>37</b>
<b>5.1 Diskussion der Versuchsanordnung .....</b>	<b>37</b>
5.1.1 Mastermodell .....	37
5.1.2 Referenzstruktur .....	37
5.1.3 Lichtbox .....	38
<b>5.2 Diskussion der Versuchsdurchführung.....</b>	<b>38</b>
5.2.1 Bestimmung des Masterwerts .....	38
5.2.2 Scandurchführung .....	39
5.2.3 Auswertung.....	41
5.2.4 Statistische Auswertung .....	42
5.2.5 Einordnung der Arbeit.....	43
<b>5.3 Diskussion der Ergebnisse .....</b>	<b>44</b>
5.3.1 Diskussion der Beleuchtungsstärke .....	44
5.3.2 Diskussion der Scanzeit .....	46
5.3.3 Diskussion der Scengenauigkeit .....	48
5.3.3.1 Scengenauigkeit Teilbogen.....	48
5.3.3.2 Scengenauigkeit Restaurationen: Kronen .....	49
5.3.3.3 Scengenauigkeit Restaurationen: Brücken.....	51
5.3.3.4 Scengenauigkeit Restaurationen: Implantate .....	52
5.3.3.5 Scengenauigkeit Ganzkiefer .....	54
<b>5.4 Ausblick .....</b>	<b>56</b>
<b>6. Schlussfolgerung .....</b>	<b>57</b>
<b>7. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>58</b>
<b>8. Eidesstattliche Versicherung .....</b>	<b>69</b>
<b>9. Lebenslauf.....</b>	<b>70</b>

<b>10. Publikationsliste &amp; Preise</b> .....	<b>71</b>
<b>11. Danksagung</b> .....	<b>72</b>

## **Abkürzungsverzeichnis**

AAD	Aadva IOS
AZB	anteriore Zahnbogenbreite
CAD	Computeraided Design
CAI	Computeraided Impression
CAM	Computeraided Manufacturing
CS	CS 3600
DVT	Digitale Volumentomographie
EME	Emerald
IOS	Intraoralscanner
ITE	iTero Element
KMG	Koordinatenmessgerät
MW	Mittelwert
OC	Omnica
PZB	posteriore Zahnbogenbreite
SD	Standardabweichung
TRI	Trios 3
1.QU	1. Quadrant
2. QU	2. Quadrant

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Physikalische Größen des Lichts.

Tabelle 2: Lichtfarben gebräuchlicher Leuchtmittel und deren Farbtemperatur.

Tabelle 3: Verwendete intraorale Scanner.

Tabelle 4: Deskriptive Statistik: Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) in  $\mu\text{m}$ . Gruppen mit gleicher Superskription unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander ( $p > 0,05$ ). Dabei wird pro Strecke nur ein Scanner als Gruppe betrachtet.

Tabelle 5: Einordnung der Scanner in drei Gruppen entsprechend der Ergebnisse zur Lichtabhängigkeit. Gruppe 1: überwiegend lichtunabhängig; Gruppe 2: lichtabhängig; Gruppe 3: heterogene Ergebnisse.

## **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Schematische Darstellung der lichteptischen Funktionsweisen.

Abbildung 2: Kontinuierliches Spektrum mit den sechs Spektralfarben.

Abbildung 3: Schematische Darstellung der Korrelation zwischen Lichtstrom, Lichtstärke und Beleuchtungsstärke.

Abbildung 4: Behandlungszonen E1-E3 einer zahnärztlichen Praxis gemäß DIN 5035-3: „Beleuchtung mit künstlichem Licht - Teil 3: Beleuchtung im Gesundheitswesen“.

Abbildung 5: Lichtbox mit Mastermodell.

Abbildung 6: Mastermodell mit Referenzstruktur.

Abbildung 7: Schematische Darstellung der Referenzstruktur.

Abbildung 8: Schematische Darstellung der Referenzstruktur mit den Flächen a-c und den jeweiligen Schnittpunkt P1–P4.

Abbildung 9: Scanpfade.

Abbildung 10: Konstruktion von Schnittpunkten anhand von je drei Ebenen ( $a^1, b^1, c^1$ ).

Abbildung 11: Punkt-zu-Punkt-Messungen zwischen den Schnittpunkten ermöglichen die Längenbestimmung von vier Strecken: posteriore Zahnbogenbreite ( $\overline{P1 P4}$ ), anteriore Zahnbogenbreite ( $\overline{P2 P3}$ ), Abstand 17 – 14 ( $\overline{P1 P2}$ ), Abstand 24 – 27 ( $\overline{P3 P4}$ ).

Abbildung 12: Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) der posterioren Zahnbogenbreite (PZB) als Boxplot dargestellt.

Abbildung 13: Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) der anterioren Zahnbogenbreite (AZB) als Boxplot dargestellt.

Abbildung 14: Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) des 1. Quadranten (1.QU) als Boxplot dargestellt.

Abbildung 15: Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) des 2. Quadranten (2.QU) als Boxplot dargestellt.

Abbildung 16: Abhängigkeit der Scanzeit von der Beleuchtungsstärke.

## **Formelverzeichnis**

Formel 1: Formeln zur Berechnung der Beleuchtungsstärke.

Formel 2: Berechnung der Streckenlänge (L) mit den Koordinaten x, y, z der Punkte P1 und P4.

Formel 3: Differenzberechnung.

Formel 4: Formel zur Berechnung der Anzeigeabweichung und Legende.

## **1. Abstract**

### **1.1 Abstract – Deutsch**

#### **Einleitung:**

Die digitale Abformung mit Intraoralscannern basiert auf lichtoptischen Aufnahmeprinzipien. Ziel dieser Studie ist es daher, den Einfluss unterschiedlicher Lichtverhältnisse auf die Genauigkeit von Teil- und Ganzkieferscans, sowie die erforderliche Scanzeit in vitro zu untersuchen.

#### **Material und Methodik:**

Eine Referenzstruktur mit Standardgeometrien wurde an den vestibulären Zahnflächen von 17, 14, 24 und 27 eines 3D-gedruckten Oberkiefermodells befestigt. Sechs Intraoralscanner wurden in die Studie einbezogen: Trios 3 (TRI), Omnicam (OC), iTero (ITE), Carestream 3600 (CS), Emerald (EME) und Aadvä (AAD).

Die Versuchsreihen bestanden aus  $n = 17$  Scans für vier Beleuchtungsstärken (100 lx, 500 lx, 1.000 lx, 5.000 lx) pro Scanner und somit 408 Intraoralscans insgesamt. Zur Simulation dieser Lichteinstellungen wurde eine Versuchsbox mit stufenlos einstellbarer Beleuchtungsstärke konzipiert. Die Bestimmung des Goldstandards erfolgte mittels Koordinatenmessgerät. Die Testdatensätze wurden mit der Software Geomagic Control X ausgewertet. 3-Ebenen-Schnittpunkte wurden anhand der Standardgeometrien konstruiert, um mittels Punkt-zu-Punkt-Messung vier Strecken zu evaluieren: posteriore Zahnbogenbreite (PZB), anteriore Zahnbogenbreite (AZB), Abstand 14–17 (1.QU), Abstand 24–27 (2.QU). Zur statistischen Analyse wurden Levene Tests (Präzision) und one-way ANOVA mit post hoc Tukey-HSD Tests und Games-Howell Tests (Richtigkeit) durchgeführt. Die Scanzeit wurde deskriptiv erfasst.

#### **Ergebnisse:**

Die Genauigkeit von Teilbogenscans (1.QU, 2.QU) wird bei den Scannern OC, EME und AAD signifikant durch die Umgebungsbeleuchtung beeinflusst. Die geringsten Abweichungen erreichten die Scanner TRI, OC, ITE und CS. EME und AAD zeigten größere Abweichungen. Die Genauigkeit von Ganzkieferscans (PZB, AZB) wird bei allen sechs Scannern signifikant durch die Umgebungsbeleuchtung beeinflusst. TRI und OC zeigten die geringsten Abweichungen, gefolgt von ITE und CS. EME und AAD führten

zu größeren Differenzen. In Abhängigkeit von der Beleuchtungsstärke wiesen TRI, OC, ITE, AAD bei von 100–500 lx und der CS bei 5.000 lx die kleinsten Abweichungen auf. Die Beleuchtungsstärke zeigte auf den EME einen heterogenen Einfluss. Die Scanzeit verlängerte sich bei allen Scannern mit Ausnahme des ITE bei höheren Beleuchtungsstärken.

**Schlussfolgerung:**

Die Umgebungsbeleuchtung beeinflusst die Genauigkeit und aktive Scanzeit von Intraoralscannern. Dieser Einfluss ist geräteabhängig unterschiedlich. Die durch die Umgebungsbeleuchtung hervorgerufenen Abweichungen sind bei Teilbogenscans klinisch vernachlässigbar, bei Ganzkieferscans sollte die Wahl der Beleuchtungsstärke an das individuelle Optimum des jeweiligen Scanners angepasst werden. Beleuchtungsstärken von 100–500 lx führen überwiegend zu kürzeren Scanzeiten.

## 1.2 Abstract – Englisch

### Introduction:

Intraoral scanners are based on light-optical imaging techniques. Therefore, the aim of this study was to investigate the influence of different ambient lighting conditions on the accuracy of partial and full arch scans as well as the required scanning time in vitro.

### Material and methods:

A reference structure with standard geometries was attached to the vestibular tooth surfaces of 17, 14, 24 and 27 of a 3D-printed maxillary model. Six intraoral scanners were included in the study: Trios 3 (TRI), Omnicam (OC), iTero (ITE), Carestream 3600 (CS), Emerald (EME) and Aadvia (AAD). The test series consisted of four illuminances (100 lx, 500 lx, 1,000 lx, 5,000 lx) with  $n = 17$  scans each per scanner, resulting in 408 intraoral scans. For the simulation of these light conditions a test box with adjustable illuminance was designed. The gold standard was determined by means of a coordinate measuring machine. The test data sets were evaluated with the Geomagic Control X software. 3-plane intersections were constructed to perform point-to-point measurements for four distances: posterior arch width (PZB), anterior arch width (AZB), distance 14–17 (1.QU), distance 24–27 (2.QU). For statistical analysis Levene tests (precision) and one-way ANOVA with post hoc Tukey-HSD tests and Games-Howell tests (true-ness) were performed. The scanning time was recorded descriptively.

### Results:

The accuracy of partial arch scans (1.QU, 2.QU) is significantly influenced by the ambient lighting for the scanners OC, EME and AAD. The least deviations were achieved by TRI, OC, ITE and CS. EME and AAD revealed greater deviations. The accuracy of full arch scans (PZB, AZB) is significantly influenced by the ambient lighting in all six scanners. TRI and OC demonstrated the most accurate scans, followed by ITE and CS. EME and AAD caused greater differences. Depending on the illuminance, TRI, OC, ITE, AAD showed the smallest deviations at 100–500 lx and the CS at 5,000 lx. Illuminance showed a heterogeneous influence on EME. Scanning time increased for all scanners except ITE at higher illuminance levels above 500 lx.

**Conclusion:**

Ambient lighting influences the accuracy and scan time of IOS. This influence is different depending on the device. The deviations caused by ambient lighting are clinically negligible for partial arch scans. For full arch scans, the illuminance should be adjusted to the individual optimum of the respective scanner. Illuminance levels of 100–500 lx mainly lead to shorter scanning times.



## **2. Einleitung**

### **2.1 Die zahnmedizinische Abformung**

Voraussetzung jeder kieferorthopädischen Behandlung ist die Anfertigung von Modellen. Sie bilden die Grundlage der Diagnostik, Planung und Therapie und dienen der stetigen Kontrolle des Behandlungsablaufs. Für die Herstellung kieferorthopädischer Modelle im Labor ist zuvor der klinische Arbeitsschritt der Abformung notwendig. Ziel ist die möglichst präzise Übertragung der intraoralen Situation in eine dimensionsgetreue Negativform ohne Informationsverlust.

Im klinischen Alltag überwiegt die konventionelle Abformungs- und Modellherstellungsmethode mittels plastischer Abformmasse. Gründe dafür sind die Erfahrung und Fertigkeiten im Umgang mit dieser Herangehensweise, was die effektive Stuhlzeit und Patientenakzeptanz positiv beeinflussen kann (1). Die Abformungen mit Präzisionsabformmaterialien wie Polyether oder Silikon ermöglichen detailgetreue und dimensionsstabile Ergebnisse (2). Für Planungsmodelle und kieferorthopädische Anwendungen wird die Abformung mit Alginat als Standard angewandt. Im Zahntechnischen Labor können anschließend die Planungs- und Arbeitsmodelle angefertigt werden. Dabei fallen bei jeder Abformung Materialkosten an, die durch mehrmaliges Abformen bei fehlerhaften Abdrücken noch vervielfacht werden können. Zudem besteht in der Regel keine Möglichkeit, Korrekturen an einer bereits durchgeführten Abformung vorzunehmen.

Der konventionellen Abformung mittels plastischer Abformmassen stehen in der Zahnmedizin moderne Computeraided Impressions (CAI) als Alternative gegenüber. Mit den Teilschritten des Computeraided Designs (CAD) und Computeraided Manufacturing (CAM) lässt sich damit ein vollständig digitaler Workflow erzielen (3). Bei der CAI unterscheidet man dabei eine direkte und eine indirekt digitale Herangehensweise (4).

Die direkte Digitalisierung mittels intraoraler Scanner (IOS) wird am Patienten und in Echtzeit durchgeführt. Im Gegensatz zur konventionellen Abformung wird hierbei vor allem die Möglichkeit der sofortigen Analyse des Scans und der optionalen Wiederholung oder Korrektur als Vorteil gesehen (5). Dies kann insbesondere bei fehlerhaften Abformungen die Stuhlzeit effektiv verkürzen. Die Reduzierung der Einzelschritte bei Modellerstellung durch digitale Abformung ermöglicht zudem eine Verringerung der möglichen Fehlerquellen (6, 7). Weiterhin lassen sich Scans platzsparend archivieren

und die Datensätze können jederzeit abgerufen und erneut genutzt werden. Nachteilig sind jedoch die Anschaffungskosten des Gerätes und die Notwendigkeit des Durchlaufens einer Lernkurve, um die effektive Scanzeit zu reduzieren (8, 9).

Bei der indirekten Vorgehensweise wird nach konventioneller Abformung die Abformung selbst oder das anschließend erstellte Gipsmodell mit einem Modellscanner digitalisiert (10). Die digitale Erfassung des Modells erfolgt dabei in der Regel entweder über ein LED-Streifenlichtmuster und optische Kamerasysteme oder mithilfe eines Lasers, welcher die Oberfläche abtastet und die Informationen in einen digitalen STL-Datensatz überführt (11). Der gewohnte Workflow innerhalb der Praxis bleibt dabei weitgehend unverändert, was eine leichte Integrierbarkeit ermöglicht. Gleichzeitig bleiben jedoch die potentiellen Fehlerquellen während der Abformung bestehen.

Als weitere Digitalisierungsmöglichkeit können digitale Volumentomographen (DVT) genutzt werden (12, 13). Die Digitalisierung kann hierbei ebenfalls direkt oder indirekt erfolgen (14, 15). Aufgenommene Volumen werden in ein Oberflächenpolygonnetz konvertiert und können so als STL-Datensatz verwendet werden. Bei dem direkten Weg können bereits bestehende DVT-Aufnahmen des Mund- und Kieferbereichs genutzt werden; aus den STL-Dateien kann die Information über die Zahnbögen extrahiert werden. Bei der indirekten Vorgehensweise werden Abdrücke oder Modell per DVT digitalisiert. Nach aktueller S2K-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist eine direkte Aufnahme des Patientenkiefers für die Gewinnung eines kieferorthopädischen Modells nicht indiziert (16).

Die direkte digitale Abformung mittels IOS findet zunehmend Akzeptanz, da die Genauigkeit dieser ebenso akkurat, wie die herkömmlich genutzter Alginate-Abdrücke sein kann (1, 8, 17, 18). Einige Studien konnten sogar zeigen, dass der digitale intraorale Abdruck der konventionellen Abformung in der Kieferorthopädie hinsichtlich Genauigkeit überlegen ist (19). Eine valide Modellanalyse kann sowohl anhand von digitalen als auch konventionellen Modellen erfolgen (20). Als Grundlage der kieferorthopädischen Diagnostik scheinen beide Varianten daher gleichermaßen geeignet (21). In 94 % der Fälle unterscheiden sich die Behandlungsplanungen mithilfe digitaler Modelle nicht von dem konventionellen Weg (22). Ebenso führt die Evaluation des Behandlungsbedarfs und Behandlungsergebnisses mittels PAR-Index zu vergleichbaren Ergebnissen zwischen beiden Varianten (23).

Ziel der Nutzung von IOS im Praxisalltag ist es hohe Präzision bei gleichzeitig möglichst hoher Zeitersparnis zu erreichen. Um dies zu erzielen und eventuelle Einflussfaktoren

besser einschätzen zu können, sind grundlegende Kenntnisse über die technische Funktionsweise der IOS notwendig.

### **2.2 Technische Grundlagen der Intraoralen Scanner**

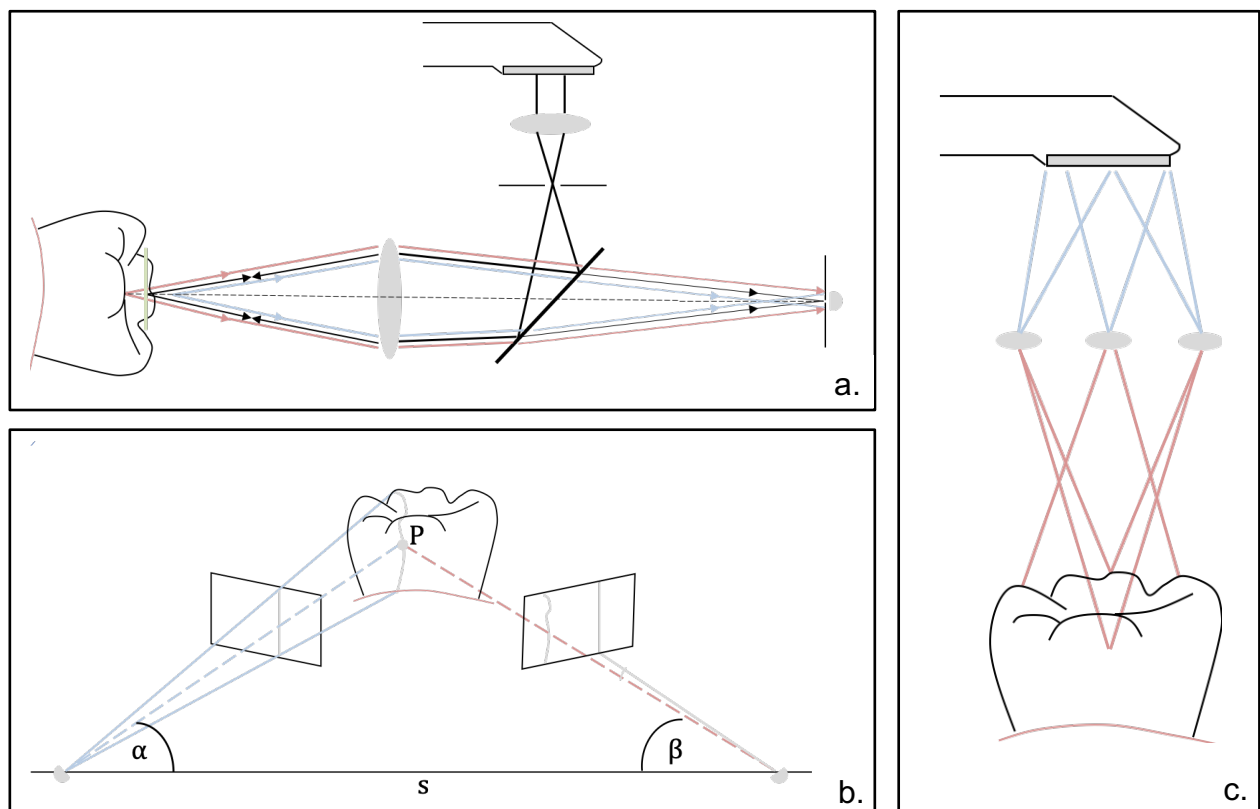
Die einzelnen IOS nutzen unterschiedliche optische Aufnahmeprinzipien, um die intra-orale Situation dreidimensional erfassen zu können. Dabei basieren alle Prinzipien auf der unterschiedlichen Brechung von Lichtstrahlen auf geometrischen Oberflächen und deren Erfassung über ein Kamerasystem.

Scanner wie der Trios 3, der iTero Element und der GC Aadvä Scanner arbeiten nach dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie (Abbildung 1a). Parallel ausgesandte Lichtstrahlen beleuchten ein kleines Areal des Objektes und werden im gleichen Strahlengang reflektiert. Je nach Objekt-Fokus-Abstand werden sie auf unterschiedlichen Tiefenschärfenebenen scharf dargestellt. Dabei entsteht zu keinem Zeitpunkt ein vollständiges Bild des Objektes. Erst das Abtasten des Objektes im Rasterverfahren ermöglicht dessen dreidimensionale Errechnung und Darstellung.

Systeme wie das der Cerec Omnicam, des Carestreams 3600 und des Planmeca Emerald Scanners basieren auf dem Triangulationsverfahren mit Echtfarbendarstellung (Abbildung 1b). Dabei werden die Lichtstrahlen in einem bekannten Winkel ausgesendet. Die durch das Scanobjekt reflektierten Strahlen treffen je nach Objektoberfläche wiederum in einem bestimmten Winkel auf das optische Kamerasystem. Anhand von Winkelverschiebung wird das gescannte Objekt dreidimensional errechnet. Im Falle dieser drei IOS handelt es sich um die Projektion eines Streifenmusters auf das Objekt (aktive Triangulation), dessen Verzerrung beim Auftreffen auf die Oberfläche der Errechnung der vertikalen Dimension dient. Um gleichmäßige Reflektionen in allen Bereichen des Scanobjektes zu gewährleisten war früher häufig die Applikation von Scanpulvern notwendig. Die oben genannten Scanner ermöglichen jedoch ein puderfreies Arbeiten. Sie nutzen Licht unterschiedlicher Wellenlängen, welche in Kombination mit der Winkelverschiebung zur Errechnung ausreichen.

Ein weiteres Prinzip der lichteoptischen Kamerasysteme stellt die Stereovermessung dar (Abbildung 1c). Mehrere Kamerasysteme innerhalb des Scankopfes nehmen das Objekt aus unterschiedlichen Winkeln heraus auf und vergleichen die entstandenen Bilder anschließend miteinander, um so ein dreidimensionales Bild des Objektes zu errechnen.

Eine Weiterentwicklung dieser Methodik ist das sogenannte Active Wavefront Sampling. Dieses Aufnahmeprinzip beruht ebenfalls auf einem Videosystem, welches eine räumliche Trennung der Abbildung bewirkt. Das Kamerasystem besitzt eine statische Lochblende mit drei Öffnungen. Die Strahlengänge werden so umgeformt, dass sie auf je einem Detektor abgebildet werden. Die Übereinanderlagerung der entstanden Bilder führt zur Darstellung des gesamten Scanobjektes. Diese Funktionsweise findet beispielsweise Anwendung bei dem Scanner LAVA C.O.S (3M, Saint Paul, Minnesota, Vereinigte Staaten).



**Abbildung 10:** Schematische Darstellung der lichteptischen Funktionsweisen.

a. Konfokale Mikroskopie: Vom Laser ausgesandte parallele Strahlen verlaufen durch ein Beleuchtungs-Pinhole und treffen auf einen Dichroitischen Spiegel (Strahlteiler). Der Strahlteiler reflektiert das Anregungslicht, lässt aber zu detektierendes vom Objekt rückreflektiertes Licht hindurch. Das Anregungslicht (schwarz) verläuft durch ein Objektiv und wird an einem Punkt der Oberfläche des Objektes erneut reflektiert. Die zurückgeworfenen Strahlen (schwarz, blau und rot) können durch den Strahlteiler hindurch und treffen auf eine zusätzliche Blende vor dem Detektor, dem Detektor-Pinhole. Dieses Pinhole blendet Out-of-Focus-Licht (blau und rot), das ober- und unterhalb der Fokusebene (grün) entsteht, aus.

b. Triangulation: Ausgesandte Lichtstrahlen (blau), Reflektierte Lichtstrahlen (rot). Unter Kenntnis der Winkel  $\alpha$  und  $\beta$  und des Abstandes ( $s$ ) zwischen Sender und Detektor kann die Lage des Punktes P errechnet werden.

c. Stereovermessung/Active Wavefront Sampling: Rekonstruktion eines Objektpunktes aus mehreren Bildern.

Der Hauptfokus bisheriger Arbeiten über IOS liegt bei der Untersuchung der Genauigkeit verschiedener Scanner und deren stetig weiterentwickelten Technologien (17, 24-26). Weiterhin wurden in der Literatur einige Faktoren diskutiert, die möglicherweise einen Einfluss auf die Genauigkeit haben könnten. Darunter zählen der gewählte Scanpfad (27), die Scannerfahrung (28, 29) und eine regelmäßige Kalibrierung (30). Weiterhin wurde der Einfluss von verschiedenen Oberflächen untersucht. Dentin wird hier als Substrat mit der höchsten Genauigkeit angegeben, während transluzenter Schmelz oder andere reflektierende Oberflächen wie Metalle signifikant höhere Abweichungen zeigten (31).

Da alle IOS in der Zahnmedizin auf einer lichtoptischen Funktionsweise basieren, könnte das Umgebungslicht den Scanvorgang ebenfalls beeinflussen.

Um diesen Einfluss beurteilen zu können, ist es notwendig, Licht anhand seiner physikalischen Größen zu definieren. Zusätzlich müssen die grundlegenden Lichtverhältnisse innerhalb der Zahnmedizinischen Praxis betrachtet werden.

### **2.3 Licht als physikalische Größe**

Bei Licht handelt es sich um den kleinen, für das menschliche Auge sichtbaren Teil, elektromagnetischer Strahlung. Sie besteht aus schwingenden Energieeinheiten (Quanten) und breitet sich in Wellen von einer Lichtquelle aus. Das für den Menschen wahrnehmbare Spektrum liegt in einem Bereich von 380 bis 780 nm (Wellenlänge  $\lambda$ ). An den sichtbaren Abschnitt schließen sich das nicht mehr erkennbare ultraviolette und infrarote Licht an.

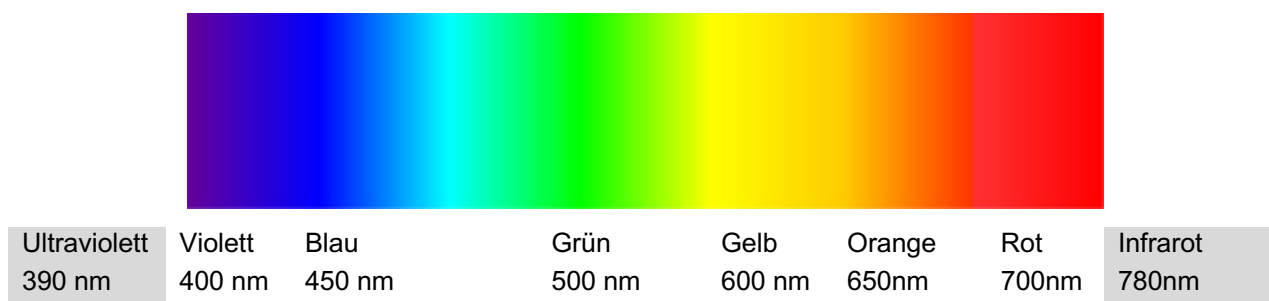
Die relevanten physikalischen Größen, anhand derer die Eigenschaften von Licht beschrieben werden können, sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

**Tabelle 1:** Physikalische Größen des Lichts.

Physikalische Größe	Formelzeichen	Einheit
Wellenlänge	$\lambda$	Nanometer (nm)
Lichtgeschwindigkeit	$c$	Meter/Sekunde (m/s)
Farbtemperatur	$T$	Kelvin (K)
Lichtstrom	$\Phi$	Lumen (lm)
Raumwinkel	$\Omega$	Steradian (sr)
Lichtstärke	$I$	Candela (cd)
Leuchtdichte	$L$	Candela/Quadratmeter (cd/qm)
Beleuchtungsstärke	$E$	Lux (lx)
Radius/Abstand	$r$	Meter (m)
Fläche/Abstand	$A$	Quadratmeter (qm)

Unter der Lichtgeschwindigkeit ( $c$ ) versteht man in der Physik die Ausbreitung von Licht im Vakuum. In anderen Medien sinkt die Geschwindigkeit verglichen mit dieser ab, wobei im luftleeren Raum und in Bodennähe eine konstante Lichtgeschwindigkeit von ca.  $3 \times 10^8$  m/s gilt.

Die Lichtfarbe einer selbstleuchtenden Quelle steht im engen Zusammenhang mit der spektralen Zusammensetzung des Lichtes. So kann das Licht entweder aus einzelnen Spektralfarben bestimmter Wellenlängen, einem Gemisch verschiedener Wellenlängen oder einem kontinuierlichen Spektralbereich bestehen. Letzteres ist der Fall, wenn es sich um Licht ausgehend von einem glühenden Körper handelt (z.B. Sonnenlicht oder Glühlampe). Bereits Isaac Newton fand heraus, dass weißes Sonnenlicht aus der Summe aller Farben des Spektrums besteht und in diese mittels eines Prismas zerlegt werden kann (Abbildung 2).

**Abbildung 1033:** Kontinuierliches Spektrum mit den sechs Spektralfarben.

Zudem hat die Farbtemperatur ( $T$ ) einen Einfluss auf die Lichtfarbe. Sie entspricht der Temperatur des strahlenden Glühkörpers. Je höher die Temperatur desto kühler und weißer erscheint das Licht. Eine glühende Herdplatte erscheint daher rot, Kerzenlicht gelb und das Sonnenlicht weiß. Man unterscheidet warmweißes Licht, neutralweißes Licht und tageslichtweiß (Tabelle 2).

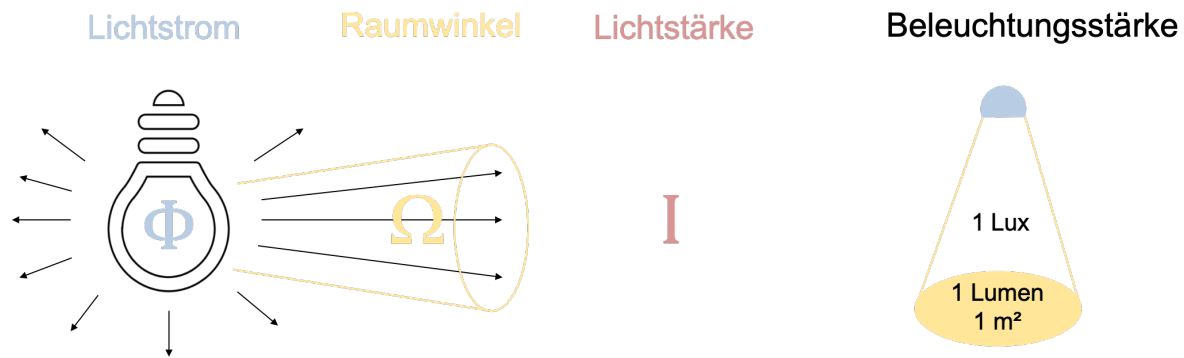
**Tabelle 2:** Lichtfarben gebräuchlicher Leuchtmittel und deren Farbtemperatur.

Lichtfarben der Lichtquellen	Farbtemperatur (K)
warmweiß	2.700 – 3.300 K
neutralweiß	3.300 – 5.300 K
tageslichtweiß	> 5.300 K

Zur Bestimmung der Farbtemperatur dient ein sogenannter „Schwarzer Strahler“ (auch „Planck’scher Strahler“). Es handelt sich dabei um einen „idealisierten“ Körper (z.B. aus Platin), welcher sich durch fehlende Reflexionsstrahlung auszeichnet und somit alles auf ihn einfallende Licht aufnimmt. Wird dieser Körper langsam erhitzt, durchläuft er dabei eine Farbskala von Rot, Orange und Gelb über Weiß bis Hellblau. Je höher die Temperatur steigt, desto weißer ist die Farbe des Lichtes. Sobald eine optische Farbgleichheit zwischen Strahler und zu bestimmender Lichtquelle besteht, kann die Temperatur des erhitzten Gerätes Auskunft über die Farbtemperatur der Lichtquelle geben.

Als Lichtstrom ( $\Phi$ ) bezeichnet man die gesamte von einer Lichtquelle ausgehende Strahlungsleistung, wodurch die gesamte Lichtmenge einer Quelle beurteilt werden kann. Eine Lichtquelle strahlt ihren Lichtstrom dabei in der Regel in verschiedene Richtungen unterschiedlich stark aus. Die in eine bestimmte Richtung abgegebene Intensität des Lichtstroms wird als Lichtstärke ( $I$ ) bezeichnet (Abbildung 3).

Eine in diesem Zusammenhang weitere wichtige physikalische Größe des Lichtes stellt die Beleuchtungsstärke ( $E$ ) dar. Sie bezeichnet den Lichtstrom, der von einer Lichtquelle ausgehend auf eine bestimmte Fläche trifft.



**Abbildung 1034:** Schematische Darstellung der Korrelation zwischen Lichtstrom, Lichtstärke und Beleuchtungsstärke.

Die Beleuchtungsstärke beträgt ein Lux, wenn ein Lichtstrom von einem Lumen einen Quadratmeter Fläche gleichmäßig ausleuchtet (Abbildung 3). Sie kann in jeder beliebigen virtuellen Ebene des Raumes berechnet (Formel 1) oder mit einem Luxmeter gemessen werden.

**Formel 1:** Formeln zur Berechnung der Beleuchtungsstärke.

$$E = \frac{\Phi}{A} \quad / \quad 1 \text{ lx} = \frac{1 \text{ lm}}{1 \text{ qm}}$$

$$E = \frac{I}{r^2}$$

Die vom Menschen empfundene Helligkeit einer Fläche wird als Leuchtdichte (L) wiedergegeben. Sie ist maßgebend für den wahrgenommenen Helligkeitseindruck einer Situation.

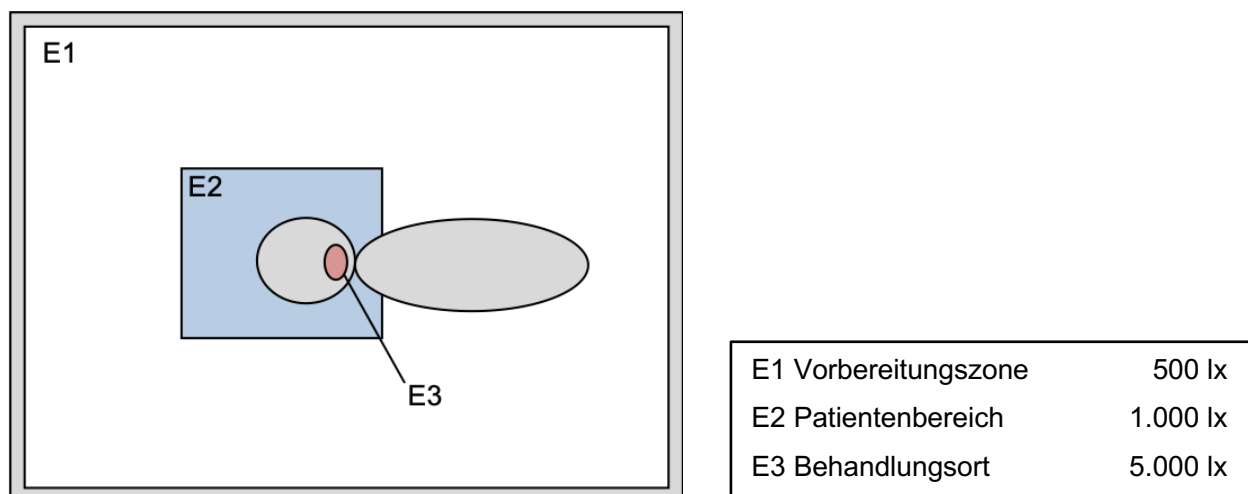
## 2.4 Lichtverhältnisse in der Zahnarztpraxis

Die Beleuchtung von Arbeitsstätten ist für Innen- und Außenbereiche anhand von Normen reguliert. Differenziert wird dabei in den „Bereich der Sehaufgabe“ und den „unmittelbaren Umgebungsbereich“ (DIN EN 12464-1) (32). Die Bereiche unterscheiden sich in den Beleuchtungsstärken, wohingegen die Lichtfarben der einzelnen Lichtquellen einander weitgehend entsprechen sollten (DIN EN 5035-3) (33). Entscheidend für die Richtlinien von Beleuchtungsstärken am Arbeitsplatz ist der sogenannte Wert



( $E_m$ ), gemessen in lx. Dieser kennzeichnet den Mindestwert, unter den die mittlere Beleuchtungsstärke nicht sinken darf (DIN EN 12665) (34).

In Räumlichkeiten mit hohen Anforderungen an die Detail- und Farberkennung wie in dermatologischen oder zahnärztlichen Untersuchungs- und Behandlungsräumen sollte eine tageslichtweiße Lichtfarbe ( $> 5.300\text{ K}$ ) bei hohen Beleuchtungsstärken vorhanden sein (DIN 5035-3) (33). Der Wartungswert der Beleuchtungsstärke wird im zahnärztlichen und kieferorthopädischen Behandlungsraum anhand von drei Behandlungszonen angegeben (Abbildung 5). Zone E1 umfasst die Verkehrs- und Vorbereitungszone des Behandlungsraumes, währenddessen die Zone E2 den unmittelbaren Behandlungsplatz mit Ablageflächen auf den Behandlungseinrichtungen in Greifnähe des Zahnarztes und der Assistenz beschreibt. Die Zone E2 beträgt mindestens eine Größe von  $1,5 \times 1,5\text{ m}$  um das Behandlungsfeld Zone E3 - den Mund des Patienten.



**Abbildung 1035:** Behandlungszonen E1–E3 einer zahnärztlichen Praxis gemäß DIN 5035-3: „Beleuchtung mit künstlichem Licht - Teil 3: Beleuchtung im Gesundheitswesen“.

Zudem sollte die Beleuchtungsstärke in Zone E3 durch die zahnärztliche Behandlungsleuchte verstellbar sein, wobei der Maximalwert mindestens  $15.000\text{ lx}$  betragen muss (DIN EN 9680) (35).

Alle in der Norm festgelegten Wartungswerte sind Mindestwerte, deren Erhöhung in der Regel für die behandelnde Person zu besserer Erkennbarkeit führt (DIN 5035-3) (33).

Die Beleuchtung von Räumen der bildgebenden Diagnostik und deren Befundung richtet sich nach dem jeweiligen Verfahren (DIN 5035-3) (33). Bei der Befundung von aus-

schließlich Röntgenbildern, gelten die Anforderung an die Beleuchtung für bildgebende Diagnostik mit Bildverstärkern (DIN EN 12464-1) (32). Dessen zufolge sollte eine Beleuchtungsstärke von  $E_m = 50 - 100 \text{ lx}$  nicht überschritten werden.

## **2.5 Zielsetzung**

Zahlreiche Arbeiten beschäftigten sich bereits mit der Genauigkeit von digitalen Abformungen. Es existieren sowohl in-vitro Studien (26, 36-38) als auch in-vivo Studien (2, 39) zu dieser Thematik. Bisher nicht untersucht ist, ob das Umgebungslicht die Genauigkeit von IOS beeinflussen kann. Ziel dieser Arbeit ist daher, den Einfluss von vier unterschiedlichen Beleuchtungsstärken auf die Genauigkeit von Teil- und Ganzkieferscans bei sechs IOS zu untersuchen.

Die Nullhypothese lautet: „Die Umgebungsbeleuchtung beeinflusst die Genauigkeit von Teil- und Ganzkieferscans nicht“. Die Scanzeit wurde rein deskriptiv beschrieben.

### **3. Material und Methodik**

#### **3.1 Untersuchte Geräte**

In die vorliegende Arbeit wurden sechs IOS einbezogen (Tabelle 3).

**Tabelle 3:** *Verwendete intraorale Scanner.*

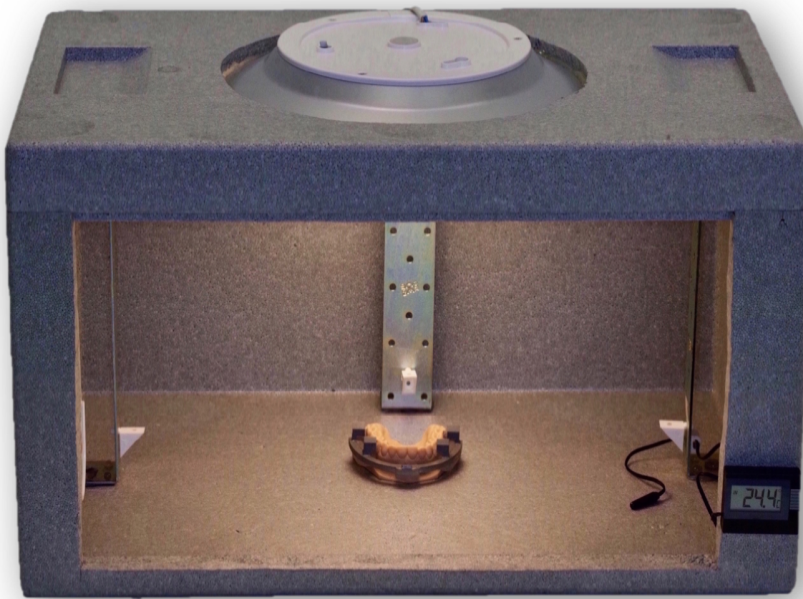
Scanner	Firma	Version	Technologie	STL Export
Trios 3 (TRI)	3 Shape, Kopenhagen, Dänemark	1.4.7.3	Konfokale Mikroskopie	3 Shape communicate center
Cerec Omnicam (OC)	Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, USA	Ortho 2.1	Triangulation	direkt
iTero Element (ITE)	Align Technology, San José, Kalifornien, USA	1.6.5.80	Konfokale Mikroskopie	Align Tech connection center
Carestream 3600 (CS)	Carestream Dental, Rochester, New York, USA	3.1.0	Triangulation	direkt
Emerald (EME)	Planmeca, Helsinki, Finnland	PlanCad Easy Software 5.9	Triangulation	Planmeca connection center
Aadva (AAD)	GC Europe, Leuven, Belgien	2.2	Konfokale Mikroskopie	direkt

Bei allen verwendeten Scannern handelt es sich um puderfreie Systeme.

#### **3.2 Versuchsaufbau**

##### **3.2.1 Lichtbox**

Um eine konstante und gleichmäßige Beleuchtung des Scanobjektes zu erreichen, wurde eine Versuchsbox aus grauem Styropor mit einer Größe von 30 × 54 × 35 cm verwendet (Abbildung 6). Sie gewährt einen matten, nicht reflektierenden und einheitlich grauen Untergrund für die Scanvorgänge. Ein höhenverstellbarer zweiter Boden innerhalb der Box ermöglicht es, den Abstand zwischen Lichtquelle und Scanobjekt zu justieren. Somit kann in Kombination mit dem Luxregler der Lichtquelle eine stufenlose Anpassung der Beleuchtungsstärke vorgenommen werden.



**Abbildung 1036:** Lichtbox mit Mastermodell.

#### 3.2.2 Lichtquelle

An der Decke mittig der Box befindet sich eine regulierbare Lichtquelle (iDual JE503089; Jedi Lighting; Hongkong, China) mit einem Durchmesser von 30 cm. Sie ermöglicht eine gleichmäßige Beleuchtung des Scanobjekts ohne Schattenbildung sowie 10 Stufen zur Einstellung der Belichtungsstärken. Ausgangspunkt der Untersuchungen sind die vier festgelegten Beleuchtungsstärken 100 lx, 500 lx, 1.000 lx, 5.000 lx gemäß der Wertungswerte der DIN-Normen, unter welchen die sechs Scanner getestet wurden (32) (33). Zur Messung und regelmäßigen Überprüfung dieser wurde ein digitales Luxmeter (Digital 20000Fc, Neoteck; Hongkong, China) genutzt.

Die regulierbare Farbtemperatur wurde während aller Versuche auf Tageslicht gestellt. Tageslicht entspricht der Farbtemperatur „Neutrales Weiß“ von ca. 5.500 Kelvin gemäß DIN 5035-3 (33).

#### 3.2.3 Rahmenbedingungen

Sämtliche Versuche wurden bei einer Umgebungstemperatur von  $23,0^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  durchgeführt. Zur konstanten Überprüfung diente ein Thermometer (TFA Dostmann; Wertheim-Reicholzheim, Deutschland), welches seitlich in der Box angebracht ist. Die Versuche wurden in einem abgedunkelten Raum durchgeführt, um andere Lichtquellen aus

der Umgebung ausschließen zu können und einheitliche Rahmenbedingungen zu gewährleisten.

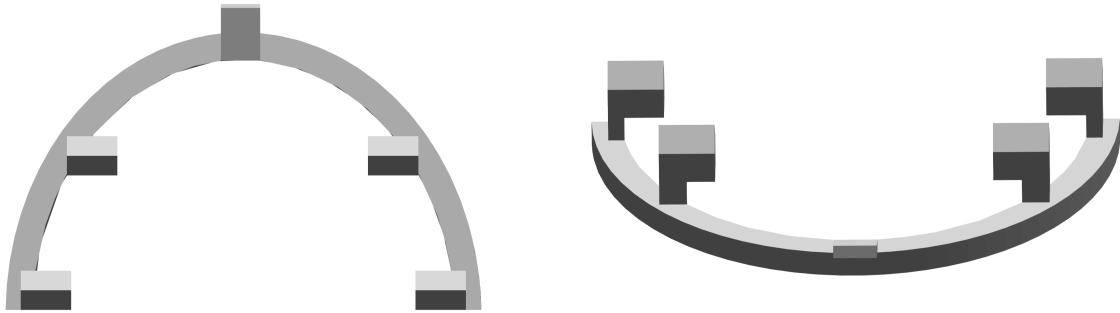
#### 3.3 Mastermodell und Referenzstruktur

Für die vorliegenden Versuche wurde ein 3D-gedrucktes, vollbezahntes Oberkiefermodell von 18–28 genutzt (Dental Model Resin; Form 2; Formlabs; Bosten, USA) (Abbildung 7). Das Modell wurde mit einer Schichtdicke von 25 µm gedruckt.

Um auf der organisch geformten Oberfläche des Zahnbogens geometrische Messpunkte zu konstruieren, wurde eine Referenzstruktur mit der Software Fusion 360 (Autodesk; San Rafael, Kalifornien, USA) digital konstruiert und aus einer Cobalt-Chrom-Legierung (Zenotec NP, Zenotec select hybrid, Wieland Dental; Pforzheim, Deutschland) gefräst (Abbildung 8). Diese wurde über Pattern-Resin-Kunststoff (Pattern Resin LS, GC; Tokyo, Japan) am äußeren Zahnbogen permanent befestigt. Durch die Materialwahl handelt es sich bei der Referenzstruktur um ein verwindungs- sowie dimensionstabiles Objekt. Die Oberfläche des Metallgerüsts wurde mittels Airbrushtechnik in einem grauen Farbton benebelt, um Reflektionen zu minimieren.

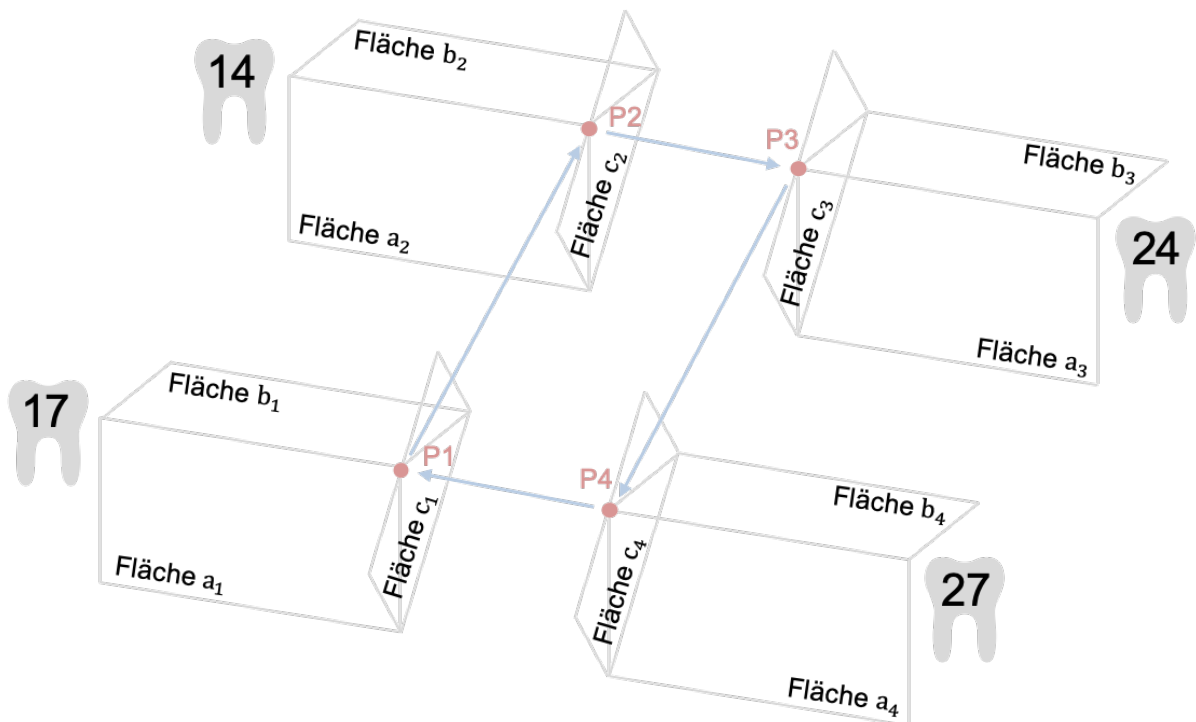


**Abbildung 1037:** Mastermodell mit Referenzstruktur.



**Abbildung 1038:** Schematische Darstellung der Referenzstruktur. Aufsicht (links) und Ansicht (rechts).

Das Metallgerüst besteht aus vier geometrisch gleichen Figuren, welche jeweils im Bereich der bukkalen Zahnflächen von 17, 14, 24 und 27 anliegen. Sie entsprechen dabei der transversalen Weite im intermolaren bzw. -prämolaren Bereich. Entscheidend bei diesen Figuren sind die Schnittpunkte P1–P4, die sich jeweils aus den drei Flächen a, b und c ergeben (Abbildung 9). Die Flächen a und b stehen in einem  $45^\circ$  Winkel zueinander, Fläche c trifft auf a und b im  $90^\circ$  Winkel. Die daraus entstehenden Referenzpunkte P1–P4 dienen in der Auswertung als Vergleichswerte.



**Abbildung 1039:** Schematische Darstellung der Referenzstruktur mit den Flächen a-c und den jeweiligen Schnittpunkt P1–P4.

### **3.4 Scandurchführung**

Alle Versuche wurden in einem Zeitraum von ca. 12 Wochen durchgeführt, um einen gleichen Stand der Technik zu gewährleisten.

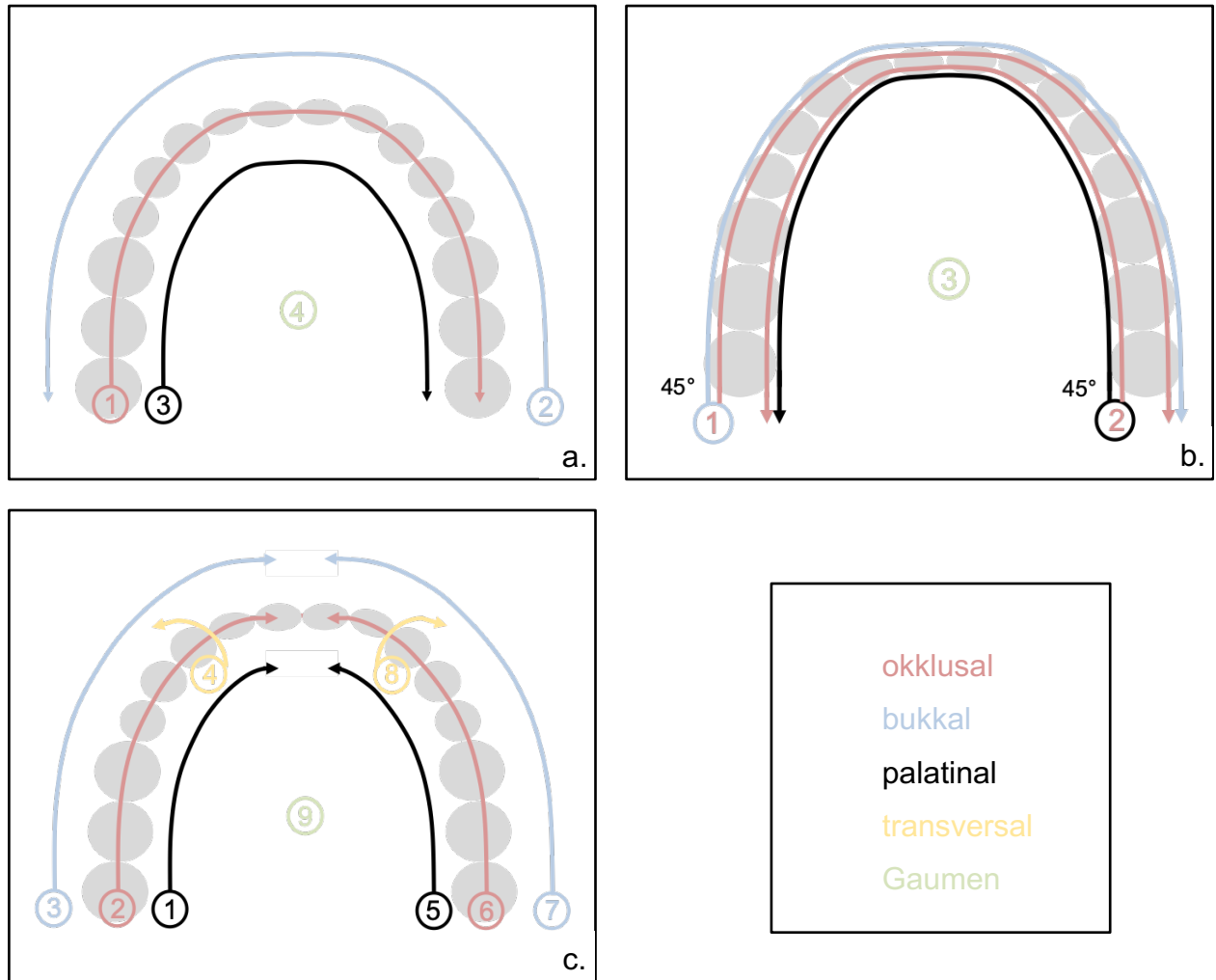
#### 3.4.1 Scanstrategie

Alle Scans erfolgten entsprechend der von den jeweiligen Herstellern empfohlenen Scanpfade.

Die Scanner TRI, CS, EME und AAD verfahren nach dem gleichen Scanprozess (Abbildung 10a). Zunächst erfolgt die Aufnahme der Okklusalflächen im Uhrzeigersinn beginnend bei Zahn 18. Fortlaufend werden ausgehend von 28 die Bukkalflächen entgegen des Uhrzeigersinns gescannt, bevor final der Rückweg über die Palatinalflächen führt. Abschließend findet die Aufnahme des Gaumens statt.

Leicht abweichend davon arbeitet der vom Hersteller präferierte Scanpfad des ITE (Abbildung 10b). Der Startpunkt für den Scan liegt auch hier distal im 1. Quadranten. Der Scankopf wird in einem 45° Winkel leicht schwenkend zuerst bukkio-okklusal im Uhrzeigersinn entlang des Zahnbogens geführt. Entgegen dem Uhrzeigersinn wird dann der palato-okklusale Anteil der Zähne von 28 bis 18 gescannt, final dann der Gaumen.

OC arbeitet als einziges der sechs Systeme nach einer sogenannten Guided-Scanning-Strategie. Dabei wird der Operateur entsprechend eines festgelegten Pfads durch den gesamten Scanprozess geführt (Abbildung 10c). Start- und Stopp-Positionen sowie Pfeile markieren den Scanverlauf. Beginnend mit dem 3. Molaren wird zunächst die Palatinalfläche des 1. Quadranten bis einschließlich Zahn 11 gescannt. Nach einem Scanstopp erfolgt die Aufnahme der Okklusal- und daraufhin der Bukkalfläche des 1. Quadranten. Abschließend wird die transversale Relation festgelegt. Dafür wird Zahn 13 einmal von palatinal, über inzisal nach vestibulär gescannt. Der Scanprozess wiederholt sich im 2. Quadranten, wobei beide Datensätze durch Überschneidungen im Frontzahnbereich zusammengefügt werden. Die Aufnahme des Gaumens wird auch hier zum Schluss durchgeführt.



**Abbildung 1040:** Scanpfade.  
a. TRI, CS, EME, AAD; b. ITE; c. OC.

### 3.4.2 Vorgehen

Alle Digitalisierungsgeräte wurden vor ihrer Nutzung kalibriert. Für jeden Scanner erfolgten nach der Einweisung je zehn Übungsscans, welche nicht in die verwendeten Datensätze mit einbezogen wurden. Anschließend wurden  $n = 17$  Scans pro Lichteinstellung für jeden intraoralen Scanner durchgeführt. Bei vier verschiedenen Belichtungsstärken entspricht dies einer Scanzahl von  $n = 68$  pro Scanner und  $n = 408$  insgesamt.

Zudem wurden vor und nach jedem Scan Temperatur, Belichtungsstärke sowie Farbtemperatur überprüft und bei jedem Versuch die aktive Scanzeit gemessen.



Für die vorliegende Arbeit wurden die Scans der Lichtgruppen 100 lx, 1.000 lx und 5.000 lx durch Operator A (H.K.) aufgenommen. Die Scans bei 500 lx wurden von Operator B (L.T.) durchgeführt.

#### **3.5 Vermessung und Prüfverfahren**

##### 3.5.1 Vermessung des Goldstandards

Um einen Goldstandard zu definieren wurde das Mastermodell vorerst mittels eines Koordinatenmessgerätes (KMG) (Zeiss O-Inspect 422, Zeiss; Oberkochen, Deutschland) und der Bedienungssoftware Calypso 5.4.20 in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer-Institut IPK, Schwerpunkt Mikromesstechnik in Berlin vermessen. Es wurde die Lage der Flächen a–c für alle vier Referenzkörper im Koordinatensystem bestimmt und die jeweiligen Schnittpunkte A–D ermittelt. Die Messunsicherheit ( $MPE_{\epsilon}$ ) des KMG Calypso 5.4.20 beträgt  $1,9 \mu\text{m} + L/250$  (ISO 10360) (40). Das entspricht bezogen auf die längste Messstrecke (P1 – P4) einer maximalen Unsicherheit von  $2,14 \mu\text{m}$ .

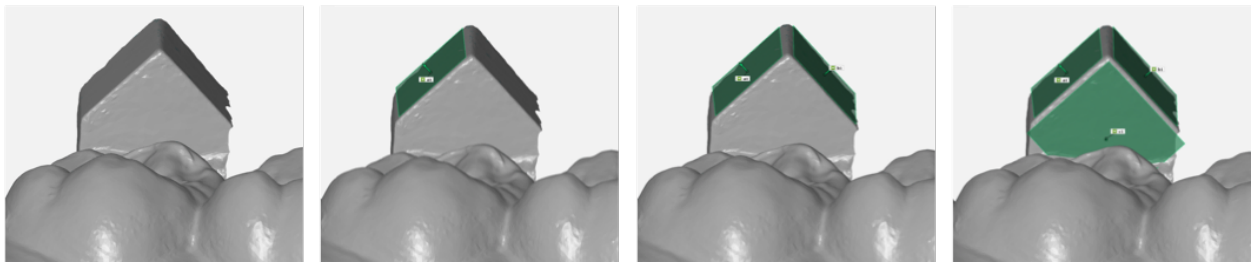
##### 3.5.2 Vermessung der Scans

Zur Vermessung aller insgesamt 408 gewonnenen STL-Dateien der Scans wurde die Software Geomagic Control X (Version 2018 1.1, 3D Systems; Rock Hill, USA,) genutzt.

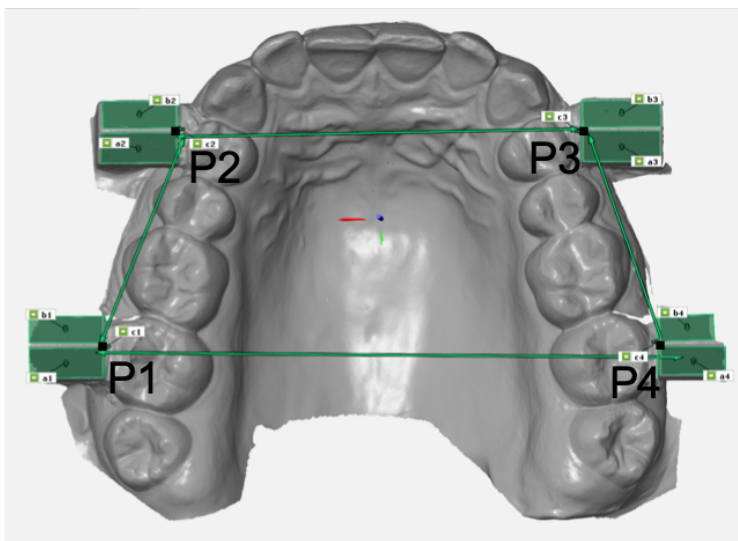
Entsprechend der Vermessung mittels KMG wurde die STL-Datei des Goldstandards in die Software importiert und im Koordinatenkreuz ausgerichtet. Es folgte der Import des jeweils zu vermessenden Scan-Datensatzes. Dieser wurde über die Option „Grundausrichtung“ an das Koordinatensystem des Goldstandards angepasst. Über die „Best Fit“-Einstellung wurde der Bereich des 1. Quadranten zusätzlich mit dem Goldstandard gematcht. Somit wurden alle Scans in einem einheitlichen Koordinatensystem ausgerichtet.

Zur Konstruktion der 3-Ebenen-Schnittpunkte wurden beginnend in Regio 17 nacheinander die drei Flächen ( $a^1$ ,  $b^1$ ,  $c^1$ ) der jeweiligen Standardgeometrie extrahiert (Abbildung 10). Zur Markierung dieser wurde der Konstruktionsalgorithmus „Bei Kontakt“ mit Ausreißerschwelle „1 Sigma“ gewählt. Angelehnt an die Studie von Güth et al. wurde dieser Modus gewählt, um sicherzustellen, dass die virtuell konstruierten Flächen nur die äußeren Punkte der Oberfläche des Datensatzes tangieren und sie nicht penetrie-

ren und, um zu verhindern, dass Ausreißer und Artefakte die Ebenen verzerren (17, 41). Sichtbare Erhebungen und Scanungenauigkeiten im Bereich der Ebenen wurden ausgelassen. Es folgten die Markierungen der Ebenen der Geometrien an 14, 24 und 27 nach gleichem Verfahren (Abbildung 11). Anschließend wurden die Koordinaten der vier Schnittpunkte P1–P4 durch die Software errechnet. Mit Hilfe dieser Vektoren können Punkt-zu-Punkt-Messungen, Abweichungen in allen drei Raumebenen und auch Winkelabweichungen nachvollzogen werden.



**Abbildung 10:** Konstruktion von Schnittpunkten anhand von je drei Ebenen ( $a^1$ ,  $b^1$ ,  $c^1$ ).



**Abbildung 11:** Punkt-zu-Punkt-Messungen zwischen den Schnittpunkten ermöglichen die Längenbestimmung von vier Strecken: posteriore Zahnbogenbreite ( $\overline{P1 P4}$ ), anteriore Zahnbogenbreite ( $\overline{P2 P3}$ ), Abstand 17 – 14 ( $\overline{P1 P2}$ ), Abstand 24 – 27 ( $\overline{P3 P4}$ ).

In der vorliegenden Arbeit wurden vier Strecken zwischen vier Punkten vermessen:

- $\overline{P1 P4}$  = posteriore Zahnbogenbreite zwischen 17 – 27 (PZB)
- $\overline{P2 P3}$  = anteriore Zahnbogenbreite zwischen 14 – 24 (AZB)
- $\overline{P1 P2}$  = Abstand 17 – 14 (1.QU)
- $\overline{P3 P4}$  = Abstand 24 – 27 (2.QU.)

Am Beispiel der posterioren Zahnbogenbreite wurden dafür die Koordinaten der Punkte P1 und P4 in eine zuvor entworfene Excel Tabelle (Microsoft, 16.25) importiert, um mittels Euklidischer Formel die Streckenlänge zu bestimmen (Formel 2)

**Formel 2:** Berechnung der Streckenlänge (L) mit den Koordinaten x, y, z der Punkte P1 und P4.

$$L = \sqrt{(x_{P1} - x_{P4})^2 + (y_{P1} - y_{P4})^2 + (z_{P1} - z_{P4})^2}$$

Die Differenz der errechneten Streckenlänge L zum Referenzwert R wurde mit untenstehender Formel (Formel 2) bestimmt.

**Formel 3:** Differenzberechnung.

$$\Delta L = L - R$$

Gemäß ISO Norm 5725-1 wird die Genauigkeit durch die Begriffe Richtigkeit und Präzision definiert. Richtigkeit beschreibt die Abweichung der Messwerte von den Goldstandardwerten. Die Präzision bezieht sich auf die Abweichung mehrerer Werte voneinander innerhalb einer Testgruppe.

#### 3.5.3 Überprüfung der Reproduzierbarkeit

Vor der Vermessung der eigentlichen Datensätze der Studie wurde die oben beschriebene Messmethodik an einer einzigen STL-Datei zehn Mal angewendet, um deren Reproduzierbarkeit zu testen. Für die Vermessung von Distanzen zwischen zwei Punkten mittels Geomagic Control X zeigte sich ein maximaler zufälliger Messfehler von  $\pm 8 \mu\text{m}$  (PZB).

#### 3.5.4 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung erfolgte auf Basis der Differenz zwischen Referenzwert und Messwert. Die Messung von 10 Pilotskans ergab Abweichungen von  $16 \pm 20 \mu\text{m}$  (P1–P2). Die Stichprobengrößenschätzung ergab  $n = 17$ , um Unterschiede der Mittelwerte von  $20 \mu\text{m}$  mit einer Power von 0,8 und  $\alpha < 0,05$  als signifikant zu zeigen (Effektgröße  $d = 1,00$ ). Für jeden IOS wurden die vier Beleuchtungsstärken miteinander verglichen. Neben der deskriptiven Statistik wurden Varianzhomogenitätstests nach Levene zum Vergleich der Präzision und Anova-Tests mit post-hoc Tukey-HSD-Tests zur Überprüfung der Richtigkeit durchgeführt. Bei gegebener Varianzinhomogenität wurden post-hoc Games-Howell Tests angewandt. Das Signifikanzniveau betrug  $\alpha = 0,05$ . Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS statistics 22.0 (SPSS inc., Chicago, USA) mit Unterstützung durch das Institut für Biometrie und Klinische Epidemiologie der Charité Berlin.

## **4. Ergebnisse**

### **4.1 Goldstandard**

Die Vermessung des Mastermodells mit dem KMG ergab für die einzelnen Strecken folgende Masterwerte:

- PZB = 61.342  $\mu\text{m}$
- AZB = 44.727  $\mu\text{m}$
- 1.QU = 25.388  $\mu\text{m}$
- 2.QU = 25.436  $\mu\text{m}$

### **4.2 Interoperatorreproduzierbarkeit**

Zur Bestimmung der Interoperatorreproduzierbarkeit wurden zehn Scans mit dem TRI Scanner von Operator A bei 500 lx durchgeführt. Die mittlere Abweichung nach Vermessung der Scans variierte zwischen beiden Operatoren um 6  $\mu\text{m}$ .

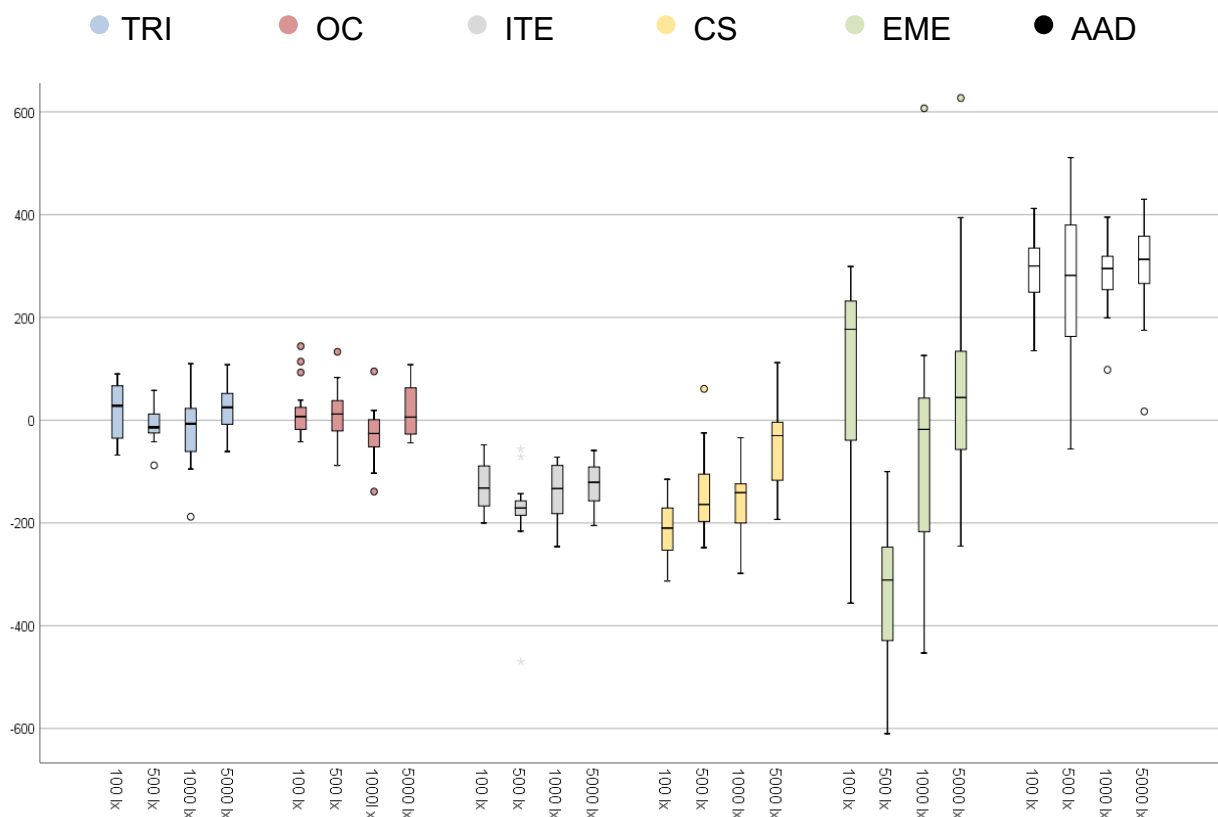
### 4.3 Deskriptive Statistik

Die deskriptive Statistik ist in Tabelle 4 dargestellt.

**Tabelle 4:** Deskriptive Statistik: Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) in  $\mu\text{m}$ . Gruppen mit gleicher Superskription unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander ( $p > 0,05$ ). Dabei wird pro Strecke nur ein Scanner als Gruppe betrachtet.

		PZB		AZB		1.QU		2.QU	
Gerät	Beleuchtungsstärke	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
TRI	100 lx	20 <sup>A</sup>	54	-88 <sup>A</sup>	41	12 <sup>A</sup>	14	-5 <sup>A</sup>	13
	500 lx	-6 <sup>A</sup>	36	-145 <sup>B</sup>	25	12 <sup>A</sup>	12	-8 <sup>A</sup>	13
	1.000 lx	-19 <sup>A</sup>	66	-117 <sup>AB</sup>	33	20 <sup>A</sup>	15	2 <sup>A</sup>	13
	5.000 lx	22 <sup>A</sup>	51	-94 <sup>A</sup>	29	15 <sup>A</sup>	14	1 <sup>A</sup>	18
OC	100 lx	19 <sup>A</sup>	52	-63 <sup>A</sup>	17	4 <sup>A</sup>	12	41 <sup>A</sup>	13
	500 lx	10 <sup>AB</sup>	57	-55 <sup>A</sup>	28	9 <sup>A</sup>	10	47 <sup>A</sup>	15
	1.000 lx	-29 <sup>B</sup>	55	-65 <sup>A</sup>	24	11 <sup>A</sup>	12	44 <sup>A</sup>	16
	5.000 lx	13 <sup>AB</sup>	47	-59 <sup>A</sup>	23	-12 <sup>B</sup>	9	45 <sup>A</sup>	10
ITE	100 lx	-122 <sup>A</sup>	47	-144 <sup>A</sup>	26	-15 <sup>A</sup>	16	13 <sup>A</sup>	13
	500 lx	-180 <sup>B</sup>	86	-173 <sup>B</sup>	28	-10 <sup>A</sup>	9	17 <sup>A</sup>	24
	1.000 lx	-139 <sup>AB</sup>	58	-128 <sup>A</sup>	24	-13 <sup>A</sup>	14	24 <sup>A</sup>	9
	5.000 lx	-130 <sup>AB</sup>	44	-138 <sup>A</sup>	28	-16 <sup>A</sup>	13	17 <sup>A</sup>	15
CS	100 lx	-211 <sup>A</sup>	53	-166 <sup>A</sup>	59	-8 <sup>A</sup>	33	25 <sup>A</sup>	42
	500 lx	-142 <sup>B</sup>	86	-145 <sup>A</sup>	50	19 <sup>A</sup>	30	37 <sup>A</sup>	36
	1.000 lx	-154 <sup>AB</sup>	67	-147 <sup>A</sup>	45	-8 <sup>A</sup>	24	12 <sup>A</sup>	29
	5.000 lx	-54 <sup>C</sup>	77	-99 <sup>B</sup>	46	-6 <sup>A</sup>	30	30 <sup>A</sup>	22
EME	100 lx	88 <sup>A</sup>	193	342 <sup>A</sup>	104	355 <sup>AC</sup>	42	409 <sup>A</sup>	26
	500 lx	-342 <sup>B</sup>	144	-94 <sup>B</sup>	112	248 <sup>B</sup>	88	314 <sup>B</sup>	86
	1.000 lx	-22 <sup>A</sup>	324	208 <sup>C</sup>	117	386 <sup>A</sup>	44	408 <sup>A</sup>	42
	5.000 lx	65 <sup>A</sup>	224	253 <sup>AC</sup>	124	321 <sup>C</sup>	57	431 <sup>A</sup>	48
AAD	100 lx	289 <sup>A</sup>	70	105 <sup>A</sup>	38	98 <sup>A</sup>	18	139 <sup>A</sup>	39
	500 lx	272 <sup>A</sup>	155	129 <sup>AB</sup>	64	98 <sup>AB</sup>	38	157 <sup>A</sup>	20
	1.000 lx	282 <sup>A</sup>	70	112 <sup>A</sup>	25	96 <sup>A</sup>	22	150 <sup>A</sup>	35
	5.000 lx	295 <sup>A</sup>	94	144 <sup>B</sup>	35	119 <sup>B</sup>	16	147 <sup>A</sup>	29

## 4.4 Ergebnisse: Posteriore Zahnbogenbreite



**Abbildung 12:** Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) der posterioren Zahnbogenbreite (PZB) als Boxplot dargestellt.

Die Strecke der PZB ergab in Abhängigkeit von der Umgebungsbeleuchtung und des jeweiligen Scanners ein heterogenes Ergebnisbild (Abbildung 12).

Bezogen auf die Beleuchtungsstärke wies TRI sowohl in Präzision ( $p = ,189$ ) als auch Richtigkeit ( $p = ,063$ ) keine statistisch signifikanten Abweichungen auf. Die höchste Präzision und Richtigkeit erreichte TRI bei 500 lx. (MW  $-6 \pm 36 \mu\text{m}$ ).

Die Scanner OC und ITE wiesen hinsichtlich der Umgebungsbeleuchtungen ebenfalls keine statistisch signifikanten Abweichungen der Präzision auf (OC:  $p = ,946$ ; ITE:  $p = ,809$ ). Die Richtigkeit wurde bei beiden Scannern signifikant beeinflusst (OC:  $p = ,039$ ; IT:  $p = ,038$ ). Die Abweichungen zwischen den einzelnen Lichteinstellungen variierten bei OC um maximal  $48 \mu\text{m}$  und bei ITE um bis zu  $58 \mu\text{m}$ . Eine Aussage über die Lichteinstellung mit der höchsten Richtigkeit konnte bei beiden Scannern nicht getroffen werden, die deskriptive Statistik war hier zu heterogen. Hinsichtlich ihrer Abweichungen vom Goldstandard unterschieden sich beide IOS voneinander. Die mittlere Abweichung

der OC lag zwischen  $10 \pm 57 \mu\text{m}$  bei 500 lx und  $-29 \pm 55 \mu\text{m}$  bei 1.000 lx, die des ITE zwischen  $-122 \pm 47 \mu\text{m}$  bei 100 lx und  $-180 \pm 86 \mu\text{m}$  bei 500 lx.

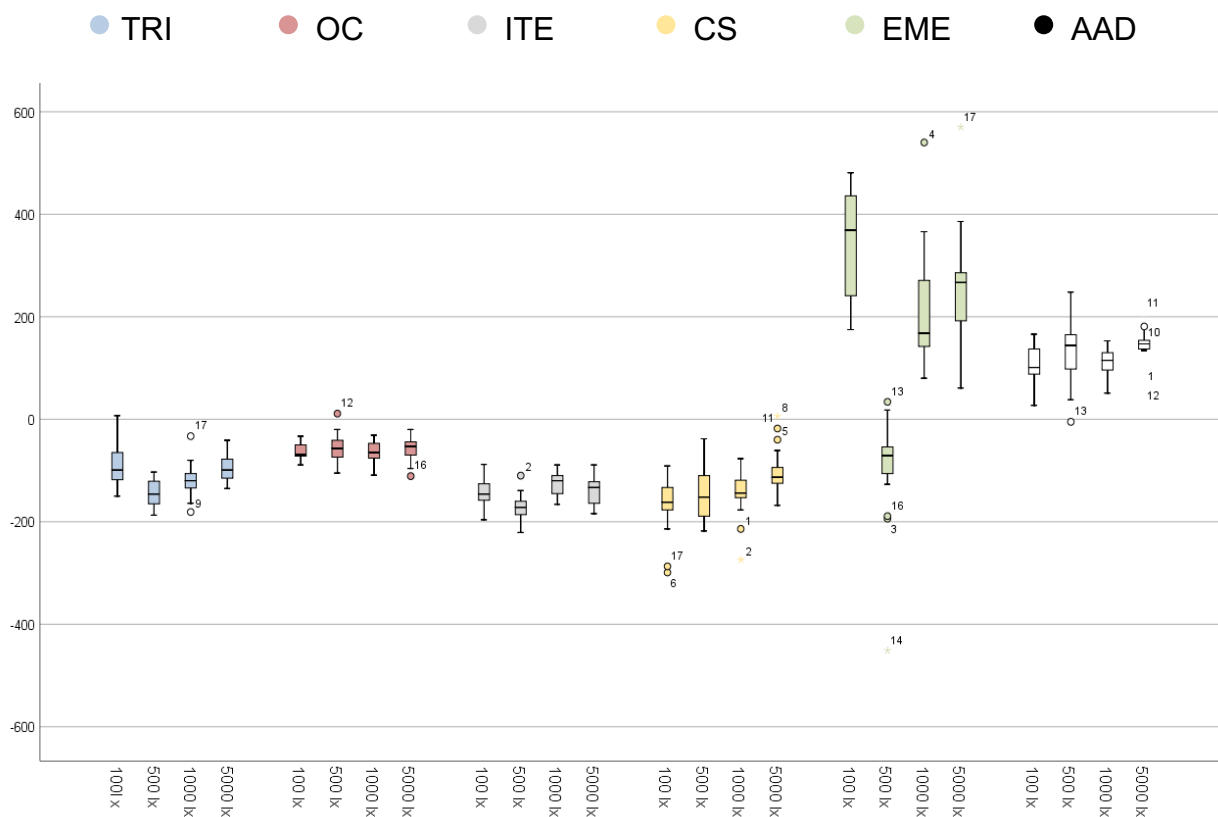
Auch die Präzision des CS wies zwischen den einzelnen Lichteinstellungen keine statistisch signifikanten Abweichungen auf ( $p = ,325$ ), während bei dem Vergleich der Richtigkeit signifikante Unterschiede auftraten ( $p < ,001$ ). Die höchste Richtigkeit zeigte der Scanner bei 5.000 lx. Es konnte eine kontinuierliche Steigerung der Richtigkeit bei zunehmender Beleuchtungsstärke festgestellt werden. Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard verringerte sich von  $-211 \pm 53 \mu\text{m}$  bei 100 lx auf  $-50 \pm 80 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx.

Hinsichtlich der PZB zeigte der Scanner EME keine statistisch signifikanten Unterschiede in Präzision ( $p = ,352$ ), jedoch signifikante Unterschiede in der Richtigkeit ( $p < ,001$ ), wobei diese Unterschiede zwischen der 500 lx Lichteinstellung und den übrigen Beleuchtungsstärken lag. Die höchste Richtigkeit wies der Scanner bei 1.000 lx auf ( $-22 \pm 324 \mu\text{m}$ ).

Der AAD Scanner zeigte eine signifikante Veränderung der Präzision ( $p = ,006$ ) während sich in der Richtigkeit keine signifikanten Unterschiede erkennen ließen ( $p = ,925$ ). Die Abweichungen vom Goldstandard mit mittelwertig  $272 \pm 155 \mu\text{m}$  bei 500 lx bis  $295 \pm 94 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx waren hoch.



## 4.5 Ergebnisse: Anteriore Zahnbogenbreite



**Abbildung 13:** Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) der anterioren Zahnbogenbreite (AZB) als Boxplot dargestellt.

Die Ergebnisse zur Strecke AZB sind als Boxplot visualisiert in Abbildung 13 dargestellt. Hinsichtlich der Umgebungsbeleuchtung zeigten sich bei TRI keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Präzision ( $p = ,328$ ), jedoch signifikante Abweichungen der Richtigkeit ( $p < ,001$ ). Die Abweichungen zwischen den einzelnen Lichteinstellungen variierten um maximal  $57\mu\text{m}$ . Die mittlere Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $-88 \pm 41 \mu\text{m}$  bei 100 lx und  $-145 \pm 25 \mu\text{m}$  bei 500 lx.

Die OC zeigte bezüglich der Beleuchtungsstärke weder in Präzision ( $p = ,522$ ) noch in Richtigkeit ( $p = ,664$ ) statistisch signifikante Unterschiede. In Abhängigkeit von der Umgebungsbeleuchtung variierte die Genauigkeit dieses Scanners in der AZB demnach nicht. Die mittlere Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $-55 \pm 28 \mu\text{m}$  bei 500 lx und  $-65 \pm 24 \mu\text{m}$  bei 1.000 lx.

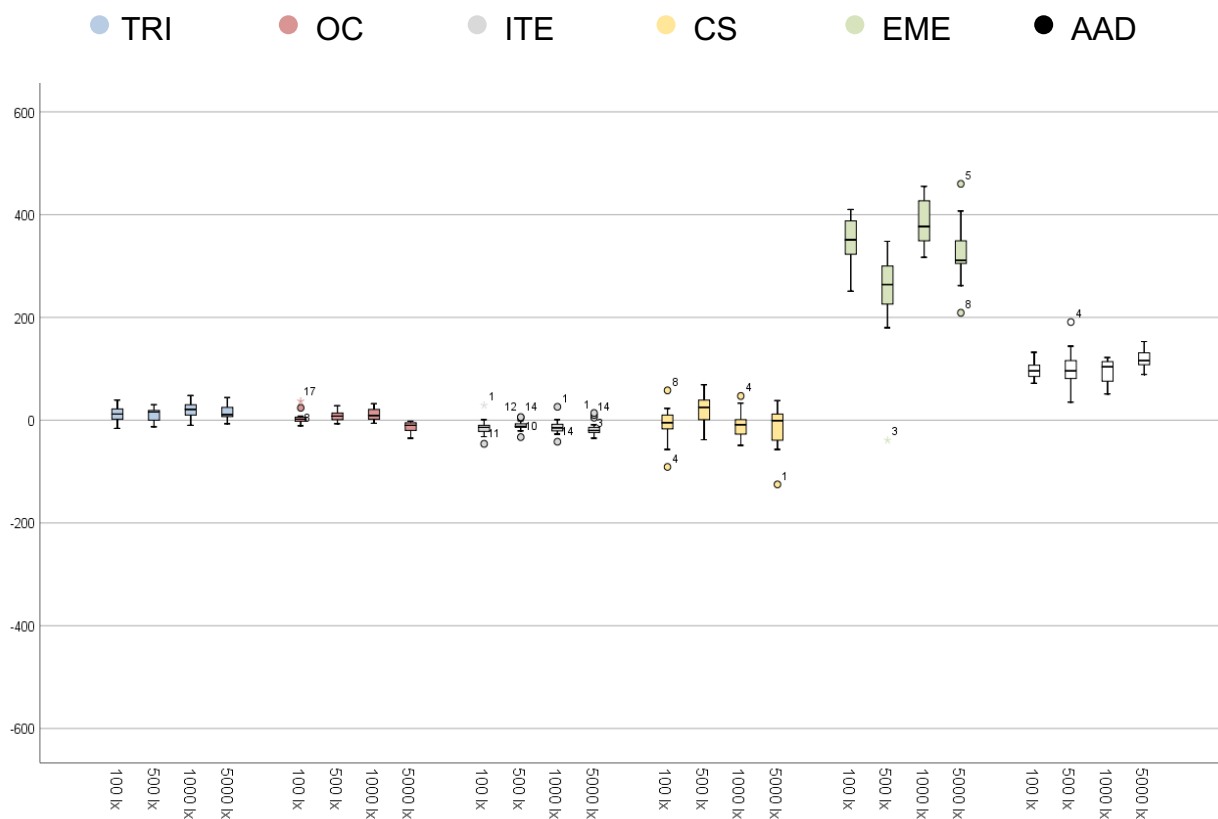
Wie bei TRI zeigten sich beim ITE Scanner keine statistisch signifikanten Unterschiede der Präzision ( $p = ,951$ ), jedoch in der Richtigkeit ( $p < ,001$ ). Auch hier änderten sich die Abweichungen durch Veränderung der Lichteinstellung um maximal  $45 \mu\text{m}$ . Die vergleichsweise höchste Richtigkeit sowie Präzision wies ITE bei  $1.000 \text{ lx}$  ( $-128 \pm 24 \mu\text{m}$ ) auf.

Auch CS wies hinsichtlich der Beleuchtungsstärke keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Präzision ( $p = ,648$ ), jedoch signifikante Unterschiede der Richtigkeit ( $p = ,002$ ) auf. Vergleichbar mit der PZB konnte eine kontinuierliche Verbesserung der Richtigkeit bei steigender Beleuchtungsstärke festgestellt werden. Die höchste Richtigkeit erreichte der Scanner bei  $5.000 \text{ lx}$ . Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard konnte so von  $-166 \pm 59 \mu\text{m}$  ( $100 \text{ lx}$ ) auf  $-99 \pm 46 \mu\text{m}$  ( $5.000 \text{ lx}$ ) verringert werden.

Bezüglich der Lichteinstellung zeigten sich beim EME Scanner keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Präzision ( $p = ,852$ ), jedoch signifikante Abweichungen der Richtigkeit ( $p < ,001$ ). Die signifikanten Unterschiede zeigten sich zwischen den  $500 \text{ lx}$  – Scans und den drei übrigen Gruppen. Bei  $500 \text{ lx}$  erreichte der Scanner die höchste Richtigkeit ( $-94 \pm 112 \mu\text{m}$ ). Wie auch bei der PZB variierten Richtigkeit und Präzision stark vom Goldstandard, mit einer maximalen Differenz von  $342 \pm 104 \mu\text{m}$  bei  $100 \text{ lx}$ .

Variierende Beleuchtungsverhältnisse führten bei AAD sowohl zu statistisch signifikanten Unterschieden in Präzision ( $p = ,004$ ) als auch in Richtigkeit ( $p = ,045$ ). Die Unterschiede zwischen den Lichtgruppen lagen bei maximal  $39 \mu\text{m}$ , die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard reichte von  $105 \pm 38 \mu\text{m}$  bei  $100 \text{ lx}$  bis  $144 \pm 35 \mu\text{m}$  bei  $5.000 \text{ lx}$ .

## 4.6 Ergebnisse: 1. Quadrant



**Abbildung 14:** Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) des 1. Quadranten (1. QU) als Boxplot dargestellt.

Die Ergebnisse zur Strecke 1. QU sind als Boxplot visualisiert in Abbildung 14 dargestellt.

Durch veränderte Beleuchtungsstärke konnten bei TRI erneut sowohl in Präzision ( $p = ,834$ ) als auch in Richtigkeit ( $p = ,308$ ) keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $12 \pm 12 \mu\text{m}$  bei 500 lx und  $20 \pm 15 \mu\text{m}$  bei 1.000 lx. Es zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Umgebungsbeleuchtung auf die Genauigkeit des Scanners.

Die OC zeigte ebenfalls keine statistisch signifikanten Abweichungen der Präzision ( $p = ,543$ ) während bei Betrachtung der Richtigkeit signifikante Abweichungen erkennbar waren ( $p < ,001$ ). Die Unterschiede zwischen den Lichteinstellungen lagen bei maximal  $23 \mu\text{m}$ . Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $4 \pm 12 \mu\text{m}$  bei 100 lx und  $-12 \pm 9 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx.

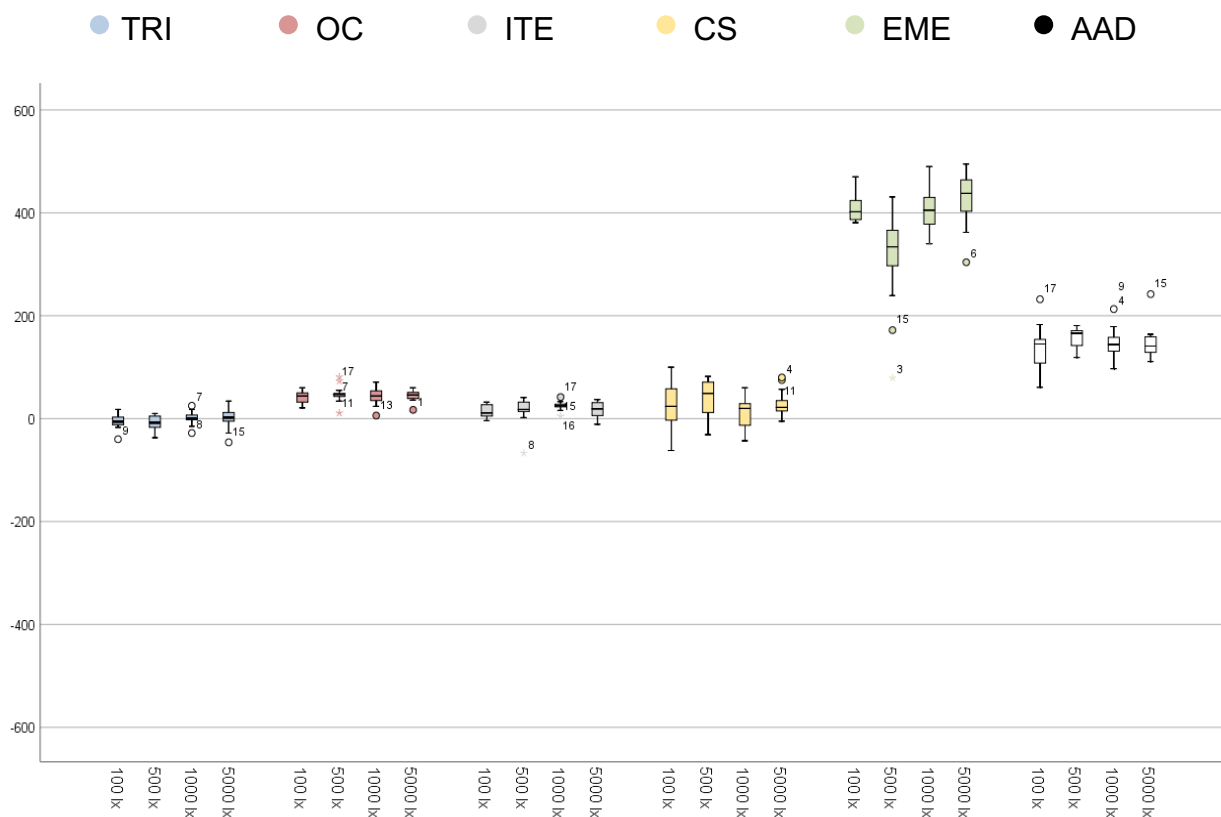
Ähnlich wie TRI ließen sich bezüglich der Umgebungsbeleuchtung auch bei ITE keine statistisch signifikanten Unterschiede in Präzision ( $p = ,54$ ) und Richtigkeit ( $p = ,624$ ) erkennen. Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard reichte von  $-10 \pm 9 \mu\text{m}$  bei 500 lx bis  $-16 \pm 14 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx. Es ließ sich demnach kein Einfluss der Umgebungsbeleuchtung auf die Genauigkeit des Scanners nachweisen.

Bei dem CS Scanner stellten sich bei Betrachtung des Lichteinflusses keine statistisch signifikanten Unterschiede der Präzision dar ( $p = ,746$ ), während signifikante Abweichungen in der Richtigkeit ( $p = ,019$ ) vorlagen. Die mittlere Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $-6 \pm 30 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx und  $19 \pm 30 \mu\text{m}$  bei 500 lx. Die höchste Richtigkeit zeigte sich demnach abermals bei besonders heller Umgebungsbeleuchtung.

Der Scanner EME zeigte wie auch bei den zwei anderen Strecken PZB und AZB keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Präzision ( $p = ,443$ ), jedoch signifikante Abweichungen der Richtigkeit ( $p < ,001$ ). Wiederum lagen diese signifikanten Abweichungen zwischen den 500 lx - Scans und den drei anderen Lichtgruppen. Die höchste Richtigkeit erreichte der Scanner wieder bei 500 lx ( $248 \pm 88 \mu\text{m}$ ).

Bezüglich der Umgebungsbeleuchtung ließen sich beim AAD statistisch signifikante Unterschiede in Präzision ( $p = ,029$ ) und Richtigkeit ( $p = ,032$ ) erkennen. Zwischen den Lichtgruppen lagen maximale Differenzen von  $23 \mu\text{m}$ , die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard reichte von  $96 \pm 22 \mu\text{m}$  bei 1.000 lx bis  $119 \pm 16 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx.

## 4.7 Ergebnisse: 2. Quadrant



**Abbildung 15:** Abweichungen (in  $\mu\text{m}$ ) des 2. Quadranten (2. QU) als Boxplot dargestellt.

Die Ergebnisse zur Strecke 2. QU sind als Boxplot visualisiert in Abbildung 15 dargestellt.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse des 2. Quadranten, ließen sich vergleichbare Ergebnisse zu den Werten des 1. Quadranten finden.

Eine sich dazu kaum veränderte Statistik ließ sich beim TRI Scanner erkennen. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede in Präzision ( $p = ,746$ ) und Richtigkeit ( $p = ,141$ ) bezüglich der Beleuchtungsstärke festgestellt werden. Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $1 \pm 18 \mu\text{m}$  bei 5.000 lx und  $-8 \pm 13 \mu\text{m}$  bei 500 lx. Es zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Umgebungsbeleuchtung auf die Genauigkeit des Scanners.

Die OC wies ebenfalls keine statistisch signifikanten Abweichungen in Präzision ( $p = ,481$ ) und Richtigkeit ( $p = ,531$ ) auf. Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $41 \pm 13 \mu\text{m}$  bei 100 lx und  $47 \pm 15 \mu\text{m}$  bei 500 lx.

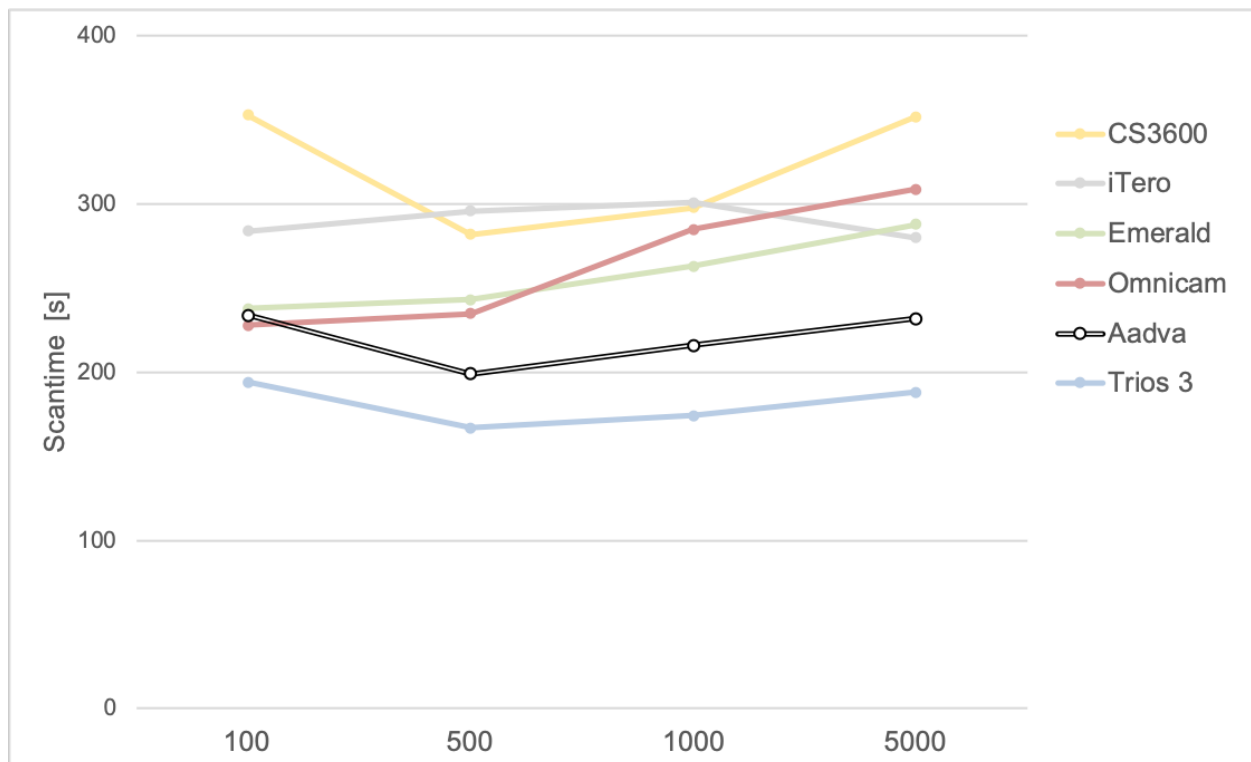
Vergleichbare Ergebnisse zeigte ITE. Sowohl Präzision ( $p = ,174$ ) als auch Richtigkeit ( $p = ,254$ ) wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf. Die mittelwertige Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $13 \pm 13 \mu\text{m}$  bei 100 lx und  $24 \pm 9 \mu\text{m}$  bei 1.000 lx.

Bei dem CS konnte wie bei den Werten des 1. QU kein statistisch signifikanter Unterschied der Präzision ( $p = ,050$ ) und Richtigkeit ( $p = ,157$ ) ermittelt werden. Die mittlere Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $12 \pm 28 \mu\text{m}$  bei 1.000 lx und  $37 \pm 36 \mu\text{m}$  bei 500 lx.

Die mittelwertigen Abweichungen zwischen den einzelnen Lichteinstellungen lagen bei allen vier Scannern unter  $50 \mu\text{m}$ . Währenddessen waren beim EME Scanner abweichende Ergebnisse zu erkennen. Es lagen statistisch signifikante Abweichungen in Präzision ( $p = ,013$ ) und Richtigkeit ( $p < ,001$ ) vor. Analog zu den drei anderen Strecken PZB, AZB und 1. QU waren Abweichungen zwischen der 500 lx - Lichteinstellung und den drei übrigen vorzufinden. Die höchste Richtigkeit erreichte der Scanner abermals bei 500 lx ( $314 \pm 86 \mu\text{m}$ ).

Wie bei allen drei Strecken zuvor blieb der AAD auch bei der Strecke des 2. Quadranten ohne Einfluss der Umgebungsbeleuchtung auf seine Genauigkeit. Sowohl Präzision ( $p = ,311$ ) als auch Richtigkeit ( $p = ,425$ ) zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die mittlere Abweichung vom Goldstandard lag zwischen  $139 \pm 39 \mu\text{m}$  bei 100 lx und  $157 \pm 20 \mu\text{m}$  bei 500 lx.

#### 4.8 Ergebnisse Scanzeit



**Abbildung 16:** Abhängigkeit der Scanzeit von der Beleuchtungsstärke.

In Abbildung 16 sind die Mittelwerte der Scanzeiten als Diagramm visualisiert dargestellt. Mit Ausnahme des ITE Scanners kann bei allen Scannern eine Verlängerung der Scanzeit bei hoher Beleuchtungsstärke festgestellt werden.

Die geringste Scanzeit benötigte TRI mit mittelwertig 167 s, CS mit mittelwertig 282 s sowie AAD mit mittelwertig 199 s bei 500 lx. Gegenüber 5.000 lx Umgebungsbeleuchtung steigerten sich die Scanzeiten gemessen an den jeweiligen Mittelwerten bei TRI um 13 %, bei CS um 25 % und beim AAD um 17 %.

OC und EME erreichten ihre geringsten Scanzeiten bei der dunkelsten Beleuchtungseinstellung von 100 lx. OC benötigte mittelwertig 228 s und war bei 5.000 lx durchschnittlich um 36 % verlangsamt. Beim EME Scanner konnten bei 100 lx mittelwertig 243 s Scanzeit gemessen werden. Es wurde 19 % mehr Scanzeit bei einer hellen Umgebung von 5.000 lx benötigt.

Im Gegensatz zu den anderen Scannern wurden bei ITE vergleichbare Scanzeiten bei 100 und 5.000 lx gemessen. Mit mittelwertig 284 s bei 100 lx und 280 s bei 5.000 lx er-

reichte er sowohl bei besonders dunkler als auch bei heller Umgebungsbeleuchtung die geringsten Scanzeiten.

Die insgesamt schnellsten Scans konnten in allen vier Beleuchtungsstärken mit dem TRI Scanner durchgeführt werden.

### **4.9 Zusammenfassung der Ergebnisse**

TRI zeigte bei veränderter Umgebungsbeleuchtung keinen signifikanten Einfluss auf die Präzision und nur eine vereinzelt signifikante Abweichung der Richtigkeit (AZB). Die geringsten Abweichungen und kürzesten Scanzeiten erzielte TRI bei 500 lx.

OC zeigte ebenfalls keine signifikante Veränderung der Präzision und nur vereinzelte signifikante Abweichungen der Richtigkeit (PZB, 1Q). Die geringsten Abweichungen und kürzesten Scanzeiten zeigte OC bei schwacher Beleuchtung von 100 lx und 500 lx.

ITE wies ebenfalls keine signifikante Änderung der Präzision auf. Bei Ganzkieferscans beeinflusst die Umgebungsbeleuchtung die Richtigkeit signifikant (PZB, AZB). Bei 100 lx zeigte ITE die geringsten Abweichungen und zweitschnellsten Scanzeiten.

CS zeigte eine kontinuierliche Verbesserung der Ergebnisse mit zunehmender Beleuchtungsstärke, die kürzesten Scanzeiten wurden dennoch bei 500 lx erzielt.

EME zeigte bei mäßiger Umgebungsbeleuchtung von 500 und 1.000 Lux die geringsten Abweichungen und eine kontinuierliche Verlängerung der Scanzeit bei zunehmender Beleuchtungsstärke.

AAD zeigte bei insgesamt hohen Abweichungen einen heterogenen Einfluss der Umgebungsbeleuchtung.



## **5. Diskussion**

### **5.1 Diskussion der Versuchsanordnung**

#### **5.1.1 Mastermodell**

Es sollten möglichst dimensionsstabile Materialien für den Messkörper verwendet werden, um reproduzierbare sowie vergleichbare Messwerte zu erhalten.

Gegenüber herkömmlichen Gipsmodellen besteht bei dem verwendeten 3-D-gedruckten Kunststoffmodell eine geringe Abrasionsgefahr. Aufgrund der Polymerisationsschrumpfung von Kunststoffen kann es jedoch auch nachträglich noch zu Dimensionsänderungen kommen (42, 43).

In vorangegangenen Arbeiten mit vergleichbarem Studiendesign wurden ähnliche Modelle aus Kunststoff (17, 38), Gips (37), Metall (44) oder Keramik (18) verwendet. Die Oberfläche von Gipsmodellen kann leicht beschädigt werden, weshalb sich diese nur eingeschränkt verwenden lassen. Aus Metall gefertigte Modelle sind sehr dimensions- und abrasionsstabil, lassen sich jedoch durch ihre reflektierende Oberfläche schwerer scannen. Einige Scanner (z.B. CS) erfassen die Metalloberfläche nur eingeschränkt (44). Die Verwendung von Keramikmodellen wird durch ihren Herstellungsprozess limitiert, da selten Keramikblanks mit entsprechender Schichtdicke und Größe im Bereich der Zahnmedizin verwendet werden. Bei allen in-vitro-Modellen sollte jedoch berücksichtigt werden, dass es sich nicht um natürlichen Zahnschmelz und Dentin handelt. Dies kann die Vergleichbarkeit zu in-vivo-Daten einschränken (31).

In dem verwendeten vollbezahnten Modell befanden sich keine Lücken, an denen der Scanpfad möglicherweise verloren gehen konnte.

#### **5.1.2 Referenzstruktur**

Entscheidend für die Reproduzierbarkeit der Messwerte dieser Studie ist jedoch das Material der Referenzstruktur, da über diese die Messpunkte konstruiert wurden. Aus diesem Grund wurde hierfür eine dimensions- und verwindungsstabile sowie abrasionsarme Metall-Legierung verwendet. Mittels Ultra Fine Nozzle Airbrush wurde durch Benebelung mit Pigmenten eine dünne Schicht auf die Oberfläche aufgetragen und

somit eine reflektionsarme Oberfläche erzeugt, die während aller Versuche gleichmäßig auf dem Metall haften blieb.

Der Zusammenschluss von Mastermodell und Referenzstruktur lässt ein vergleichsweise komplexes dreidimensionales Scanobjekt entstehen. Durch zusätzliche Unterschnitte, enge Bereiche und schwieriger einsehbare Flächen kann eine mögliche Verringerung der Scangenaugigkeit nicht ausgeschlossen werden.

### 5.1.3 Lichtbox

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine in-vitro-Studie. Zur Imitation unterschiedlicher Lichteinstellungen wurde eine Lichtbox verwendet. Das Licht traf somit möglichst gleichmäßig und mit konstanter Beleuchtungsstärke mittig auf das Scanobjekt. Zudem handelte es sich um eine einzige Lichtquelle, da Störlichter aus der unmittelbaren Umgebung durch Verdunkelung des Raumes ausgeschlossen wurden. Scansituationen in vivo stellen sich dagegen komplex dar. Intraoral trifft das Licht ungleichmäßig auf die Zahnbogenoberfläche, Im Frontzahnbereich findet sich zwangsläufig die höchste Beleuchtungsstärke, während in der Region der Molaren eine geringere Helligkeit vorliegt. Andere Lichtquellen können zudem aus unterschiedlichen Richtungen Einfluss auf die Umgebungsbeleuchtung haben. Ziel der Studie war es zunächst, idealisierte Grundbedingungen für die Aufnahme der Scans zu schaffen; eine veränderte intraorale Beleuchtungssituation könnte jedoch zu abweichenden Ergebnissen führen.

Um den Einfluss des Lichtes auf die Genauigkeit der IOS zu untersuchen, beschränkt sich diese Studie auf die physikalische Größe der Beleuchtungsstärke. Diese Variable wurde basierend auf den DIN-Normen bezüglich der Beleuchtung zahnärztlicher Praxisräume gewählt (33, 34). Die Lichtfarbe, beeinflusst durch die Lichttemperatur sollte gemäß DIN-Norm in Zahnarztpraxen einer konstant tageslichtweißen Farbe von ca. 5.500 K entsprechen. Alle Versuche wurden in tageslichtweißem Licht durchgeführt. Inwieweit eine Veränderung der Lichtfarbe – wie von Arakida et al. untersucht (45) – ebenfalls einen Einfluss auf die Genauigkeit hat, kann dadurch jedoch nicht beantwortet werden.

## **5.2 Diskussion der Versuchsdurchführung**

### 5.2.1 Bestimmung des Masterwerts

Die Bestimmung der Masterwerte wurde mittels KMG vollzogen. Dieses Vorgehen deckt sich mit dem anderer Studien (17, 25, 45). Nach DIN EN ISO 10360-2 existiert

zur Bestimmung der Abweichung zu jedem KMG eine Angabe zur Antastabweichung (P) und Anzeigeabweichung (E) für Längenmessungen (40). Die Antastabweichung P gibt dabei das Verhalten des Tast- oder Sensorsystems an. Sie ist durch den Hersteller vorgegeben und ist ein einziger Wert. Die Anzeigeabweichung wird in Form einer Formel angegeben und kann entsprechend berechnet werden.

**Formel 4:** Formel zur Berechnung der Anzeigeabweichung und Legende.

$$E = A + \frac{L}{K}$$

L: die zu messende Länge  
A, K: durch Hersteller festgelegt

Angegeben werden jeweils die höchstzulässigen Abweichungen  $MPE_P$  und  $MPE_E$  (Maximum Permissible Error).

### 5.2.2 Scandurchführung

Die Rahmenbedingungen der Scandurchführung können die Richtigkeit und Präzision beeinflussen, da sie unter anderem vom Bediener selbst, aber auch von Kalibrierung, Umgebung (Temperatur, Luftfeuchtigkeit) und Zeit abhängen können.

Die regelmäßige Kalibrierung der IOS wurde bei jedem der sechs Scanner – entsprechend den Vorgaben des Herstellers – durchgeführt. Unzureichendes Kalibrieren kann unbemerkt durch den Nutzer zur Abnahme der Genauigkeit oder zu Farbungenauigkeiten führen (30).

Zudem sollten die vom Hersteller angegebenen Scanstrategien bzw. -Pfade eingehalten werden (36, 46). Unter dem Scanpfad versteht man ein bestimmtes Bewegungsmuster, in welchem der Scanner über den Zahnbogen geführt wird. Je mehr Informationen eine Oberfläche enthält, desto leichter ist es in der Regel für den Scanner bzw. die Software die entstandenen Einzelbilder zu einem Bild zusammenzufügen. Das Erfassen von größeren strukturloseren Bereichen wie der Gaumenregion gestaltet sich häufig als schwieriger, ist jedoch möglich (47, 48). Das Scannen von unbezahnten Kiefern stellt aber immer noch eine besondere Herausforderung dar (49). Hersteller empfehlen aus

diesem Grund meistens von komplexen zu weniger komplexen Regionen hin zu scannen. Hinzu kommt, dass je mehr Daten erfasst werden sollen, auch die Gefahr von Matching-Fehlern steigt, weshalb gerade bei Ganzkieferscans auf die individuellen Scanstrategien Wert gelegt werden sollte (50). Andere Autoren konnten jedoch zeigen, dass geräteabhängig die überwiegende Zahl der Scanner in ihrer Genauigkeit durch den gewählten Scanpfad nicht signifikant beeinflusst wird (27, 51). Der Vergleich zwischen vier verschiedenen angewendeten Scanpfaden zeigte bei drei von vier Scannern (TRI, OC und True Definition) keinen statistisch signifikanten Einfluss auf deren Genauigkeit ( $p < ,05$ ). Lediglich beim ITE führte eine konkrete Scanstrategie zu höherer Genauigkeit als bei den anderen drei Scannern (52). Der Scanpfad verläuft dabei sequentiell, wobei der Scanner s-förmig erst okklusal, dann vestibulär und schließlich palatinal jeden einzelnen Zahn aufnimmt und so den Zahnbogen einmal rundum abfährt. Richtigkeit ( $75 \mu\text{m} \pm 9 \mu\text{m}$ ) und Präzision ( $197 \mu\text{m} \pm 26 \mu\text{m}$ ) erreichten durch diese Scanstrategie die genauesten Werte. Im Vergleich zu den anderen drei Scanpfaden konnte die mittlere Abweichung vom Goldstandard um  $33 \mu\text{m}$  gesenkt werden.

Um eventuelle Scanungenauigkeiten zu minimieren, wurden in dieser Studie ausschließlich die vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Scanpfade genutzt. Für OC gibt die Software einen implementierten Scanpfad vor – sogenanntes guided scanning.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Scans durch zwei unterschiedliche Operatoren (A und B) durchgeführt. Um die Inter-Reproduzierbarkeit zu bestimmen wurden zehn Scans von Operator A in der Versuchsreihe von Operator B durchgeführt. Beide Operatoren konnten zuvor keine langjährige Scannerfahrung vorweisen. Lim et al. verglichen in einer Arbeit von 2018 den Einfluss der Scannerfahrung auf die Genauigkeit (Richtigkeit) der Scans anhand von zwei unterschiedlichen Scannern (TRI und ITE) (29). Zwanzig Dentalhygienikerinnen nahmen an der Studie teil. Sie beschreiben in ihren Ergebnissen eine klinisch relevante Verbesserung der Richtigkeit durch mehrmaliges Scannen. Dieses Ergebnis lässt sich jedoch nur bei Nutzung des ITE erkennen ( $p < ,05$ ). Der TRI bleibt mit seiner neueren Technologie durch die sogenannte Lernkurve in seiner Richtigkeit unverändert ( $p > ,05$ ).

Sowohl die Verwendung der Scans zweier unterschiedlicher Operatoren als auch der Lernprozess könnten die Ergebnisse beeinflusst haben.

### 5.2.3 Auswertung

Zur Vermessung der STL-Datensätze stehen grundsätzlich zwei Herangehensweisen zur Verfügung. In den meisten vorangegangenen Studien wurde zur Vermessung der Daten die Superimpositionsmessung angewendet (18, 26, 53). Durch die Überlagerung von Freiformflächen zweier Dateien, kann bei dieser Methodik die mittlere Oberflächenabweichung an jedem Scan-Punkt des Modells überprüft werden. Bei kleineren Datensätzen bis zu einem Quadranten eignet sich diese Herangehensweise gut. Je größer jedoch die Datensätze sind, desto mehr weichen diese von der Referenzstruktur ab. Der Fehlerquotient durch die Superimpositionsmessung selbst liegt dadurch in einem weitaus höheren Bereich (17). Weniger gut lassen sich durch diese Methodik auch Strecken (IMW, ICW, 1.QU, 2.QU) und Winkel erfassen. Zur Bestimmung einer Strecke werden zwei exakt reproduzierbare Punkte benötigt. Diese sind auf der organischen Oberfläche digitalisierter Zahnbögen schwer bestimmbar.

Um reproduzierbare Messpunkte festlegen zu können, werden diese über sogenannte Standardgeometrien konstruiert. Als Standardgeometrien wurden bereits unterschiedliche geometrische Grundformen, wie Kugeln (25), Zylinder (4, 38, 54) und Ebenenschnittpunkte verwendet (17, 41). Wöstmann et al. nutzten beispielsweise vier am Zahnbogen befestigte Kugeln mit bekanntem Durchmesser (25). Durch die mathematische Konstruktion der Mittelpunkte konnten beliebige Strecken zwischen diesen bestimmt und verglichen werden. Die Unterschnitte der Kugeln können für die Scanner unter Umständen jedoch schwierig zu erfassen sein. Zudem muss mit einer vergleichbar hohen Approximation gerechnet werden, da der idealisierte Körper bzw. Messpunkt in allen drei Dimensionen gleichzeitig konstruiert wird. Einen ähnlichen mehrmals erprobten Versuchsaufbau nutzten auch andere Autoren über am Modell befestigte Zylinder. Der Schnittpunkt der Mittelachse mit einer Oberflächenebene diente dabei als Messpunkt (4, 38, 54). Eine erhöhte Schwierigkeit stellt hier abhängig vom Zylinderdurchmesser gegebenenfalls das Scannen des Zylinderbodens und der Innenwände dar. Weiterhin ist die Konstruktion von 3-Ebenen-Schnittpunkten zu benennen (17, 41). Diese Art der Vermessung wurde auch in der vorliegenden Studie angewendet. Die Genauigkeit der Digitalisierung wurde so anhand von vier klinisch relevanten Strecken evaluiert.

Basierend auf dem „Münchener Konzept“ (17, 41) wurde aus dem dort angewendeten Balken als Referenzstruktur das Gerüst mit den vier Einzelstrukturen entwickelt. Somit

konnten nicht nur die posteriore Zahnbogenbreite, sondern auch die anteriore Zahnbogenbreite und die Strecken 17–14 sowie 24–27 vermessen und beurteilt werden.

Zur Vermessung der Scans wurde in dieser Studie die Software Geomagic Control X verwendet. Alternativ dazu verwenden zahlreiche Autoren auch die Software GOM Inspect (GOM; Braunschweig, Germany) (18, 25). Die Markierung der jeweils drei Flächen zur Punkt-Konstruktion kann nochmals über verschiedene Optionen geschehen. Um den Messfehler zu minimieren, wurden zuvor die drei wählbaren Messmethoden der Software Geomagic X durch je zehnmaliges Vermessen einer einzigen STL-Datei miteinander verglichen. „Bei Kontakt“ stellt ein Konstruktionsalgorithmus dar, bei dem nur die äußeren Punkte einer Fläche einbezogen werden. Im Gegensatz dazu werden bei der Alternative „Im Material“ die innen liegenden Punkte der Fläche genutzt, während die „Best Fit“-Option den Mittelwert der Punkte berechnet und anhand dieser eine Ebene konstruiert wird. Zusätzlich kann eine „Ausreißerschwelle“ eingestellt werden. Weit abliegende Werte werden aus der Berechnung ausgeschlossen. Das mehrmalige Vermessen mittels „Bei Kontakt“ zeigte die geringsten mittelwertigen Abweichungen von  $\pm 8 \mu\text{m}$ . Es wurde eine „Ausreißerschwelle“ von einem Sigma gewählt.

### 5.2.4 Statistische Auswertung

Neben der Messmethodik ist auch die statistische Auswertung der Daten ein beeinflussender Faktor der Vergleichbarkeit von Studien. Derzeit können vier verschiedene Methoden unterschieden werden.

Zum einen besteht die Möglichkeit der Analyse von Differenzen zwischen dem Masterwert und den gemessenen Werten (55). Es können sowohl positive als auch negative Abweichungen verzeichnet werden. Bei der statistischen Analyse kann es durch das Einbeziehen dieser Zahlen jedoch zum gegenseitigen Ausgleichen von positiven und negativen Werten kommen, wodurch die resultierenden Angaben der mittleren Abweichung geringer erscheinen können. Daher sollte das Maß der Streuung berücksichtigt werden. Diese Methodik findet Anwendung in der vorliegenden Studie.

Zum anderen können auch die absoluten Beträge der vermessenen Differenzen analysiert werden (26, 56). Hierbei werden die Abweichungen zu Null ohne das jeweilige Vorzeichen betrachtet. Durch die Verwendung des Betrags einer Abweichung kann kein Ausgleichen von positiven und negativen Zahlen stattfinden, woraus höhere mittlere

Abweichungen resultieren. Daraus ist jedoch nicht ersichtlich, ob Modelle als zu klein oder zu groß dargestellt werden.

Durch eine separate Analyse von positiven und negativen Abweichungen kann eine differenziertere Betrachtung der Werte erfolgen. Es werden jeweils beide Mittelwerte angegeben, wodurch das Ausgleichen von Zahlen verhindert wird (44, 57). Diese Art der Analyse wird zum Teil bei 3D-Oberflächenvergleichen mit einer Vielzahl von Messstrecken genutzt.

Einige Autoren beziehen alle gewonnenen Daten mit in die Auswertung ein. Als vierte Möglichkeit kann die Analyse der Differenzen jedoch auch mit einer Ausreißerschwelle erhoben werden. Weit abfallende Daten werden als „Ausreißer“ aus der Statistik ausgeschlossen. Es wird beispielsweise eine 2-Sigma Ausreißerschwelle genutzt (25, 55) oder eine 10%-90% Interquartilsrange (37, 58).

### 5.2.5 Einordnung der Arbeit

Die Evaluierung der Genauigkeit Intraoraler Scanner wurde in dieser Studie unter dem Gesichtspunkt der Genauigkeit digitaler Modelle betrachtet. Diese stellen die Grundlage für die darauf später hergestellten Schienen oder die Fertigung von Zahnersatz dar. Es wurde daher nur die Leistung der Scansysteme selbst überprüft, weniger aber die Genauigkeit des gesamten Herstellungsprozesses durch daraus resultierende Restaurationen. Einige Autoren konnten hierzu bereits Ergebnisse veranschaulichen, wobei dabei bisher nicht der Aspekt der Umgebungsbeleuchtung mit betrachtet worden ist (59-62).

Erneut muss an dieser Stelle auch auf das Vorliegen einer reinen in-vitro-Studie aufmerksam gemacht werden. Bewegliche Weichgewebsverhältnisse wie Wangenbereiche oder die Zunge, Speichelfluss, der Wechsel zwischen unterschiedlichen Geweben (Gingiva und Zahnhartsubstanz) aber auch die Lichtverhältnisse (s.o.), mögliche Schattenbildungen und geringeres Platzangebot können das Scannen eines Zahnbogens innerhalb der Mundhöhle erschweren und somit die Scangenauigkeit beeinflussen. Als eine mögliche Zwischenstufe könnte die Versuchsanordnung auch an einem Phantomkopf vorgenommen werden. Lichtverhältnisse und Platzangebot wären der Situation in vivo schon deutlich näher.

Grundsätzlich galt es in der dieser Versuchsanordnung jedoch erst einmal die bisher nur sehr wenig erfassten Auswirkungen des Lichtes auf die Genauigkeit der IOS zu be-

trachten. In wieweit die Ergebnisse auf die Situation in vivo hinsichtlich Scangenaugigkeit und Scanzeit übertragbar sind, sollte weitergehend untersucht werden.

### 5.3 Diskussion der Ergebnisse

#### 5.3.1 Diskussion der Beleuchtungsstärke

Ziel der Studie war es, den Einfluss unterschiedlicher Umgebungsbeleuchtungen auf die Genauigkeit und Scanzeit von sechs Intraoralscannern zu untersuchen. Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse muss die Nullhypothese, dass die Umgebungsbeleuchtung keinen Einfluss auf die Genauigkeit der IOS zeigt, teilweise verworfen werden. Geräteabhängig konnten statistisch signifikante Unterschiede der Genauigkeiten durch Veränderung der Umgebungsbeleuchtung festgestellt werden. Es ergeben sich demnach drei Gruppen, in welche sich die sechs IOS einordnen lassen, um deren Verhalten durch Lichtveränderungen zu beschreiben.

**Table 5:** Einordnung der Scanner in drei Gruppen entsprechend der Ergebnisse zur Lichtabhängigkeit. Gruppe 1: überwiegend lichtunabhängig; Gruppe 2: lichtabhängig; Gruppe 3: heterogene Ergebnisse.

Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
TRI	CS	EME
OC		
ITE		
AAD		

Die Scanner TRI, OC und ITE weisen nur sehr vereinzelt Abweichungen zwischen den vier Lichteinstellungen auf, wobei die statistisch signifikanten Unterschiede vor allem bei Ganzkieferscans (PZB, AZB) auftreten. Die Unterschiede belaufen sich auf maximal 50  $\mu\text{m}$  (Ausnahme TRI mit 57 $\mu\text{m}$  bei der AZB). Indikationsabhängig liegt dieser Wert in einem klinisch akzeptablen Bereich für Ganzkieferscans, sodass geschlussfolgert werden kann, dass die Abweichungen klinisch wenig relevant sind. Es besteht somit kein klinisch relevanter Einfluss der Umgebungsbeleuchtung auf die Genauigkeit dieser drei Scanner. Ebenso zeigen sich auch beim AAD zwischen den vier Lichtgruppen maximale Abweichungen von 39  $\mu\text{m}$ . Klinisch liegt auch dieser Wert in einem nicht relevanten Bereich. Die Genauigkeit des Scanners scheint demnach ebenfalls lichtunabhängig,



wobei die mittlere Abweichung vom Goldstandard des AAD bei allen vier vermessenen Strecken sehr groß war (MW PZB 285  $\mu\text{m}$ ; AZB 123  $\mu\text{m}$ ; 1.QU 103  $\mu\text{m}$ ; 2.QU 149  $\mu\text{m}$ ).

Die Genauigkeit des CS wird durch die Umgebungsbeleuchtung statistisch und klinisch signifikant beeinflusst. Es zeigte sich eine kontinuierliche Steigerung der Genauigkeit durch eine zunehmende Beleuchtungsstärke. Der Scanner erreicht bei sehr heller Umgebungsbeleuchtung von 5.000 lx die geringsten Abweichungen zum Goldstandard und kann diesen Ergebnissen zufolge als lichtabhängig bezeichnet werden.

Als drittes ist der Scanner EME mit heterogenen Ergebnissen zu benennen. Die Werte der 500 lx Reihe unterscheiden sich bei allen vier Strecken statistisch signifikant von denen der anderen drei Beleuchtungen. Hingegen lassen sich keine signifikanten Abweichungen zwischen den 100 lx, 1.000 lx und 5.000 feststellen. Begründet werden kann das möglicherweise durch die vom Hersteller wählbaren zwei Lichtoptionen „dunkle Umgebung“ und „normale bzw. helle Umgebung“. Aufgrund der Herstellerempfehlung wurden alle Scans bei 100 lx in der dunklen Option durchgeführt, während die anderen drei Versuchsreihen in der hellen Einstellung aufgenommen wurden. Dies kann dazu geführt haben, dass sich die Scanreihe 100 lx in Bezug auf die einzelnen Abweichungen ähnlich verhält wie die Werte bei 1.000 und 5.000 lx. Der Scanner erreicht die höchsten Genauigkeiten der IMW bei 1.000 lx, der ICW, 1.QU und 2.QU bei 500 lx.

Als bisher einzige Studie mit vergleichbarer Fragestellung und Studiendesign können die Untersuchungen und Ergebnisse von Arakida et al. aufgeführt werden (45).

In der Versuchsanordnung wurde ein Teilzahnbogen (Prämolaren und Molaren) in unterschiedlichen Lichteinstellungen mit dem Intraoralscanner True Definition aufgenommen, um den Scanner so auf seine Lichtempfindlichkeit hin zu testen. Die von Arakida et al. gewählten Beleuchtungsstärken beliefen sich auf 0 lx, 500 lx und 2.500 lx. Dabei wurde die lokale Oberflächenabweichung mittels Superimposition verglichen. Für den True Definition zeigte sich die höchste Richtigkeit bei einer Einstellung von 500 lx. Gleichzeitig konnte beobachtet werden, dass bei heller Umgebungsbeleuchtung von 2.500 lx die Scanzeit signifikant länger wurde, was sich mit den Ergebnissen dieser Studie deckt.

Die Gegenüberstellung von sechs verschiedenen Scannern und unterschiedlichen Messstrecken ermöglichte in der vorliegenden Studie einen differenzierteren Vergleich.

Es war dadurch möglich zu zeigen, dass der Einfluss des Umgebungslichtes auf die Genauigkeit der IOS nicht einheitlich ist, ein Großteil der Scanner sogar weitestgehend lichtunabhängig arbeiten (TRI, OC, ITE, AAD).

Zusätzlich zur Beleuchtungsstärke haben Arakida et al. auch den Einfluss der Lichttemperatur mit einbezogen. Die höchsten Genauigkeiten konnten in Bezug auf die Lichttemperatur bei 3.900 K (gelbem Licht) erreicht werden. 4.100 K (orange), 7.500 K (weiß) und 19.000 K (blau) führten zu statistisch signifikant höheren Abweichungen. Inwieweit gelbes Licht in der vorliegenden Studie zu möglicherweise noch höheren Genauigkeiten im Vergleich zu Tageslicht mit einer Farbtemperatur von 5.500 K geführt hätte, kann anhand dieser Versuchsanordnung nicht evaluiert werden. Ob eine Veränderung der Lichttemperatur im klinischen Alltag praktikabel ist, scheint fraglich. In dieser Hinsicht ist die einfach zu verändernde Beleuchtungsstärke daher von größerer klinischer Relevanz.

Die Beleuchtungsstärke scheint vorrangig bei Ganzkieferscans einen Einfluss auf deren Genauigkeit zu haben. Ein möglicher Grund für diese Beeinflussung könnten die unterschiedlichen Technologien sein, mit denen die Scanner ihren Laserstrahl auf die Modelloberfläche projizieren. Von der Oberfläche reflektiertes Licht wird von Sensoren wahrgenommen. Streulichter mit derselben Wellenlänge wie das vom Scanner ausgesandte Licht könnten zu Veränderung der Laserintensität und damit zu Unter- oder Oberbelichtung am Sensor führen (63). Insbesondere bei weitspannigen Aufnahmen können daraus Scanungenauigkeiten resultieren. Stark erhöhte Lichtstärken führten bei einigen Scannern zudem zu erschwerter Aufnahme und erhöhter Scanzeit.

### 5.3.2 Diskussion der Scanzeit

Zusätzlich zu den Genauigkeiten der IOS wurden in dieser Studie die effektiven Scanzeiten evaluiert. Sie wurden rein deskriptiv beschrieben. Auch hier zeigten sich Veränderung hinsichtlich der Umgebungsbeleuchtung.

Es wurde dabei lediglich die Zeit vom Start bis zum Schluss der vollständigen digitalen Aufnahme gemessen.

Hohe Umgebungsbeleuchtungen über 500 lx verlängerten die Scanzeiten unabhängig von der Auswirkung auf deren Genauigkeit. Eine Ausnahme bildet dabei der ITE. Die Scanzeiten lagen bei allen sechs Scannern in einem Bereich von mittelwertig 2,8 min (TRI, 500lx) bis 5,9 min (CS 3600, 100 lx). Bei der Scandurchführung wurde auf erhöhte

Präzision und ein lückenloses Scannen geachtet. Die effektive Scanzeit kann sich dadurch im Vergleich zur klinischen Anwendung verlängert haben.

Auch in vergangenen Studien wurde die Scanzeit evaluiert. Ältere Arbeiten von 2011 bis 2014 verzeichneten vergleichsweise sehr hohe Scanzeiten. Wiranto et al. dokumentierten eine Scanzeit von 14-40 min mit dem Lava COS (9). Auch Grünheid et al. benannten eine Scanzeit von  $20 \pm 3$  min (1), wie auch Vasudavan et al. mit 16-46 min (64). In beiden Studien wurde ebenfalls der Lava COS genutzt. In einer Studie von 2011 von Garino et al. wurde der bereits damals puderfreie ITE mit Scanzeiten von 6-18 min aufgeführt (65). Die Zeit liegt deutlich über der hier gemessenen Zeit des ITE von durchschnittlich 4,7 min bei 5.000 lx.

Yuzbasioglu et al. gaben für die OC 2014 bereits eine durchschnittliche Scanzeit von 4,1 min an (66). Sie lag damit in einem ähnlichen Bereich wie die OC bei 100 lx mit durchschnittlich 3,8 min in der vorliegenden Arbeit. In allen oben genannten Studien wurden jedoch sowohl Ober- als auch Unterkiefer gescannt.

Durch Verbesserungen der Technologien der Scanner können in neueren Studien kürzere Scanzeiten verzeichnet werden. Berntsen et al. erreichten mit dem TRI Zeiten von 7-12 min, wobei Ober- und Unterkiefer sowie die Okklusion aufgenommen wurden (67). Auch Arakida et al. erreichten Scanzeiten von durchschnittlich 1 min für einen Scan von vier Zähnen (45). Dies scheint vergleichbar mit den in dieser Studie erreichten 4,7 min für einen sechzehn Zähne umfassenden Ganzkieferscan.

Es besteht jedoch eine hohe Variabilität hinsichtlich der Definition der Scanzeit, so dass ein Vergleich nur eingeschränkt möglich ist (8). Einige Autoren beziehen in die Scanzeit das Auftragen sowie Entfernen eines Scanpuders und die notwendige Trockenlegung mit ein (1). Andere Autoren dokumentieren die Scanzeit erst nach Trockenlegung und pudern (9). Zudem werden entweder Teilbögen- oder Ganzkieferscans betrachtet und optional auch der Gegenkiefer sowie die Bissnahme hinzugezählt.

Einigen Autoren zufolge spielt die Lernkurve eine ebenfalls große Rolle in Bezug auf die Scanzeit. Demnach verringert sich diese signifikant mit der zunehmenden Zahl an Scans, die von der gleichen Person durchgeführt werden, da sich ein Übungseffekt einstellt (28). Wiranto et al. konnten einen klaren linearen Abfall der benötigten Scanzeit innerhalb seiner Versuchsreihe aufzeigen. Nach 22 Scans (jeweils Ober- und Unterkiefer sowie Okklusion) durch denselben Operator verringerte sich die Scanzeit von durch-

schnittlich 30 min auf unter 20 min (9). Es wurden wie auch in dieser Studie zuvor 10 Probescans durchgeführt. Auch Grünheid et al. beschrieben einen Abfall der Scanzeit von 12 Sekunden pro Patientenscan bei insgesamt 15 Scans nach erfolgten 10 Probescans (1). Die Lernkurve spielt auch laut Garino et al. eine entscheidende Rolle (65). Während eine durchschnittliche Scanzeit von 16,7 min bei den ersten 40 Scans benötigt wurde, waren es bei den letzten 20 nur noch durchschnittliche 9,5 min. Innerhalb der Fallzahl der vorliegenden Studie (inklusive der zehn Übungsscans) kann die Aussage bezüglich des Auftretens einer Lernkurve jedoch nicht bestätigt werden.

### 5.3.3 Diskussion der Scangenaugigkeit

In den vergangenen Jahren wurde die Technik der CAD/CAM Systeme stetig weiterentwickelt. Zahlreiche Studien, sowohl in vivo und in vitro, befassten sich bereits mit der Untersuchung der Genauigkeit von Intraoralscannern und dem Vergleich der gewonnenen Ergebnisse untereinander (68-70).

Vorrangig geht es dabei um den direkten Vergleich gegenüber dem konventionellen Workflow. Die Genauigkeit konventioneller Abformungen steht dabei in engem Zusammenhang mit dem gewählten Abformmaterial. Einer Studie von Ender et al. zufolge liegen die Abweichungen für A-Silikone bei  $13,0 \pm 2,9 \mu\text{m}$ , für Polyether bei  $60,2 \pm 25,0 \mu\text{m}$  und für Alginate bei  $37,7 \pm 34,9 \mu\text{m}$  (36), wobei letzteres in Bezug auf kieferorthopädische Praxen meist Mittel der Wahl für die Erstellung von Arbeitsmodellen ist. Andere vergleichbare Studien ermittelten Abweichungen von  $113 \pm 23 \mu\text{m}$  für A-Silikone (31) und  $43 \pm 30 \mu\text{m}$  (71) und  $77 \pm 36 \mu\text{m}$  (29) für Polyether.

#### *5.3.3.1 Scangenaugigkeit Teilbogen*

Viele Studien fokussieren sich auf die Genauigkeit lichtoptischer Teilbogenscans und konnten zeigen, dass mit der direkten Digitalisierung gleiche – zum Teil sogar höhere – Genauigkeiten als über die konventionelle Abformung erzielt werden können (44, 59, 72, 73). In der vorliegenden Studie können als Äquivalente für die Aufnahme eines Teilbogens die Messstrecken 1. QU und 2. QU genutzt werden.

Ergebnisse einer in-vitro-Studie konnten bereits vor einigen Jahren zeigen, dass die mittlere Abweichung der Teilbogenscans bei  $35 \mu\text{m}$  liegt (74). Sie gleichen damit den Genauigkeiten konventioneller Abformungen und befinden sich somit in einem klinisch akzeptablen Bereich. In einer in-vitro-Studie von Güth et al. zeigt OC eine mittlere Ab-

weichung von  $31 \pm 3 \mu\text{m}$  (44). Dieser Wert deckt sich mit denen in dieser Untersuchung ermittelten Abweichungen der OC bei der Strecke 1.QU von  $3,8 \pm 11,6 \mu\text{m}$  (100 lx) und 2.QU von  $40,7 \pm 12,9 \mu\text{m}$  (100 lx). Der CS 3500 erreicht in der gleichen genannten Studie mittlere Abweichungen von  $31 \pm 3 \mu\text{m}$ , ebenfalls ähnlich den Werten des Nachfolgers CS 3600 für die Strecken 1.QU mit  $-6,1 \pm 30,7 \mu\text{m}$  (5.000 lx) und 2.QU mit  $11,8 \pm 28,3 \mu\text{m}$  (1.000 lx).

Die Scanner EME und AAD sind bislang Gegenstand weniger vergleichbarer Studien. Haddadi et al. verglichen in einer neueren Studie von 2019 jedoch acht verschiedene IOS mit der Genauigkeit einer herkömmlichen Silikonabformung eines präparierten Zahnes und bezogen auch den AAD mit ein (75). Mittels Superimposition wurden Diskrepanzen im Bereich der Präparationsgrenze untersucht. Die mittelwertige Abweichung für die Silikonabformung beträgt  $50 \mu\text{m}$ . Während der TRI mit mittelwertig  $15 \mu\text{m}$  signifikant höhere Genauigkeiten erreicht, erzielen auch die Scanner LAVA TDS ( $26 \mu\text{m}$ ), OC ( $29 \mu\text{m}$ ) und CS ( $30 \mu\text{m}$ ) mit ihren Abweichungen hohe Genauigkeiten. Lediglich der AAD zeigt geringere Genauigkeit mit einer mittelwertigen Abweichung von  $64 \mu\text{m}$ . Diese Aussage gleicht den Zahlen dieser Studie.

Auch in-vivo durchgeführte Studien zeigen klinisch akzeptable Genauigkeiten von Teilbogenscans. In einer Studie von Ender et al. liegt die mittlere Abweichung des TRI bei  $25,7 \pm 4,9 \mu\text{m}$ , die der OC bei  $37,4 \pm 8,1 \mu\text{m}$  und die des ITE bei  $49 \pm 12,4 \mu\text{m}$  (76). Auch diese Werte stimmen in Bezug auf alle drei Scanner mit den Ergebnissen dieser Studie überein. Der TRI erreichte bei der Strecke 1.QU Abweichungen von  $11,8 \pm 12,4 \mu\text{m}$  (500 lx) sowie  $1,9 \pm 12,6 \mu\text{m}$  (1.000 lx) beim 2. QU, die OC bereits oben beschriebene Werte. Der ITE lag bei  $-10,2 \pm 9,3 \mu\text{m}$  (500 lx) für den 1. QU und  $13,1 \pm 12,5 \mu\text{m}$  (100 lx) für den 2. QU.

### 5.3.3.2 Scangenaugkeit Restaurationen: Kronen

Eine weitere Möglichkeit der Evaluierung digitaler Abformungen besteht in der Betrachtung des gesamten digitalen Workflows anhand der Genauigkeit der daraus resultierenden Restaurationen. So befassten sich bereits zahlreiche Autoren mit der Herstellung von Zahnersatz auf dem digitalen und konventionellen Weg und dem anschließenden Vergleich der Passgenauigkeiten beider.

Die Passgenauigkeit von Kronen kann anhand der Größe des marginalen Spaltes gemessen werden, häufig wird auch die interne Passgenauigkeit der Krone auf dem Zahnstumpf betrachtet. In einer in-vitro Studie von Anadioti et al. wurden vier verschiedenen Herstellungswege miteinander verglichen: 1. konventionelle Abformung mit Polyvinyl Siloxan (PVS)/IPS e.max Press Krone, 2. PVS Abformung/e.max CAD Krone, 3. Digitale Abformung mit Lava C.O.S./IPS e.max Press Krone und 4. Lava C.O.S./e.max CAD Krone (77). Die Vermessungen ergaben den kleinsten marginalen Randspalt mit  $40 \pm 0,009 \mu\text{m}$  bei Variante 1. Es lag damit eine signifikant höhere Genauigkeit der Restauration des konventionellen Workflows gegenüber der des digitalen Workflows vor. Die anderen drei Herstellungswege unterschieden sich dabei nicht signifikant voneinander (2.  $76 \pm 0,023 \mu\text{m}$ , 3.  $75 \pm 0,015 \mu\text{m}$ , 4.  $74 \pm 0,026 \mu\text{m}$ ). In einer weiteren Studie von Anadioti et al. wies die Gruppe Lava C.O.S./IPS e.max Press Krone den signifikant größten internen Spalt zwischen Krone und Zahnstumpf mit  $211 \pm 41 \mu\text{m}$  auf (78).

Andere Ergebnisse zeigte eine in-vitro-Studie von Seelbach et al. (59). Die Genauigkeit der digital gefertigten Kronen lag gleichauf mit der Genauigkeit der Kronen, welche auf konventionellem Wege mit unterschiedlich verwendeten Abformmaterialien hergestellt wurden. Dabei wurden sowohl der marginale Randspalt (konventionelle Herstellungsverfahren:  $38 - 68 \mu\text{m}$ ; Lava C.O.S.:  $48 \pm 25 \mu\text{m}$ ; Cerec OC:  $30 \pm 17 \mu\text{m}$ ; ITE:  $41 \pm 16 \mu\text{m}$ ) als auch die interne Passgenauigkeit (konventionelle Herstellungsverfahren:  $35 - 44 \mu\text{m}$ ; Lava C.O.S.:  $29 \pm 7 \mu\text{m}$ ; Cerec OC:  $88 \pm 20 \mu\text{m}$ ; ITE:  $50 \pm 2 \mu\text{m}$ ) evaluiert. Die gleiche Aussage ergibt sich aus den Ergebnissen einer Studie von Abdel-Azim et al. (60). Es konnten ähnliche marginale Genauigkeiten ohne statistisch signifikante Abweichungen für die e.max - Kronenherstellung mittels Lava C.O.S ( $89,8 \pm 25,4 \mu\text{m}$ ), ITE ( $89,6 \pm 30,1 \mu\text{m}$ ) und konventionellem Silikon ( $112,3 \pm 35,3 \mu\text{m}$ ) verzeichnet werden, wobei alle Messwerte im klinisch akzeptablen Bereich lagen. Auch eine Studie von Zeltner et al. zeigt, dass keine statistisch signifikanten Abweichungen bezüglich des marginalen Randspaltes von Lithiumdisilikat-Kronen zwischen digitalem (Lava:  $94,3 \pm 58,3 \mu\text{m}$ ; ITE:  $127,8 \pm 58,3 \mu\text{m}$ ; Cerec inLab:  $141,5 \pm 106,2 \mu\text{m}$ ) und konventionellem Workflow ( $90,4 \pm 66,1 \mu\text{m}$ ) vorliegen (61).

Einigen Autoren zufolge können mittels des digitalen Workflows sogar höhere Genauigkeiten von Einzelzahnrestorationen als über den herkömmlichen Weg erreicht werden. Laut einer Studie von Zarauz et al. lagen die mittelwertige interne Passgenauigkeit und

die mittelwertige Rand-Passgenauigkeit bei  $111,40 \pm 54,04 \mu\text{m}$  und  $80,29 \pm 26,24 \mu\text{m}$  für die Kronen der digitalen Gruppe (IOS: ITE) und bei  $173,00 \pm 92,65 \mu\text{m}$  und  $133,51 \pm 48,78 \mu\text{m}$  für die Kronen der konventionellen Gruppe (79). Sie unterschieden sich signifikant voneinander. Auch die Ergebnisse von Syrek et al. bestätigen diese Aussage (80). Es wurden statistisch signifikante Unterschiede zwischen konventionellem (Silikon Abformung) und digitalem Workflow (Lava C.O.S) festgestellt. Der digitale Weg erreichte einen geringeren marginalen Randspalt ( $49 \mu\text{m}$ ) als der konventionelle Herstellungsprozess ( $71 \mu\text{m}$ ).

Zusammenfassend lässt sich schlussfolgern, dass die Digitalisierung von kurzspannigen Teilbögen, als auch ein vollständig digitaler Workflow zur Herstellung von Einzelzahnrestorationen den konventionellen Weg ersetzen kann. Eine Review von Tsirogianis et al., welche zwölf Studien zu dieser Thematik verglich, kam zu demselben abschließenden Ergebnis (62). Unter Einbezug aller zwölf Untersuchungen lagen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen konventionellem (Mittelwert der marginalen Passgenauigkeit aller Studien in vitro:  $58,9 \mu\text{m}$ ; in vivo:  $56,1 \mu\text{m}$ ) und digitalem Workflow (in vitro:  $63,3 \mu\text{m}$ ; in vivo:  $79,2 \mu\text{m}$ ) vor.

### 5.3.3.3 Scangenaugkeit Restaurationen: Brücken

Auch die Untersuchung der Passgenauigkeit digital hergestellter mehrspanniger Restaurationen wie Brücken war bereits Gegenstand von einigen Studien. Almeida e Silva et al. untersuchten die Passgenauigkeit von vierspannigen Zirkongerüsten (81). Es wurden marginale und interne Passgenauigkeit evaluiert. Bei dem Scanner handelte es sich um den LAVA C.O.S, die konventionelle Abformung wurde mit Impregum durchgeführt. Bezüglich des marginalen Randspaltes wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen konventionellem ( $65,3 \mu\text{m}$ ) und digitalem ( $64,0 \mu\text{m}$ ) Workflow festgestellt. Die Diskrepanzen der internen Passgenauigkeit hingegen waren statistisch signifikant geringer bei der digitalen Herstellungsweise ( $58,5 \mu\text{m}$ ) gegenüber der konventionellen ( $65,9 \mu\text{m}$ ). Benic et al. kamen mit ihrer Untersuchung zu ähnlichen Ergebnissen (82). Es wurde die Genauigkeit von digital hergestellten Zirkongerüsten über drei unterschiedliche Scanner (LAVA, ITE, Cerec infiniDent) mit einem auf konventionellem Wege entstandenen Metallgerüst verglichen (Impregum, manuelles Aufwachsen, Guss). Bei beiden Restaurationen handelte es sich um ein dreispanniges Brückengerüst. Marginale und interne (vier Messstellen) Passgenauigkeiten wurden evaluiert. Im

Schulterbereich erzielten die digital fabrizierten Zirkongerüste gleiche (Lava:  $106,9 \pm 96,0 \mu\text{m}$ ; Cerec inifiniDent:  $112,2 \pm 76,7 \mu\text{m}$ ) oder signifikant bessere (ITE:  $96,1 \pm 61,7 \mu\text{m}$ ) Passgenauigkeit als das Metallgerüst ( $126,5 \pm 91,0 \mu\text{m}$ ). Im okklusalen Bereich hingegen ergab sich eine bessere Passung mit geringeren Diskrepanzen des Metallgerüsts ( $148,8 \pm 66,8 \mu\text{m}$ ) verglichen mit den CAD/CAM Zirkongerüsten (ITE:  $153,5 \pm 66,8 \mu\text{m}$ ; Lava:  $203,3 \pm 127,9 \mu\text{m}$ ; Cerec inifiniDent:  $179,7 \pm 63,1 \mu\text{m}$ ).

Analog zu den Einzelzahnrestorationen können diesen Untersuchungen zufolge über den digitalen Workflow auch bei mehrspannigen Restaurationen sehr gute Resultate erreicht werden.

#### 5.3.3.4 Scangenaugkeit Restaurationen: Implantate

Ein weiterer zahnmedizinischer Bereich, in dem die Anwendung von IOS zunehmend Anklang findet, ist die Implantologie. Ziel ist es dabei, die herkömmliche Abformung mittels Abformpfosten durch das Scannen eines sogenannten Scanbodies zu ersetzen. Dabei sollte die möglichst exakte Position des Implantates sowie periimplantäre Strukturen detailgetreu erfasst werden, um anschließend die Suprakonstruktion im zahn-technischen Labor fertigen zu lassen (83).

Einigen Reviews zufolge ist die Datenlage bezüglich digitaler Abformungen von Implantaten bzw. Scanbodies bisher weder ausreichend noch evidenzbasiert. Darunter zählt hauptsächlich die geringe Anzahl an suffizienten in-vivo-Studien (84). Durch hohe Diversität der angewandten Methodik und des Studiendesigns können bisherige Untersuchungen nur unzureichend miteinander verglichen werden. Es fehlen demnach aktuell noch gut strukturierte in-vitro- und in-vivo- durchgeführte Untersuchungen (85).

In einer Studie von Kim et al. schien zudem die konventionelle Abformung der digitalen überlegen zu sein (86). Bei einem zahnlosen Mastermodell mit sechs Implantaten in unterschiedlichen Positionen wurde die konventionelle offene Implantatabformung mit einem digitalen Scan durch einen IOS verglichen. Die konventionelle Abformung erreichte signifikant geringere Abweichungen der Richtigkeit und gleichzeitig höhere Präzision.

Einer Review von 2017 zufolge, welche hauptsächlich in-vitro-Studien miteinander verglich, stellen digitale Implantatabformungen – sowohl von Einzelimplantaten als auch von größeren Implantationsbereichen – jedoch eine valide Alternative zur konventionellen Abformung dar (87).



In einer Studie von Mangano et al. wurden zwei Modelle – ein teilbezahntes (mit drei Implantaten) und ein zahnloses (mit sechs Implantaten) – mit vier unterschiedlichen IOS gescannt und anschließend die Abweichungen zum Referenzmodell mittels Superimposition evaluiert (56). Zwischen den beiden Modellen konnten keine signifikanten Unterschiede in Richtigkeit und Präzision aufgezeigt werden. Es sind jedoch statistisch signifikante Abweichungen zwischen den Genauigkeiten der einzelnen Scanner erkennbar. So erreichte beim teilbezahnten Scan der CS 3500 die geringsten Abweichungen ( $47,8 \pm 40,8 \mu\text{m}$ ), gefolgt von Trios ( $71,2 \pm 51,0 \mu\text{m}$ ) und Planscan ( $233,4 \pm 219,8 \mu\text{m}$ ), dem Vorgänger des EME. Die Werte des CS und auch des Planscans sind ähnlich den Ergebnissen der vorliegenden Studie, während der TRI im Vergleich etwas höhere Abweichungen aufweist.

In einer zweiten Studie mit vergleichbarem Versuchsaufbau wurden dieselben Modelle abermals mit vier unterschiedlichen IOS gescannt (88). Hier zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den einzelnen IOS und auch zwischen den beiden Modellen. Bei dem teilbezahnten Modell erreichte der CS 3600 die beste Richtigkeit ( $45,8 \pm 1,6 \mu\text{m}$ ), gefolgt vom TRI ( $50,2 \pm 2,5 \mu\text{m}$ ), der OC ( $58,8 \pm 1,6 \mu\text{m}$ ) und dem True Definition ( $61,4 \pm 3 \mu\text{m}$ ). Die Richtigkeit bezüglich des zahnlosen Modells ist wiederum am höchsten bei dem CS ( $60,6 \pm 11,7 \mu\text{m}$ ), gefolgt von der OC ( $66,4 \pm 3,9 \mu\text{m}$ ), dem TRI ( $67,2 \pm 6,9 \mu\text{m}$ ) und dem True Definition ( $106,4 \pm 23,1 \mu\text{m}$ ). Für alle Scanner ließ sich eine höhere Richtigkeit bei dem partiell bezahnten im Vergleich zum vollständig zahnlosen Modell erreichen. Dies kann auf eine erschwerte Scansituation des zahnlosen Kiefers mit wenig komplexer Oberfläche zurückgeführt werden. Häufiges Verlieren des Scanpfades kann dabei zu Scanungenauigkeiten führen. Dennoch beschreibt auch diese Studie Zahlen, die überwiegend vergleichbar mit den Genauigkeiten herkömmlicher Abformungen sind.

Eine besondere Herausforderung der digitalen Abformung von Implantaten bleibt jedoch die Erfassung von umliegendem Weichgewebe. Die Scanbodies sind bisher nur als konfektionierte, kreisrunde Gingivaformer erhältlich, weshalb Bereiche, in denen eine besondere Formung des Weichgewebes durch individuelle Former erforderlich ist, aktuell nur bedingt mittels IOS aufgenommen werden können (89). Auch die Angulation des Implantates- sowie dessen Position im Kiefer spielen eine Rolle und können die digitale Abformung zusätzlich erschweren (90). Ein Aspekt der bei der Digitalisierung der Scanbodies verglichen mit dem Scannen von Zahnhartsubstanz ebenfalls Einfluss

auf die Genauigkeit des Scans haben kann, ist das Material. Scanbodies aus reinem Polyetheretherketon (Peek) scheinen signifikant bessere Scanergebnisse mit höheren Genauigkeiten zu erzielen als reine Titan-Scanbodies oder Peek mit einer Titanbasis (90).

Weitere Untersuchungen bezüglich digitaler Implantatabformungen sollten durchgeführt werden, um abschließend beurteilen zu können, in welchem Maß sie die konventionellen Wege in Zukunft ablösen können.

### 5.3.3.5 Scangenauigkeit Ganzkiefer

Getrennt von den Teilbogenscans muss die Aufnahme des gesamten Zahnbogens betrachtet werden. Bei Studien bezüglich Ganzkieferscans fallen kontroverse Ergebnisse auf. Zahlreichen Autoren zufolge ist die Genauigkeit bei der digitalen Aufnahme des Ganzkiefers geräteabhängig noch nicht ausreichend präzise im Vergleich zur konventionellen Abformung (2, 18, 58, 69, 91). Andere Autoren hingegen konnten feststellen, dass auch die Ganzkieferscans mittlerweile eine valide Alternative zum konventionellen Weg darstellen (19, 41).

Die Genauigkeit des Ganzkieferscans kann in der vorliegenden Studie vorrangig anhand der PZB und AZB evaluiert werden. Die Abweichungen innerhalb der PZB und AZB zeichnen sich bei allen sechs Scannern durch die größten Werte aus, so dass die Ganzkieferscans im Vergleich zu Teilbogenscans eine Herausforderung darzustellen scheinen. Zusätzlichen Einfluss haben hier laut Gan et al. auch die tatsächliche Breite des Zahnbogens, die die Genauigkeit des Scans proportional herabsetzen kann, je größer sie ist (92).

Einer Review aus dem Jahr 2016 zufolge existierten bereits sechszehn Veröffentlichungen über Ganzkieferscans und deren Genauigkeiten im Vergleich zur konventionellen Abformung (8). Bei einer Vielzahl der Veröffentlichungen handelt es sich wie auch in dieser Arbeit um reine in-vitro-Untersuchungen.

Für den TRI können in weiteren in-vitro-Studien mit  $17 \mu\text{m}$  (27) und  $50 \mu\text{m}$  (38) ähnliche Differenzen verzeichnet werden. Mit einer mittleren Abweichung von  $-6 \pm 36 \mu\text{m}$  (500 lx, PZB) liegt der TRI in dieser Studie sogar noch näher am Goldstandard.

In einer Studie von Ender et al. erreichte die OC eine Richtigkeit von  $37,3 \mu\text{m}$  und liegt somit ebenfalls in einem Bereich ähnlicher Abweichung verglichen mit den Ergebnissen dieser Studie mit  $10 \pm 57 \mu\text{m}$  (500 lx, PZB) (36).

Vergleicht man jedoch die Abweichungen des ITE Scanners, lagen diese in anderen in-vitro-Studien bei  $57 \mu\text{m}$  (39),  $49 \mu\text{m}$  (26),  $70,5 \mu\text{m}$  (54),  $32,4 \mu\text{m}$  (36),  $76,4 \mu\text{m}$  (38) und  $-55$  bis  $80 \mu\text{m}$  (41). Sie unterscheiden sich von der in dieser Untersuchung ermittelten mittleren Abweichung von  $-122 \pm 47 \mu\text{m}$  (100 lx, PZB).

Muallah et al. bezogen den Vorgänger des in dieser Studie verwendeten CS 3600 mit ein. Der CS 3500 liegt mit einer Abweichung von  $97,1 \mu\text{m}$  in einem höheren Bereich als sein Nachfolger in dieser Studie. Er befindet sich mit diesem Wert genau zwischen den Lichteinstellungen 1.000 lx – mit einer mittleren Abweichung von  $-154 \pm 67 \mu\text{m}$  und 5.000 lx – mit der geringsten Abweichung von  $-54 \pm 77 \mu\text{m}$ .

Wenig vergleichbare Werte können bis dato zu den Scannern EME und AAD herangezogen werden. Osnens et al. schlussfolgerten in ihrer in-vitro-Untersuchung von 2019 jedoch, dass mit den IOS True Definition, OC und AAD klinisch akzeptable Genauigkeiten für den klinischen Gebrauch erreicht werden können (24). Die IOS von Planmeca und Dentalwings hingegen führten zu Abweichungen von mehr als  $300 \mu\text{m}$  und liegen damit in klinisch nicht akzeptablen Bereichen.

Auch in klinischen Untersuchungen konnten ähnliche Ergebnisse erzielt werden.

Im Vergleich zur Alginatabformung scheinen die IOS eine einheitlich höhere Genauigkeit erreichen zu können. Zimmermann et al. beschrieben für die Alginatabformung vom gesamten Kiefer Genauigkeiten von  $162 \pm 71 \mu\text{m}$  während die OC Abweichungen von lediglich  $74 \pm 39 \mu\text{m}$  aufwies (19). Ähnlich stellten sich die Ergebnisse in einer weiteren Studie von Ender et al. dar (2). Die digitale Abformung mit IOS erreichte deutlich höhere Genauigkeiten als die Alginatabformung, lag damit aber noch nicht über der Genauigkeit von hochpräzisem Silikon und Polyetherabformmassen.

Keul et al. untersuchten in einer Studie von 2019 die Unterschiede zwischen konventioneller Abformung (mittels A-Silikon) und Digitalisierung mit einem IOS (41). Die Versuche wurden dabei erstmalig in vitro und in vivo innerhalb einer Arbeit durchgeführt. Ähnlich dem hier angewandten Studiendesign wurden anhand von Standardgeometrien lineare Abweichungen verzeichnet. Es konnte gezeigt werden, dass die digitale Abformung mit dem ITE Scanner der konventionellen Herangehensweise keineswegs nachsteht. Sowohl in vitro als auch in vivo erreichte der ITE Scanner geringere Abweichungen (in vitro:  $-55$  bis  $80 \mu\text{m}$ ; in vivo:  $-67$  bis  $76 \mu\text{m}$ ) als die Silikonabformung (in vitro:  $88$  bis  $187 \mu\text{m}$ ; in vivo:  $92$  bis  $285 \mu\text{m}$ ).

#### 5.4 Ausblick

Die Genauigkeit und Scanzeit von Ganzkieferscans hat sich in den letzten Jahren durch Fortschritte der Technik deutlich verbessert. Die Genauigkeit liegt nahezu einheitlich über der von herkömmlichen Alginatabdrücken. Kontroverse Ergebnisse zeigen sich im direkten Vergleich zu den Präzisionsabformmaterialien.

Der Einsatz von IOS in der Kieferorthopädie für Ganzkieferscans ist demnach uneingeschränkt möglich. Die digitale Abformung stellt für die Erstellung von Situations- und Planungsmodellen eine gute Alternative dar. Für umfangreiche prothetische Versorgungen sind die Daten zu Ganzkieferscans für eine uneingeschränkte Empfehlung zu kontrovers.

Umso wichtiger ist es daher, Kofaktoren wie Scanpfad, Scannerfahrung oder Umgebungsbeleuchtung Beachtung zu schenken. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass ein gezielter Einsatz unterschiedlicher Beleuchtungsstärken die Genauigkeit sowie Scanzeit relevant beeinflussen können.

Weitere Untersuchungen sollten den Einfluss der Umgebungsbeleuchtung auf die Scangenauigkeit jedoch verifizieren. In-vivo-Versuche könnten durch die variierenden Lichtverhältnisse in der Mundhöhle zu abweichenden Ergebnissen führen. Zusätzlich sollte der Einfluss von Licht auf Scans in Echtfarbdarstellung untersucht werden. Möglicherweise spielen auch Reflexionen an verschiedenen Restaurationsoberflächen wie Keramik oder Metall eine entscheidende Rolle für die Scangenauigkeit.

## **6. Schlussfolgerung**

Unter Berücksichtigung der Grenzen einer reinen in-vitro-Studie, kann anhand der Ergebnisse geschlussfolgert werden, dass die Umgebungsbeleuchtung die Genauigkeit und Scanzeit von IOS beeinflusst. Dieser Einfluss ist geräteabhängig unterschiedlich.

Bei kurzspannigen Strecken von vier Zähnen zeigt die Umgebungsbeleuchtung mit Ausnahme des EME keinen relevanten Einfluss auf die Scangenaugigkeit der untersuchten Geräte. Die geringsten Abweichungen erreichen die Scanner TRI, OC, ITE und CS. EME und AAD weisen hingegen größere Differenzen zum Goldstandard auf.

Die Genauigkeit von Ganzkieferscans wird bei allen sechs Scannern signifikant durch die Umgebungsbeleuchtung beeinflusst. TRI, OC, ITE und AAD erreichen durch überwiegend geringe Beleuchtungsstärken die kleinsten Abweichungen. CS zeigt hingegen eine kontinuierliche Verbesserung der Genauigkeit bei zunehmender Beleuchtungsstärke. Die höchsten Genauigkeiten werden bei 5.000 lx erreicht. Die insgesamt geringsten Abweichungen bezüglich des Ganzkieferscans können bei den Scannern TRI und OC festgestellt werden.

Mit Ausnahme des ITE kann bei allen Scannern eine Verlängerung der Scanzeit bei hoher Beleuchtungsstärke gemessen werden. Die kürzesten Scanzeiten werden mit TRI erreicht.

Eine Umgebungsbeleuchtung zwischen 100 bis 500 lx ist für die meisten Scanner empfehlenswert. Dadurch können hohe Genauigkeiten und kurze Scanzeiten erreicht werden. Es sollte demnach auf die Nutzung der zahnärztlichen Behandlungsleuchte während des Scannens verzichtet werden. Eine helle Umgebungsbeleuchtung führt vorrangig bei Ganzkieferscans zu klinisch relevanten Veränderungen, während die Genauigkeit von Teilbogenscans klinisch nicht relevant beeinflusst wird. Eine Ausnahme bildet CS.

## **7. Literaturverzeichnis**

1. 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(5):673-82.
2. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):313-20.
3. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
4. 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.
5. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc.* 2014;145(6):542-51.
6. Wesemann CM, J.; Nowak, R.; Robben, J.; Bumann, A. Genauigkeit von digitalisierten Ganzkiefermodellen. Ein Überblick direkter und indirekter Verfahren für die Kieferorthopädie. *Quintessence Zahntechnik.* 2017;43(10):1262-72.
7. Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):101-29.
8. 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(4):422-8.
9. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(1):140-7.

10. 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;667-76.
11. 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(2):65-76.
12. 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;20(4):363-75.
13. 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. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017;46(7):20160455.
14. Becker K, Schmucker U, Schwarz F, Drescher D. Accuracy and eligibility of CBCT to digitize dental plaster casts. *Clin Oral Investig.* 2018;22(4):1817-23.
15. Tarazona B, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. A comparison between dental measurements taken from CBCT models and those taken from a digital method. *Eur J Orthod.* 2013;35(1):1-6.
16. Schulze PDR. s2K Leitlinie Dentale Volumetomographie. DGZMK. 2013:33.
17. Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1487-94.
18. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):11-9.

19. Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *J Orofac Orthop.* 2017;78(6):466-71.
20. 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(2):161-70.
21. Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud DW, Heo G, Major PW. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):794-803.
22. 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(3):300-4.
23. Leung CV, Yang Y, Liao C, Hagg U, Wong RWK, McGrath C, Gu M. Digital Models as an Alternative to Plaster Casts in Assessment of Orthodontic Treatment Outcomes. *ScientificWorldJournal.* 2018;2018:9819384.
24. Osnes CA, Wu JH, Venezia P, Ferrari M, Keeling AJ. Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. *J Prosthodont Res.* 2019.
25. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent.* 2016;55:68-74.
26. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014;18(6):1687-94.
27. 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(4):343-9.



28. Kim J, Park JM, Kim M, Heo SJ, Shin IH, Kim M. Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):221-30.
29. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):225-32.
30. Rehmann P, Sichwardt V, Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont.* 2017;30(1):27-9.
31. Bocklet C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, Ludlow M, Kelly A, Nash J. Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac Res.* 2019;22 Suppl 1:168-74.
32. DIN EN 12464-1, Licht und Beleuchtung - Beleuchtung von Arbeitsstätten - Teil 1: Arbeitsstätten in Innenräumen. Beuth Verlag. 2011.
33. DIN EN 5035-3, Beleuchtung mit künstlichem Licht - Teil 1: Beleuchtung im Gesundheitswesen. Beuth Verlag. 2006-2007.
34. DIN EN 12665, Licht und Beleuchtung - Grundlegende Begriffe und Kriterien für die Festlegung von Anforderungen an die Beleuchtung. Beuth Verlag. 2018-08.
35. DIN EN 9680:2015-02, Zahnheilkunde - Behandlungsleuchten. Beuth Verlag. 2014.
36. 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.
37. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.

38. 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):151-64.
39. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(3):471-8.
40. DIN EN 10360-2, Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Annahmeprüfung und Bestätigungsprüfung für Koordinatenmessgeräte (KMG) - Teil 2: KMG angewendet für Längenmessung. Beuth Verlag. 2009.
41. Keul C, Guth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig.* 2019.
42. Ishida Y, Miyasaka T. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dent Mater J.* 2016;35(2):250-6.
43. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod.* 2018;88(3):363-9.
44. Guth 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(5):1445-55.
45. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res.* 2018.
46. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.

47. Deferm JT, Schreurs R, Baan F, Bruggink R, Merkx MAW, Xi T, Berge SJ, Maal TJJ. Validation of 3D documentation of palatal soft tissue shape, color, and irregularity with intraoral scanning. *Clin Oral Investig*. 2018;22(3):1303-9.
48. Zhongpeng Y, Tianmin X, Ruoping J. Deviations in palatal region between indirect and direct digital models: an in vivo study. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):66.
49. Braian M, Wennerberg A. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019.
50. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2019.
51. Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, Renne WG. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(2):113-8.
52. Medina-Sotomayor P, Pascual MA, Camps AI. Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*. 2018;13(9):e0202916.
53. 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(6):831-7.
54. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012;7(8):e43312.
55. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wostmann B, Luthardt RG. Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(1):85-94.

56. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*. 2016;11(9):e0163107.
57. Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent*. 2018;2018:5189761.
58. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013;109(2):121-8.
59. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013;17(7):1759-64.
60. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):554-9.
61. Zeltner M, Sailer I, Muhlemann S, Ozcan M, Hammerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):354-62.
62. Tsirogiannis P, Reissmann DR, Heydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):328-35 e2.
63. Blanco D. FP, Cuesta E., Suárez C.M. Influence of Ambient Light on the Quality of Laser Digitized Surfaces. 16th World Congress on Engineering; July 2 - 4, 2008; London, U.K.2008.
64. Vasudavan S, Sullivan SR, Sonis AL. Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers. *J Clin Orthod*. 2010;44(8):495-7.

65. Garino F, Garino GB, Castroflorio T. The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: a two-year report. *J Clin Orthod.* 2014;48(2):98-106.
66. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health.* 2014;14:10.
67. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjo C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2018;4(1):81-9.
68. Bohner L, Gamba DD, Hanisch M, Marcio BS, Tortamano Neto P, Lagana DC, Sesma N. Accuracy of digital technologies for the scanning of facial, skeletal, and intraoral tissues: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):246-51.
69. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont.* 2018;27(1):35-41.
70. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595.
71. Standardization Glf. DIN 6868-157:2014-11: Image quality assurance in diagnostic X-ray departments - Part 157: X-ray ordinance acceptance and constancy test of image display systems in their environment. 2014.
72. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater.* 2014;30(4):400-7.
73. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2013;17(4):1201-8.

74. Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent.* 2009;12(1):11-28.
75. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Accuracy of Intra-Oral Scans Compared to Conventional Impression in Vitro. *Prim Dent J.* 2019;8(3):34-9.
76. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1495-504.
77. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont.* 2014;23(8):610-7.
78. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry IL, Thomas GW, Qian F. Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent.* 2015;113(4):304-9.
79. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig.* 2016;20(4):799-806.
80. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* 2010;38(7):553-9.
81. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Guth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):515-23.
82. Benic GI, Sailer I, Zeltner M, Gutermann JN, Ozcan M, Muhlemann S. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part III: Marginal and internal fit. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):426-31.

83. Bhakta S, Vere J, Calder I, Patel R. Impressions in implant dentistry. *Br Dent J*. 2011;211(8):361-7.
84. Flugge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:374-92.
85. Alikhasi M, Alsharbaty MHM, Moharrami M. Digital Implant Impression Technique Accuracy: A Systematic Review. *Implant Dent*. 2017;26(6):929-35.
86. Kim KR, Seo KY, Kim S. Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *J Prosthet Dent*. 2019.
87. Rutkunas V, Geciauskaite A, Jegelevicius D, Vaitiekunas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:101-20.
88. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):92.
89. Dominik Mahl FG, Carlo P. Marinello. Digitale Implantatabformung - Eine Übersicht. *Swiss Dental Journal*. 2014.
90. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *J Prosthodont Res*. 2019.
91. Kim RJ, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*. 2018;120(6):895-903 e1.

92. Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. PLoS One. 2016;11(7):e0158800.



## **8. Eidesstattliche Versicherung**

„Ich, Henriette Sophie Kienbaum, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Einfluss des Umgebungslichtes auf die Genauigkeit und Scanzeit von Ganzkieferscans“ („Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans?“) selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

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

Datum

Unterschrift

## **9. Lebenslauf**

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

## **10. Publikationsliste & Preise**

### **Publikationen**

Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light effect the accuracy and scanning time of intraoral scans?. J Prosthet Dent. 2020. Manuscript JPD-D-19-01039 accepted 2020, March 18.

### **Poster**

Kienbaum H, Thun M, Wesemann C, Beuer F, Bumann A. Einfluss des Umgebungslichtes auf die Genauigkeit von Ganzkieferscans. Deutscher Zahnärztetag 9.-10.11.2018, Frankfurt am Main.

### **Preise**

2. Platz des 32. DGZMK / BZÄK / DENTSPLY Förderpreises 2018 in der Kategorie „Grundlagenforschung und Naturwissenschaften“ mit der Arbeit:

Kienbaum H, Thun M, Wesemann C, Beuer F, Bumann A. Einfluss des Umgebungslichtes auf die Genauigkeit von Ganzkieferscans. Deutscher Zahnärztetag 9.-10.11.2018, Frankfurt am Main.

## **11. Danksagung**

Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann, Leiter des Instituts für 3D Dental-Radiologie – MESANTIS Berlin, danke ich herzlich für die Vergabe des Dissertationsthemas, das Vertrauen und die kontinuierliche Betreuung über den gesamten Zeitraum der Arbeit von März 2018 bis April 2020.

Ich danke Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer, Dr. Michael Thomas, Planmeca Vertriebs GmbH und GC Europe für die Bereitstellung der einzelnen Geräte, die Einweisung in deren Benutzung und die Unterstützung bei technischen Problemen.

Magdalena Thun danke ich für eine wunderbare Zusammenarbeit in unserer kleinen, aber äußerst produktiven Arbeitsgruppe.

Den liebevollsten Dank möchte ich meinem Freund und Mentor Dr. Christian Wesemann aussprechen, der mich mit unzähligen inspirierenden Denkanstößen und seinem unerschütterlichen Optimismus zu jeglicher Tageszeit unterstützt hat. Sein Verständnis und immerwährendes Vertrauen begleiteten mich von der Idee über die Umsetzung bis zur Fertigstellung dieser Dissertation.