

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

DISSERTATION

Untersuchung der Genauigkeit der direkten intraoralen
Digitalisierung mittels Intraoralscannern

Accuracy of digital impressions digitalized by intraoral scanners

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Magdalena -Theresa Thun

aus Schwerin

Datum der Promotion: 04.06.2021

In Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet

Vorwort

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden bereits veröffentlicht in: „The Journal of Prosthetic Dentistry“ / 30.05.2020 published online

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	VII
Abbildungsverzeichnis	VIII
Formelverzeichnis	IX
Abstract	X
Abstract (deutsch)	X
Abstract (english)	XII
1 Einleitung & Literaturübersicht.....	1
1.1 Konventionelle Abformung.....	3
1.2 Workflow der konventionellen Abformung	5
<i>Herstellung von Zahnersatz.....</i>	5
<i>Workflow nach konventioneller Abformung in der Kieferorthopädie.....</i>	6
1.3 Bewertung der konventionellen Abformung.....	7
1.4 CAD/CAM Prozesskette	8
1.5 Funktionsweise von CAI Systemen	11
<i>Extraorale Digitalisierung.....</i>	11
<i>Indirekte Digitalisierung mittels Abformungsscan.....</i>	11
<i>Indirekte Digitalisierung mittels Desktopscannern.....</i>	12
1.6 Intraorale Digitalisierung	14
<i>Entwicklung und Prinzipien.....</i>	14
<i>Digitaler Workflow und Produktionskonzepte</i>	16
<i>Funktionsweisen.....</i>	17
1.7 CAD/CAM in der Kieferorthopädie.....	22
<i>Computergestützte Therapiekonzepte</i>	22
<i>CAD/CAM Retainer</i>	23
<i>Gedruckte oder metallgedruckte Apparaturen.....</i>	23
1.8 Bewertung des digitalen Workflows.....	24
1.9 Bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit von Intraoralscannern	26
1.10 Ziel der Arbeit	29
2 Material und Methodik	30
2.1 Mastermodell	30
2.2 Rahmenbedingungen	31

2.3	Versuchsablauf.....	32
	<i>Scanablauf für jedes Scansystem</i>	34
	<i>Scanstrategien</i>	34
2.4	Prüfverfahren und Auswertung	38
2.5	Statistische Analyse.....	43
3	Ergebnisse	44
3.1	Anzahl der Beobachtungen	44
3.2	Intermolarenweite – IMW	45
3.3	Interprämolarenweite – IPW	48
3.4	Messstrecke 1. Quadrant.....	50
3.5	Messstrecke 2. Quadrant.....	54
3.6	Prüfung der Homoskedastizität.....	56
3.7	Untersuchung der Scanzeit	61
3.8	Zusammenfassung der Ergebnisse	63
4	Diskussion	65
4.1	Methodendiskussion.....	65
	<i>Mastermodell</i>	65
	<i>Diskussion der Versuchsdurchführung</i>	66
	<i>Umwandlung der Scans</i>	67
	<i>Diskussion der Versuchsanordnung</i>	68
	<i>Statistische Auswertung</i>	68
4.2	Diskussion der Ergebnisse	71
	<i>Messstrecken</i>	71
	<i>Intraoralscanner</i>	72
	<i>Messprinzip</i>	74
	<i>Scanzeit</i>	75
	<i>Vergleich der konventionellen zur digitalen Abformung</i>	75
4.3	Schlussfolgerung	79
4.4	Zusammenfassung	80
5	Literaturverzeichnis	81
6	Eidesstattliche Versicherung	87
7	Lebenslauf	89
8	Publikationsliste	90

9	Danksagung.....	91
10	Bescheinigung der statistischen Beratung	92

Abkürzungsverzeichnis

AL	Arch Length
AWS	Active Wavefront Sampling
CAI	Computer Aided Impression
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CCD	Charged Coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CNC	Computerized Numerical Control
CS3600	Intraoralscanner Carestream 3600
DW	Dental Wings Intraoralscanner
DVT	Digitale Volumentomographie
FA	Full Arch
FDM	Fused Deposition Modeling
HR	High Resolution
IMW	Intermolarenweite
IPW	Interprämalorenweite
IOS	Intraoralscanner
M	Mittelwert
PEEK	Polyetheretherketon
PLA	Polygraphie
SD	Standardabweichung
SLS	Selective Laser Sintering
SR	Standard Resolution
stl	Standard Tessellation Language
STL	Stereolithographie
TD	True Definition Intraoralscanner

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1 - tabellarische Darstellung der konventionell verwendeten Abformmaterialien</i>	<i>3</i>
<i>Tabelle 2 - Auflistung der Aufnahmetechniken der in dieser Studie verwendeten Intraoralscanner.....</i>	<i>17</i>
<i>Tabelle 3 - bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit von Ganzkieferscans mittels Intraoralscannern ..</i>	<i>28</i>
<i>Tabelle 4 - Auflistung der verwendeten Scansysteme mit Anwendungsprinzipien.</i>	<i>34</i>
<i>Tabelle 5 - deskriptive Statistik der Messstrecke IMW</i>	<i>46</i>
<i>Tabelle 6 - deskriptive Statistik für die Messstrecke IPW.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabelle 7 - deskriptive Statistik für die Messstrecke 1.Quadrant</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle 8 - deskriptive Statistik für die Messstrecke 2.Quadrant</i>	<i>54</i>
<i>Tabelle 9 - Analytische Statistik der Messstrecke Intermolarenweite. p-Werte der paarweisen t-Tests....</i>	<i>57</i>
<i>Tabelle 10 - Analytische Statistik der Messstrecke Interprämolarenweite. p-Werte der paarweisen t-Tests</i>	<i>58</i>
<i>Tabelle 11 - Analytische Statistik der Messstrecke 1. Quadrant. p-Werte der paarweisen t-Tests</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 12 - Analytische Statistik der Messstrecke 2.Quadrant. p-Werte der paarweisen t-Tests</i>	<i>60</i>
<i>Tabelle 13 - Mittelwert der Scanzeit pro Scanner.....</i>	<i>61</i>

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1 - Abfolge der Arbeitsschritte im digitalen Workflow.....</i>	<i>8</i>
<i>Abbildung 2 - Taktile Digitalisierung mit aufgezeigten Limitierungen in Fissuren oder Unterschnitten</i>	<i>13</i>
<i>Abbildung 3 - Vereinfachtes Prinzip der aktiven Triangulation</i>	<i>18</i>
<i>Abbildung 4 - Vereinfachtes Prinzip der parallelen konfokalen Bildgebung</i>	<i>19</i>
<i>Abbildung 5 - Vereinfachtes Prinzip des Active-Wavefront-Samplings.....</i>	<i>20</i>
<i>Abbildung 6 - Verwendetes Mastermodell. Darstellung in Anlehnung an Wesemann et al. 2020 (83).</i>	<i>31</i>
<i>Abbildung 7 - Verwendete Versuchsbox aus Styropor mit integrierter Deckenlampe und Thermometer. Abbildung nach Wesemann et al. 2020 (83)</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung 8 - schematische Darstellung des Scanpfades der Scanner CS3600, Trios 3 wireless, Emerald und Aadva IOS.....</i>	<i>35</i>
<i>Abbildung 9 - schematische Darstellung des Scanpfades des Scanners Omnicam.....</i>	<i>36</i>
<i>Abbildung 10 - Schematische Darstellung des Scanpfades des Scanners iTero element.....</i>	<i>37</i>
<i>Abbildung 11 -Schematische Darstellung des Scanpfades des Scanners True Definition. Exemplarisch für den 1.Quadranten.</i>	<i>38</i>
<i>Abbildung 12 – Grundlegende Ausrichtung des Goldstandardmodells und eines Omnicam-Scans zueinander.....</i>	<i>39</i>
<i>Abbildung 13 - Mastermodell (blau) und auszuwertender stl-Scan des Trios (rot) werden im 1.Quadranten mittels Best-Fit gematcht.....</i>	<i>39</i>
<i>Abbildung 14 - Festlegung von 3 Ebenen am Beispiel eines Scans des Trios 3 wireless.</i>	<i>40</i>
<i>Abbildung 15 - Grafische Darstellung der Referenzstruktur mit markierten 3 Ebenen</i>	<i>42</i>
<i>Abbildung 16 - digitalisiertes Mastermodell nach Scan mit Trios 3 wireless im stl-Datenformat.....</i>	<i>42</i>
<i>Abbildung 17 - grafische Darstellung des Mastermodells mit eingezeichneten Messstrecken und Messpunkten P1-P4.</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 18 - Bland-Altman-Plots für Scanner Trios 3 auf der Messstrecke IMW.</i>	<i>45</i>
<i>Abbildung 19 - mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall aller Scanner auf der Messstrecke IMW</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 20 - Bland-Altman-Plots des Scanners Emerald auf der Messstrecke IPW.</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung 21 - Mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall auf der Messstrecke IPW.....</i>	<i>50</i>
<i>Abbildung 22 - Mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall aller Scanner auf der Messstrecke 1.Quadrant.....</i>	<i>51</i>
<i>Abbildung 23 - Bland-Altman-Plots für den Scanner CS3600 auf der Messstrecke 1.Quadrant.....</i>	<i>52</i>

Abbildung 24 - Bland-Altman-Plots für den Scanner Omnicam auf der Messstrecke 1.Quadrant.....	52
Abbildung 25 - Bland-Altman-Plots für den Scanner iTero element auf der Messstrecke 1.Quadrant.....	53
Abbildung 26 - Bland-Altman-Plots für den Scanner Trios 3 auf der Messstrecke 1.Quadrant.....	53
Abbildung 27 - mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall für alle Scanner auf der Messstrecke 2.Quadrant.....	55
Abbildung 28 - grafische Darstellung der durchschnittlichen Scanzeit pro Scanner.....	62
Abbildung 29 – Genauigkeit des Scanners Omnicam FA in Relation zur Zeit. Eingezeichnet ist die lineare Tendenzlinie.	62
Abbildung 30 - Genauigkeit des Scanners Trios 3 in Relation zur Scanzeit. Eingezeichnet ist die lineare Tendenzlinie.	63
Abbildung 31 - Vereinfachte Illustration der Konzepte Richtigkeit und Präzision anhand einer Zielscheibe	69

Formelverzeichnis

Formel 1 - Formel für die Berechnung eines Schnittpunkts dreier Ebenen	40
Formel 2 - Berechnung der Streckenlänge L exemplarisch für die Messstrecke IMW mit den Koordinaten x, y und z der Punkte P1 und P4.....	41
Formel 3 - Differenzberechnung.	41

Abstract

Abstract (deutsch)

Dissertation „Untersuchung der Genauigkeit der direkten intraoralen Digitalisierung mittels Intraoralscannern“

Zielsetzung

Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit von Ganzkieferscans zu untersuchen, die mit 7 Intraoralscannern digitalisiert wurden. Die Auswertung erfolgte anhand einer neuen Methode, um das „Best-Fit“ Alignment zu umgehen. Es wurden 4 klinisch relevante Strecken vermessen.

Material & Methodik

Es wurde ein gefräster Bogen mit 4 Standardgeometrien erstellt, der vestibulär an ein 3D gedrucktes Mastermodell adaptiert wurde. Das Mastermodell entspricht dem digitalen Modell einer Patientin, damit in nachfolgenden Studien mit den gleichen Referenzkörpern auch zu in-vivo Versuchen übergegangen werden kann.

Mithilfe der Standardgeometrien wurden 4 definierte Referenzpunkte erstellt, deren Anordnung die Definition der Strecken Intermolarenweite, Interprämolarenweite, Strecke 1. Quadrant und 2. Quadrant erlaubte.

Der Goldstandard wurde bestimmt, indem das Modell mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422) vermessen wurde.

Die Referenzkörper ermöglichten eine genauere Auswertungsmethode. Die Punkt-zu-Punkt-Messung ist der vielfach angewendeten Superimposition überlegen.

Dadurch konnte auch die Einsatzmöglichkeit der verschiedenen Scanner in der Prothetik und Kieferorthopädie besser evaluiert werden.

Die Fallzahl wurde auf n=27 bestimmt und das Studienmodell mit der gegebenen Anzahl von den jeweiligen Intraoralscannern digitalisiert.

Zu den untersuchten Scannern gehörten CS 3600 (Carestream), iTero element (Cadent), Emerald (Planmeca), True Definition (3M Espe), Aadvia IOS (GC), Omnicam (Dentsply Sirona) und Trios 3 wireless (3Shape).

Um potenzielle Fehlerquellen zu minimieren wurden zuvor 10 Probescans mit jedem Gerät durchgeführt. Alle Scans wurden vom gleichen Operateur durchgeführt. Die Durchführung der Scans entsprach den Herstellervorgaben, mit der Einschränkung, dass die wichtigen Strukturen der Referenzkörper sicher erfasst werden mussten. Um die Studienbedingungen vergleichbar zu halten wurde eine Versuchsbox gefertigt, um annähernde Standardbedingungen zu schaffen (500 Lux, 22,5 - 24,5°C).

Ergebnisse & Schlussfolgerung

Die Ganzkieferscans wurden mittels der 3D-Prüfsoftware Geomagic Control (3D Systems; Morrisville, NC, USA) vermessen und Abweichungen zum Goldstandard ermittelt. Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den Scansystemen aufgezeigt. Die genauesten Ergebnisse erzielten die Scanner Trios 3 und Omnicam und sind mit ihren Ergebnissen vorbehaltlos im prothetischen und kieferorthopädischen Bereich einsetzbar. Ähnlich gute Ergebnisse wiesen die Scanner CS3600 und iTero element auf und sind im kieferorthopädischen Nutzungsbereich klinisch akzeptabel. Signifikant zu große Abweichungen vom Goldstandard zeigten die Scanner True Definition, Aadvä IOS und Emerald und sind dementsprechend für den klinischen Gebrauch nicht uneingeschränkt empfehlenswert.

Abstract (english)

“Accuracy of digital impressions digitalized by intraoral scanners”

Aim

The purpose of this study was to compare the accuracy of digital impressions using seven different intraoral scanners. A new method of evaluation was used to abstain from “best-fit alignment” regarding 4 clinically relevant distances.

Material & Methods

A new resin master model was created by 3D printing. The new master model matches a patient’s digital impression to enable further studies an easy passage to comparable in vivo studies.

A milled bow made out of non-precious metal carrying four standard geometries was adapted to the master model. The standard geometries served as reference structures. These structures depict the following distances: intermolar width, interpremolar width, distance 1. quadrant and distance 2. quadrant.

Due to the four reference structures, the analysis can be performed not only by superimposition, but the more accurate evaluation of distances and levels is possible. To define the gold standard, the model was gauged by a coordinate measuring instrument.

The master model was scanned 27 times using the following intraoral scanners: Omnicam (Dentsply Sirona), CS3600 (Carestream), Trios 3 wireless (3Shape), iTero element (Cadent), Emerald (Planmeca), Aadvia IOS (GC) and True Definition (3M ESPE). Scanning procedure followed manufacturer’s instructions, but however securing the inclusion of all four reference structures. All scans were performed by the same experienced operator. Standard conditions were maintained using a crafted polystyrene box (500 lux, 22.5 – 24.5 degrees Celsius). The software Geomagic Control X (3D Systems; Morrisville, NC, USA) was chosen to evaluate the digital models. In the following, divergences to the gold standard were summarized.

Results The best results overall were attained by Trios 3 and Omnicam. The intraoral scanners iTero element and CS3600 accomplished good results as well.

Unfortunately, the new scanners of GC and Planmeca as well as the scan system True

Definition showed too vast deviation to be used for a daily dental treatment.

Conclusion Just Trios 3 wireless and Omnicam showed the required results for full arch scans to be able to be used for orthodontic and prosthetic use. Cs3600 and iTero element can also be used for orthodontic purposes. The other scanners can not be used without reservation.

1 Einleitung & Literaturübersicht

Die Abformung stellt für jeden Zahnarzt ein essentielles Qualitätsmerkmal dar. Ziel der Abformung ist ein dimensionsstabiles und detailgetreues Negativ, um im zahntechnischen Labor ein mit der intraoralen Situation identisches Modell zu erstellen. Fehler in der Präparation und Abformung können in späteren Arbeitsschritten nicht wieder ausgeglichen werden. Eine exakte Abformung der intraoralen Situation ist somit unabdingbar für die präzise Fertigung des Werkstücks.

Für die Realisierung einer fehlerlosen Abformung kommen immer häufiger Intraoralscanner zum Einsatz. Die Entwicklung in diesem Bereich war in den letzten Jahren stetig wachsend. Das Akronym CAI (computer aided impression) ist der neueste Begriff, der im Zusammenhang mit der CAD/CAM Technik (computer aided design/ computer aided manufacturing) Verwendung findet. Die Trias CAI/CAD/CAM bezeichnet die computergestützte Aufzeichnung der Gebissituation, die dreidimensionale Planung eines Werkstücks am virtuellen Modell sowie deren automatisierte maschinelle Herstellung.

In anderen Bereichen der Zahnarztpraxis ist die Digitalisierung bereits etabliert: Insbesondere die zweidimensionale digitale Röntgentechnologie vereinfacht das Erfassen von Befunden und Diagnosen. Beispielhaft ist hier die digitale FRS-Auswertung und deren Überlagerung mit kieferorthopädischen Analyseprogrammen (z.B. OnyxCeph, Chiemsee, Deutschland) zu nennen.

Die kontinuierliche Weiterentwicklung computergestützter Möglichkeiten im Bereich der CAD/CAM-Technik stellt aus Sicht der Qualitätssicherung eine aufstrebende Alternative zum herkömmlichen Fertigungsweg dar. Das konventionelle Herstellungsverfahren mit seiner großen Anzahl an benötigten Materialien und Arbeitsschritten birgt die Gefahr der Potenzierung materialbedingter und verfahrenstechnischer Fehler. Der Übergang zum digitalen Workflow kann helfen, einige dieser Fehlerquellen zu eliminieren.

Ein virtuelles Modell der intraoralen Situation kann durch direkte intraorale Digitalisierung oder indirekt durch Digitalisierung von Abformung oder Gipsmodell erfolgen.

Von größter Relevanz ist hierbei die Genauigkeit der Informationsübertragung, da bereits kleinste Abweichungen zu Planungsfehlern oder einem Nichtpassen des Werkstücks führen können.

Anfängliche Investitionen und Lizenzgebühren bei einigen Herstellern von intraoralen Scansystemen erschweren den flächendeckenden Übergang zum digitalen Scannen. So gilt die konventionelle Abformung noch immer als der Goldstandard.

Die rasante Entwicklung der digitalen Scansysteme und die zunehmende Anzahl an Herstellern führt zu einer sehr uneinheitlichen Untersuchung der auf dem Markt erwerbbaaren Scansysteme. Die vorliegende Studie soll einen Überblick zu den verschiedenen erhältlichen Systemen bezüglich der Genauigkeit bieten.

1.1 Konventionelle Abformung

Tabelle 1 - tabellarische Darstellung der konventionell verwendeten Abformmaterialien

Irreversibel		Reversibel	
Starr	Elastisch	Starr	Elastisch
Abformgipse, Zinkoxid-Eugenol- Pasten	Alginat, Elastomere (Silikone, Polyether, Polysulfide)	Guttapercha, thermoplastische Kompositmassen	Hydrokolloide

Eine große Auswahl an konventionellen Abformmaterialien werden täglich in den Zahnarztpraxen je nach ihrer individuellen Indikation eingesetzt.

Der preußische Hofzahnarzt Philipp Pfaff fertigte im 18. Jahrhundert erste intraorale Abformungen mit Siegelwachs an (1). Im Laufe der Zeit konnte das temperatursensible Wachs durch Guttapercha, Abformgips und thermoplastische Kompositmassen ersetzt werden.

Irreversibel-starre Abformmaterialien wie Abformgips und Zinkoxid-Eugenol-Pasten finden heutzutage aufgrund ihrer unpraktischen Handhabung nur noch gelegentlich in der Totalprothetik Anwendung (2).

Auch die reversibel starren Abformmaterialien werden heutzutage hauptsächlich nur noch dank ihrer thermoplastischen Formveränderung für die Prothesenrandgestaltung in der Prothetik genutzt.

Seit dem 20. Jahrhundert wurde durch neue Produkte der zahnärztliche Gestaltungsspielraum deutlich vergrößert.

Mit den reversibel-elastischen Abformmaterialien wie den Hydrokolloiden auf Agar-Agar-Basis war seit den 1930er Jahren erstmals die Abformung von Unterschnitten möglich (3). Nachteilig sind allerdings die erschwerte Handhabung des Materials mit Bedarf von Wasserbädern und speziellen Abformlöffeln.

Zur Gruppe der irreversibel-elastischen Abformmaterialien werden Alginat und Elastomere gefasst.

Alginat eignet sich vor allem für Situationsabformungen und zum Duplizieren von Modellen, da die zu erreichende Genauigkeit im Gegensatz zu anderen irreversibel-elastischen Abformmaterialien abfällt (4). Die gebotenen Vorteile des Materials wie Wirtschaftlichkeit, bessere Patientenakzeptanz, Zeiteffizienz und einfache Handhabung führen jedoch dazu, dass Alginat nach wie vor Goldstandard bleibt (5).

Zu Beginn der 1950er Jahre kamen Elastomere wie Polysulfide und C-Silikone auf den deutschen Markt. Nachteil dieser Abformprodukte bleibt, wie auch bei den Hydrokolloiden, die systemimmanente Schrumpfung des Materials. Ein zeitnahe Ausgießen der Abformung ist zwingend erforderlich, um die Dimensionsstabilität zu gewährleisten (3).

Der Polyether, der seit 1965 in Gebrauch ist, zeichnet sich durch seine Hydrophilie und eine höhere Detail- und Dimensionstreue aus.

Für die Genauigkeit einer Abformung spielen mehrere Faktoren eine Rolle. Silikone können laut Studien eine Detailgenauigkeit im Bereich von 1-25 µm erfassen (6, 7). Dünnschmelzende Materialien erfassen dabei delikate Strukturen. Da die meist genutzten Modellgipse jedoch eine Kristallgröße von 15-25 µm haben, stellt dies eine Vergrößerung der möglichen Genauigkeit dar (6, 7).

Die elastomeren Abformmaterialien werden nach ihrer Konsistenz eingeteilt (8). Je dünnfließender ein Material ist, desto weniger anorganische Füllstoffe sind vorhanden. Je niedriger die Viskosität, desto dünnfließender ist das Material. Die Viskosität wird vor allem durch Weichmacher gesteuert. Reine Kraftapplikation beeinflusst ebenfalls die Viskosität (7).

Thixotropie ist die Eigenschaft bestimmter Gele sich zu verflüssigen bei Krafteinwirkung und nach Kraftentzug sich wieder zu verhärten. Dieses Verhalten zeigen insbesondere Polyethermaterialien durch die kurze Strukturänderung nach Krafteinwirkung. Diese Eigenschaft wirkt sich in der praktischen Anwendung als sehr hilfreich aus (9, 10).

Benetzung beschreibt nach O'Brien die relative Affinität einer Flüssigkeit zu einem Feststoff (11). Polyvinylsiloxane sind von Natur aus hydrophob, neue Zusätze wie nicht-

ionische Tenside konnten die Hydrophobie in Kontaktwinkeluntersuchungen nachweislich senken (12, 13) (3). Damit eignen sich Materialien wie Polyether, erreichen aber noch nicht so niedrige Kontaktwinkelwerte wie Hydrokollide (2).

Eine absolute Trockenlegung ist bei einer Abformung generell nicht zu erreichen. Die Eigenschaft Hydrophilie spielt nicht nur in Bezug auf die intraorale Abformsituation eine Rolle, sondern beeinflusst auch die Kompatibilität der Abformmasse mit dem Dentalgips.

Ein weiterer Faktor ist die individuelle anatomische Form der Zähne. Gemeinsam ist allen Zahnanatomien, dass Unterschnitte entstehen. Flexibilität und Rückstellvermögen des Abformmaterials ist somit essentiell. Die durchschnittliche plastische Verformung beträgt <2% bei Polyvinylsiloxanen und ist damit gänzlich im akzeptablen Bereich (12) (14) (2).

Die Desinfektion der Abformung nach Abdrucknahme als Infektionskontrolle stellt einen weiteren Faktor dar. Laut Carvalhal et al. ist bei Elastomeren keine signifikante Dimensionsänderung bei Immersionszeiten von maximal 20 Minuten zu erwarten (15).

1.2 Workflow der konventionellen Abformung

Herstellung von Zahnersatz

Zur Herstellung von Zahnersatz beginnt der Arbeitsvorgang mit der Präparation und unterscheidet sich hier nicht vom digitalen Workflow. Es folgt die Vorbereitung des Präparationsgebietes für die Abformung. Die Retraktion der Gingiva zur genauen Darstellung der Präparationsgrenze wird mittels Retraktionsfäden oder paradontalchirurgischen Maßnahmen erreicht. Etwaiges Bluten sollte gestoppt werden und die gesamte Mundhöhle sollte vor der Abformung möglichst speichelfrei sein. Es folgen Abformungen und Bissregistrare sowie die anschließende Desinfektion dieser. Die Objekte werden an das Dentallabor gesandt. Die Negativform der intraoralen Situation wird nach adäquater Rückstellzeit des jeweiligen Abformmaterials mit Dentalgips ausgegossen. Die Modelle werden nach entsprechender Modellkultur mit dem erstellten Bissregistrat einartikuliert und die Fertigung der Restauration kann nun erfolgen. Meist mit dem typischen Arbeitsablauf: Modellation, Guss, gegebenenfalls

Verblendung, Ausarbeiten, Anpassen und Polieren. Nach Anprobe kann die Restauration am Patienten eingegliedert werden.

Seit geraumer Zeit erfolgt die Fertigung, insbesondere von keramischen Restaurationen, auch durch CNC-Fräsen. Das Gipsmodell wird im Labor mittels Modellscannern digitalisiert und eine digitale CAD-Datei dient als Grundlage für den Fräsvorgang. Eventuelles Verblenden und abschließendes Bearbeiten kann dann wieder durch den Zahntechniker manuell vorgenommen werden. Auf diese digitale Variante wird in den folgenden Kapiteln noch genauer eingegangen.

Workflow nach konventioneller Abformung in der Kieferorthopädie

Der konventionelle Arbeitsablauf in der Kieferorthopädie weicht vom prothetischen Workflow ab. Im Regelfall ist keine Präparation notwendig. Es erfolgt sofort die Abformung der klinischen Situation, meist mit Alginat. Ein direktes Übersenden an das Labor und schnelles Ausgießen der Abformung ist dabei wichtig, da lange Lagerung zum Wasserverlust und folgender Schrumpfung der Abformung führt. Eine passungenaue Apparatur kann somit das Resultat sein.

Die erstellten Modelle werden auch hier mit einem Bissregistrator in den Artikulator überführt.

Herausnehmbare Apparaturen, wie aktive Platten oder Aktivatoren, werden im Labor gefertigt und klinisch dem Patienten individuell angepasst.

Festsitzende Multi-Bracket-Apparaturen werden meist nicht im Labor gefertigt.

Individuell bestimmte Brackets werden manuell auf die Zähne geklebt, Bänder befestigt und die einligierten Bögen werden manuell vom Behandler dem Patienten angepasst.

Vom Labor erstellte konventionelle Set-ups und Indirect Bonding Trays am Gipsmodell können den Workflow erleichtern.

Das Set-up beschreibt das Aufstellen der Zähne in idealer Position und ist klassisch am Gipsmodell sowie virtuell möglich. Die indirekte Bracketplatzierung beschreibt die Bracketplatzierung am Modell in optimaler Position und wird mittels Tiefziehschienen oder Silikonabdrücken klinisch übertragen.

Festsitzende Apparaturen wie Hyrax werden auch in Zusammenarbeit von Labor und Behandler angefertigt.

1.3 Bewertung der konventionellen Abformung

Um Prof. Wöstmann zu zitieren: „Grundsätzlich leisten die heute zur Verfügung stehenden konventionellen Abformmaterialien und -methoden Hervorragendes.“ (16). Jedoch können bereits genannte werkstoffkundliche und klinische Einflussfaktoren die Genauigkeit der konventionellen Abformung und die Passung der daraus gefertigten Werkstücke stark beeinflussen.

Besonders die Konsistenz von Alginat ist stark vom Anmischprozess abhängig. Das Handanmischen erhöht den Schwankungsbereich und die Wasser- und Raumtemperatur üben ebenfalls einen starken Einfluss auf das Material aus und können nicht konstant gehalten werden.

Samet et. Al. haben 193 Abformungen untersucht und sind zu dem Ergebnis gelangt, dass 89,1 % der Abformungen erkennbare Fehler aufwiesen. Als Fehler wurden unter anderem unzureichende Adhäsion des Materials am Abformlöffel, unzureichender Materialverbund bei zweiphasigen Abformungen sowie Risse und Luftblasen in der Präparationsgrenze dokumentiert (17).

Diese Fehler sollten allesamt vom Behandler erkannt werden und als Konsequenz das erneute Abformen der intraoralen Situation bedingen.

Der herkömmliche Arbeitsprozess gliedert sich in viele Einzelschritte, die unweigerlich zu einer Fehlerpotenzierung führen. Die Streuung der Ergebnisse kann nicht kleiner werden (18). „Es ist daher ein weitverbreiteter Trugschluss, dass man einen Fehler mit einem anderen „kompensieren“ könne“, so Wöstmann (16). Als Resultat kann am Ende eine nicht passende Restauration oder Apparatur stehen. Letztendlich ist nun in den meisten Fällen die Wiederholung des 1. Arbeitsschrittes, der Abformung, notwendig. Eine konsequente Standardisierung ist wichtig um die Verkleinerung der Fehler-Streubreite zu erreichen. Dafür muss vor allem ein perfektes Zusammenspiel zwischen Praxis und Labor angestrebt werden (16).

Im Gegensatz zum digitalen Workflow ist die konventionelle Arbeitsweise zudem sehr materialaufwendig. Besonders für die Abformung müssen je nach Indikation verschiedene Abformmaterialien, Adhäsive und Löffelarten vorrätig sein.

Zudem ist die vorschriftmäßige Lagerung der Planungsmodelle entsprechend dem Patientenrechtegesetz über einen 10-jährigen Zeitraum zu nennen. Besonders für Kieferorthopäden stellt sich dieser Fakt als problematisch dar. Die elektronische Archivierung ist dahingehend ein großer Vorteil (19).

1.4 CAD/CAM Prozesskette

Grundlegend sind drei Komponenten an der CAD/CAM Prozesskette beteiligt:

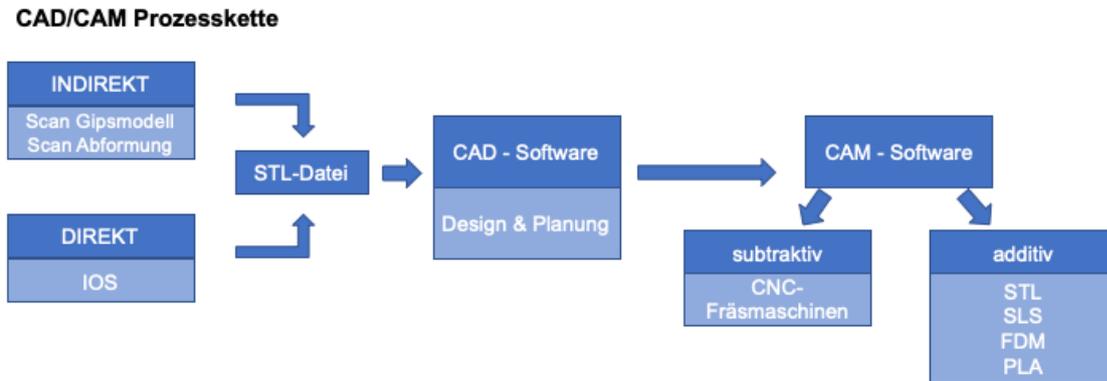


Abbildung 1 - Abfolge der Arbeitsschritte im digitalen Workflow

1. Datenerfassung und Digitalisierung:

Als erster Schritt muss die intraorale Situation als digitaler Datensatz erfasst werden.

Die zuerst entwickelte extraorale Digitalisierung bietet dem Anwender zwei verschiedene Möglichkeiten: Einerseits kann die klinische Situation durch Scannen des Gipsmodells oder andererseits durch einen Scan der Abformung digitalisiert werden. Diese Varianten werden als indirekte Digitalisierung bezeichnet.

Die intraorale Digitalisierung geschieht mittels eines Intraoralscanners direkt im Mund. Diese Variante wird zusammengefasst unter dem Akronym CAI (computer aided impressioning).

Bei allen Vorgehensweisen wird die räumliche Information der zu scannenden Situation zunächst als Punktwolke erfasst, wobei jeder Punkt einer Raumkoordinate zugeordnet wird (20, 21). Die Softwarealgorithmen erstellen daraufhin eine optimierte Punktwolke, die ein virtuelles Replika der gescannten intraoralen Situation darstellt. Das gängigste Dateiformat ist dabei das stl-Format. „Stl“ steht hierbei für „standard tessellation language“. „Tessellation“ kann aus dem Englischen als „Mosaik“ übersetzt werden und beschreibt die Überdeckung der gescannten Oberfläche mit simplen Flächen-Formen,

möglichst einem einfachen Polygon. Je kleiner die Polygone sind, desto genauer ist die Fläche aufgezeichnet (21).

2. CAD:

CAD repräsentiert das computer aided design und bezeichnet die computergestützte Konstruktion. Es umfasst die Nachbearbeitung des Scans sowie die Planung und Konstruktion des individuellen Werkstücks mithilfe einer geeigneten Software. Der CAD-Datensatz wird am digitalen Modell erstellt. Werkstoffkundliche Grundlagen und klinische Erfahrungen können automatisiert in ein „intelligentes Gerüstdesign“ oder Bracketdesign einfließen. Nach Fertigstellung wird das CAD-Modell an die CAM-Software weitergeleitet.

3. CAM:

An letzter Stelle in der Prozesskette steht das computer aided manufacturing und bezeichnet den computergestützten Herstellungsprozess des Werkstücks. Besonders in der Prothetik werden bis heute die Restaurationen hauptsächlich noch mit subtraktiven, indirekten Verfahren gefertigt. Die Restaurationen werden aus Metall- oder Keramikblöcken herausgefräst (wie DCS Precident, Bien-Air DCS Solutions SA, Biel, CH; etkon, Institut Straumann AG, Basel, CH). Ein großer Vorteil ist nach wie vor die hohe Genauigkeit und die Reproduzierbarkeit mit geringen Toleranzen, die bei den subtraktiven Verfahren erzeugt wird. Jedoch sind die Fräsen in ihrem Bewegungsspielraum und in der Größenwahl begrenzt, wodurch einige Details nicht perfekt dimensioniert werden können.

Allerdings rücken derzeit auch neue additive, direkte Verfahren (Rapid-Prototyping-Verfahren) in den Fokus. Das Werkstück entsteht durch ein Schichtbauprinzip. Da keine klassischen Bearbeitungswerkzeuge mehr notwendig sind, ist die Erzeugung von komplexen Strukturen realisierbar. Stereolithografie (STL) entspricht dem schichtweisen Lichtpolymerisieren von flüssigen Monomeren oder Harzen. Es entstehen glatte, hochwertige Oberflächen mit geringen Toleranzen. Die zur Grunde liegenden Materialien sind meist auf Acryl- oder Epoxidbasis. 3D Modelle, Provisorien, Schienen und Implantatschablonen werden damit vorrangig hergestellt. Nachteilig ist die

Polymerisationsschrumpfung, daher muss initial das Werkstück größer dimensioniert werden (22).

Im Gegensatz zum STL-Prinzip werden beim Selective Laser Sintering, kurz SLS, bisher ausschließlich Metalle, wie Titan, Kobalt-Chrom oder Gold, verarbeitet. Vorteilhaft beim SLS ist das Arbeiten ohne Stützstrukturen, die bei STL notwendig sind. Im Bereich des Maschinenbaus werden auch Materialien wie PEEK (Polyetheretherketon) oder Polyamid genutzt. Die Nutzung dieser Werkstoffe wird auch in der Zahnmedizin angestrebt.

Erste Schritte werden auch im Bereich FDM (Fused Deposition Modeling) und PLA (Polygraphie) getätigt.

Beim FDM wird Kunststoff geschmolzen und aus einer Düse Schicht für Schicht aufgebaut. So können beispielsweise Prototypen aller Art mit geringeren Ansprüchen an die Oberflächengüte schnell gefertigt werden bei gleichzeitig geringen Fertigungstoleranzen.

Die Polygraphie ähnelt durch den Einsatz photopolymerisierender Werkstoffe der STL und dient vor allem der Erstellung von Präzisionsprototypen. Die Besonderheit besteht darin, dass ein Werkstück parallel aus zwei Materialien gefertigt werden kann und somit unterschiedliche Eigenschaften ausgebildet werden können.

Generell lässt sich festhalten, dass der digitalisierte Workflow standardisierte Abläufe zulässt und unter gleichbleibenden Bedingungen gearbeitet und gefertigt werden kann.

1.5 Funktionsweise von CAI Systemen

Die ursprünglich aus dem Maschinenbau stammende CAD/CAM-Technik sollte ganzheitlich die Qualität der Arbeit auf einem hohen Niveau halten und den Zeitfaktor minimieren. Der Herstellungsprozess konnte somit unabhängig vom individuellen manuellen Geschick des Zahntechnikers gemacht werden. Mit dem Hinzugewinn der Intraoralscanner soll auch die Qualität der Abformung unabhängiger vom Behandler werden.

Prinzipiell ist die Prozesskette immer gleich und besteht aus den im vorherigen Kapitel genannten Einzelkomponenten. Die Datenerfassung kann, wie bereits erwähnt, auf drei verschiedenen Wegen erfolgen. Die vorliegende Studie behandelt in erster Linie das Thema der intraoralen Digitalisierung.

Extraorale Digitalisierung

Zu Beginn der extraoralen indirekten Digitalisierung steht immer die konventionelle Abformung. Die Digitalisierung der klinischen Situation findet in diesem Fall „labside“ im Dentallabor statt.

Indirekte Digitalisierung mittels Abformungsscan

Untersuchungen zu Abformungsscans sind nur in geringer Zahl veröffentlicht worden. Hollenbeck et al. sind von der positiven Entwicklung des Abformungsscans überzeugt (23). Ein Vorteil ist mithin die Kosten- und Zeiteffizienz durch Einsparung des Gipsmodells. Jedoch kommen nur optische Laborscanner in Frage. Quaaas et al. untersuchten die Digitalisierung der konventionellen Abformung mittels eines mechanischen Desktopscanners (29). Die taktile Vermessung einer Abformung hat sich nicht als adäquate Lösung der Datengewinnung im CAD/CAM Workflow erwiesen (24). Auch für optische Scanner stellt es eine Herausforderung dar diese Negativform zu scannen, da sie fast ausschließlich aus tiefen Hohlräumen, sogenannten Innenkonturen besteht (23). Für diesen Fall bedient man sich der „adaptive impression scanning“ Technik.

Im Jahr 2009 verglichen Persson et al. Abformungsscans mit Modellscans und kein signifikanter Unterschied wurde gefunden (25). Jeon et al. untersuchten die Genauigkeit

von abgeformten Abutmentzähnen und kamen zu Ergebnis, dass diese sehr genaue Digitalisierungsmethode zu klinisch akzeptablen Ergebnissen führt (26).

Indirekte Digitalisierung mittels Desktopscannern

Die analogen Abformungen müssen zuerst von einem Zahntechniker mit Dentalgips ausgegossen werden um eine Positivform zu erhalten. Daher addiert sich ein Schritt im Arbeitsablauf, der zu potenzieller Fehlersummierung hinzukommt.

Die extraorale Digitalisierung des Gipsmodells kann taktil oder berührungsfrei-optisch erfolgen.

1. Mechanische Laborscanner

Die taktile Erfassung der komplexen Zahngeometrien erfolgt bei diesem Scanner mit einem Taster. Eine Abtastnadel mit Kugel wird über die Oberfläche geführt. Form und Größe des Tasters sowie die Arbeitsgeschwindigkeit spielen für die genaue Erfassung der Oberfläche hierbei eine große Rolle (27).

Taktil arbeitende Scanner gelten als sehr genau. Bereits 1995 wurde eine Genauigkeit von 10 µm bei taktilen Systemen beschrieben (27). Zur taktilen Vermessung eignen sich nur Gipsmodelle und keine analogen Abformungen, da das flexible Material zu weich ist für den Tastkopf und es so zu Beschädigungen und daraus folgenden Messfehlern kommt (28).

Im klinischen Alltag werden die mechanischen Laborscanner mehr und mehr durch die berührungslos-optischen Scanner ersetzt. Die Nachteile der langen Messdauer, die Schwierigkeit komplexe Oberflächenstrukturen und unter sich gehende Bereiche aufgrund des Eigendurchmessers der Tastkugel zu erfassen, wiegen zu schwer (29).

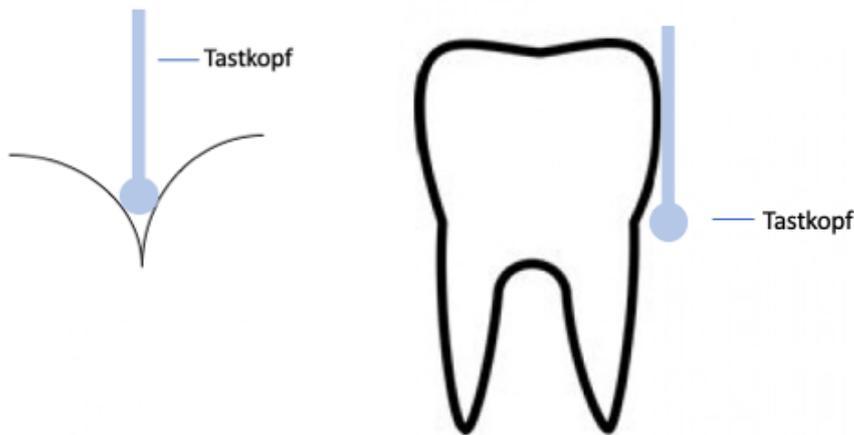


Abbildung 2 - Taktile Digitalisierung mit aufgezeigten Limitierungen in Fissuren oder Unterschnitten

2. Optische Laborscanner

Die zunehmend auf dem Markt etablierten optischen Verfahren ermöglichen eher die Aufzeichnung feiner Strukturen und sind damit grundsätzlich gut im zahnmedizinischen Anwendungsbereich geeignet (24, 28). Sie weisen meistens kürzere Digitalisierungszeiten, aber höhere Messungengenauigkeiten verglichen mit taktilen Systemen auf (28). Ein optischer Laborscanner besteht im Wesentlichen aus der Projektoreinheit, Objektträger und Detektoreinheit (30).

Die optische Datenerfassung kann mittels zweier Techniken erfolgen: Weißlichtstreifenprojektion oder Laserscanner. Das entsprechende Gipsmodell wird meist mittels des Prinzips der aktiven Triangulation in ein virtuelles Modell umgewandelt (29).

Das Modell wird auf dem Objektträger positioniert und die im Projektor enthaltene Lichtquelle projiziert darauf ein Lichtmuster. Der Detektor ist in den meisten Fällen ein CCD-Sensor (charged couple device) (23). Projektor, belichtetes Objekt und Detektor bilden ein Dreieck. Aufgrund des definierten Winkels können dem erfassten zweidimensionalen Bild entsprechende Raumkoordinaten zugewiesen werden (20, 23, 30). Das Objekt muss von verschiedenen Richtungen beleuchtet werden, da durch Verschattungen die einzigartige Geometrie des Scanobjekts nicht adäquat aufgenommen werden kann. Es muss dementsprechend entweder das Objekt oder der Scanner bewegt werden. So entstehen Sequenzen von 3D-Bildern, die anschließend im mathematischen Verfahren zusammengefügt, fachsprachlich „gematcht“, werden.

Festzuhalten ist, dass Desktopscanner eine Genauigkeit aufweisen, die, besonders für den Bereich der Kieferorthopädie, ausreichend ist (31).

Desktopscanner zeigen allgemein gesehen eine höhere Genauigkeit als Intraoralscanner (32). Daher wurde für Full-Arch-Scans die indirekte Digitalisierung meist priorisiert gegenüber der direkten Digitalisierung mittels Intraoralscannern. Verbesserungen sollten fokussierend im Bereich der Wirtschaftlichkeit erzielt werden (31).

Berührungslos-optische Verfahren können ebenfalls intraoral eingesetzt werden. Taktile Geräte sind hingegen im intraoralen Gebiet nicht einsatzfähig.

1.6 Intraorale Digitalisierung

Entwicklung und Prinzipien

Den Auftakt zur digitalen oralen Abformung in der Zahnmedizin machte im Jahr 1973 der Franzose Francois Duret mit seiner Arbeit „Empreinte Optique“ (Optische Abformung). Auf deren Grundlage basierend wurde das erste CAI System 1983 in Frankreich vorgestellt (33).

Das von Mörmann und Brandestini an der Universität Zürich entwickelte CEREC System (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) war 1987 das erste kommerziell erwerbbar System für intraorale Abformungen und ist in immer neueren Versionen weiterhin auf dem Markt erhältlich.

Unter dem Begriff „Intraorale Digitalisierung“ versteht man das direkte Digitalisieren der umfassenden klinischen Situation mithilfe eines Intraoralscanners. Nebst dem Zahnkranz und intraoralen Weichgewebe können auch statische und in manchen Fällen dynamische Okklusion miterfasst werden.

Die intraorale Digitalisierung ersetzt vollständig den Schritt der konventionellen Abformung und erlaubt somit, wenn gewünscht, einen rein digitalen Workflow.

Die Fehlerquellen der konventionellen Abformungen entfallen gänzlich.

Mehrere Studien zeigen Ergebnisse, die intraoral digitalisierten Abformungen eine vergleichbare Genauigkeit zuschreiben wie den extraoral digitalisierten oder konventionellen (34-36).

Intraoralscanner erweisen sich zudem als ein Komfortgewinn für Patienten, da eine große Mehrheit den Scan einer konventionellen Abformung vorzieht (37). Primär Patienten mit Würgereiz oder Angstpatienten profitieren davon. Einzig die Untersuchung von Grünheid et al. resultierte in dem Ergebnis, das nur 27% der Studienteilnehmer den Scan der Alginatabformung vorziehen (38). Studien, die Kinder als Patienten in den Fokus nehmen, liegen bisher noch nicht vor.

Vor dem Scan fallen selbstverständlich, wie bei einer konventionellen Abformung, Vorbereitungsmaßnahmen, wie das Legen von Retraktionsfäden oder Gewährleistung einer möglichst speichel- und blutfreien Präparationsumgebung, an. Diese Vorbereitungsmaßnahmen beschränken sich aber auf das prothetische Anwendungsgebiet zur Herstellung von Zahnersatz. Nichtsdestotrotz darf nicht außer Acht gelassen werden, dass es sich um optische Scanner handelt und damit nur sichtbare Bereiche vom Scanner erfasst werden können.

Jedes Scansystem muss vor dem Scanvorgang kalibriert werden, einige Systeme benötigen auch eine kurze Vorheizzeit, um das Beschlagen der optischen Einheit im Patientenmund zu verhindern (39).

Die verschiedenen IOS Systeme auf dem Markt ähneln sich oftmals in der Anwendung und haben meist eine vom Hersteller vorgeschlagene Scanstrategie.

Einige Systeme, darunter Omnicam Sirona, leiten den Anwender mittels einer guided scanning Strategie durch den Scanvorgang. Es soll hier ein Genauigkeitsgewinn erzielt werden, indem bestimmte Daten und Dimensionen vom Gerät definitiv aufgezeichnet werden. Studien verwiesen auch bereits auf die Signifikanz, den Scanpfad genau nach Herstellerangaben zu befolgen, um eine akzeptable Genauigkeit zu erzielen (40).

Als ein Vorteil der direkten Digitalisierung kann auch die Übertragung des Scanvorgangs in Echtzeit auf einen Bildschirm gesehen werden. Der Behandler erhält die Möglichkeit inakkurat aufgenommene Bereiche zu entfernen und neu zu scannen ohne den kompletten Scan wiederholen zu müssen. Ebenso können fehlende sensible Stellen, wie Präparationsgrenzen, etwaige unter sich gehende Bereiche, Approximal- oder Okklusionskontakte mit besonderer Sorgfalt kontrolliert und bewertet werden. Der entstandene Datensatz kann entweder direkt chairside in der eigenen Zahnarztpraxis gefräst oder an ein Zahntechniklabor oder Verarbeitungszentrum gesendet werden.

Die verschiedenen Scansysteme unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Aufnahmetechniken und der Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten. Systeme wie der True Definition Scanner nutzen beispielsweise ein mattierendes Titandioxidpulver, welches eine reflexfreie, gut scanbare Oberfläche erzielen soll (41). Die Oberfläche des Messobjekts muss reflexionsarm sein, da Laser hier besonders empfindlich sind. Laut Quaas et al. und Meyer et al. können ebendiese Pulverapplikationen aber besonders an Ecken und Kanten zu Formabweichungen von bis zu 85 µm führen (42) (41). Der Großteil der sonstigen erhältlichen Systeme arbeitet puderfrei.

Die intraorale Digitalisierung ermöglicht den rein digitalen Workflow beginnend bei der Abformung und endend bei einer 3D-gedruckten kieferorthopädischen Apparatur oder einer CNC-gefrästen Keramikkrone. Chairside-Verfahren sind dabei eher in der Prothetik anzutreffen, da in der Kieferorthopädie die CAD/CAM Fertigung labside in ausgelagerten Zahntechniklaboren oder in zentralen Fertigungszentren stattfindet. Im folgenden Abschnitt werden die oben genannten Fertigungswege erläutert.

Digitaler Workflow und Produktionskonzepte

Wie bereits erwähnt, kann das Werkstück chairside oder labside gefertigt werden. Bei der sogenannten „chairside“-Lösung befinden sich alle Komponenten des CAD/CAM-Systems in der Zahnarztpraxis (43). Alle Einzelkomponenten (Intraoralscanner, CAD-Software und CNC-Fräsmaschine) befinden sich direkt vor Ort.

Die „labside“-Lösung beschreibt die Fertigung des Werkstücks in einem Dentallabor oder Fräszentrum. Die Versorgung des Patienten in einer Sitzung ist in diesem Fall nicht möglich (44).

Funktionsweisen

Zurzeit gibt es drei Aufnahmetechniken auf dem Markt, die sich in der Praxis bewährt haben: die Triangulation, die parallele konfokale Bildgebung und das Active-Wavefront-Sampling.

Alle drei Verfahren sind optische Messverfahren, die viele Vorteile bieten. Die Messung der Formen, Konturen und Abständen erfolgt berührungslos und führt somit weder zur Veränderung noch zum Defekt der Oberfläche (45).

In der nachfolgenden Tabelle sind die in dieser Studie untersuchten Scanner sowie deren Aufnahmetechniken vermerkt.

Tabelle 2 - Auflistung der Aufnahmetechniken der in dieser Studie verwendeten Intraoralscanner

Aufnahmetechnik	Intraoralscanner	Firma
Triangulation	CEREC Omnicam CS3600 Emerald	Dentsply Sirona Carestream Planmeca
Parallele konfokale Bildgebung	iTero element Trios 3	Align Technology 3Shape
Active Wavefront Sampling	True Definition Scanner	3M Espe
Stereovermessung	Aadva IOS	GC

1. Triangulation

Die Mehrzahl der auf dem Markt erhältlichen Systeme basieren auf dem Prinzip der optischen Triangulation. Ein Laser erzeugt einen Lichtstrahl, der in einem bestimmten Winkel auf das zu scannende Objekt trifft und reflektiert wird. Eine Linse sammelt das

zurückgeworfene Licht und leitet es zum CCD/CMOS-Sensor. Der Laser und der Sensor, der einer Kamera entspricht, bilden die Basislinie eines Dreiecks. Zusammen mit dem gescannten Objekt vervollständigt sich das Dreieck. Trigonometrische Berechnungen ermitteln nun den Abstand des entsendeten Lichtpunkts zum Objekt. Da der Wert der Basislinie sowie die Winkel α und β bekannt sind, lässt sich die dreidimensionale Oberflächengeometrie bestimmen (29, 46).

Da nicht nur einzelne Punkte, sondern direkt ganze Flächen erfasst werden, beschleunigt sich der Scanprozess. Dies geschieht durch den Einsatz von Lichtprofilen in Form von Streifenlichtprojektion (47).

Da Laser und Sensor in einem nicht veränderbaren Winkel zueinander stehen, lassen sich Unterschnitte nicht erfassen (48).

Das Prinzip der Triangulation erlaubt nur die Messung des diffusen Anteils des Laserstrahls, weil der direkt reflektierte Strahl den gleichen Ein- wie Ausfallswinkel hat. Daher können reflektierende Oberflächen oft schlechter gescannt werden.

Transparente, sehr dunkle Oberflächen oder Bereiche unterschiedlicher Transluzenz werden vom Laser ebenfalls schlechter erfasst (45, 49). Daher bieten einige Hersteller Scanpuder an, die bereits mit ihren Vor- und Nachteilen zuvor Erwähnung fanden.

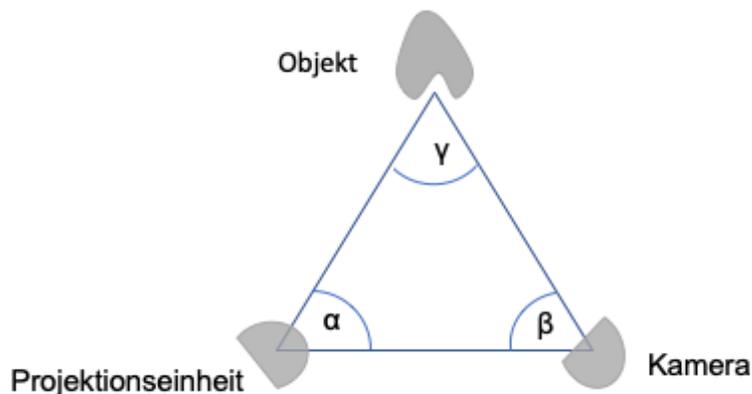


Abbildung 3 - Vereinfachtes Prinzip der aktiven Triangulation

2. Parallele konfokale Bildgebung

Konfokale Mikroskopie ähnelt im Aufbau einem Lichtmikroskop. Eine Anordnung einfallender roter Laserstrahlen durchquert eine Fokuslinse und trifft die Scanoberfläche

(30). Das Licht wird reflektiert und wird nach Durchtreten durch die Linse mittels eines Strahlenteilers auf eine Lochblende und schließlich auf den Detektor umgeleitet (30). Die Lochblende erlaubt nur die Passage des Lichtes aus dem Fokusbereich (30). Das Ausfiltern der Strahlung erzeugt sogar einen höheren Kontrast. Dieser Aufbau erlaubt es dem System, ohne ein Scanpuder auf der Oberfläche arbeiten zu müssen. Der Detektor wandelt die empfangenen Signale in elektrische Signale um und das dreidimensionale Bild wird erzeugt.

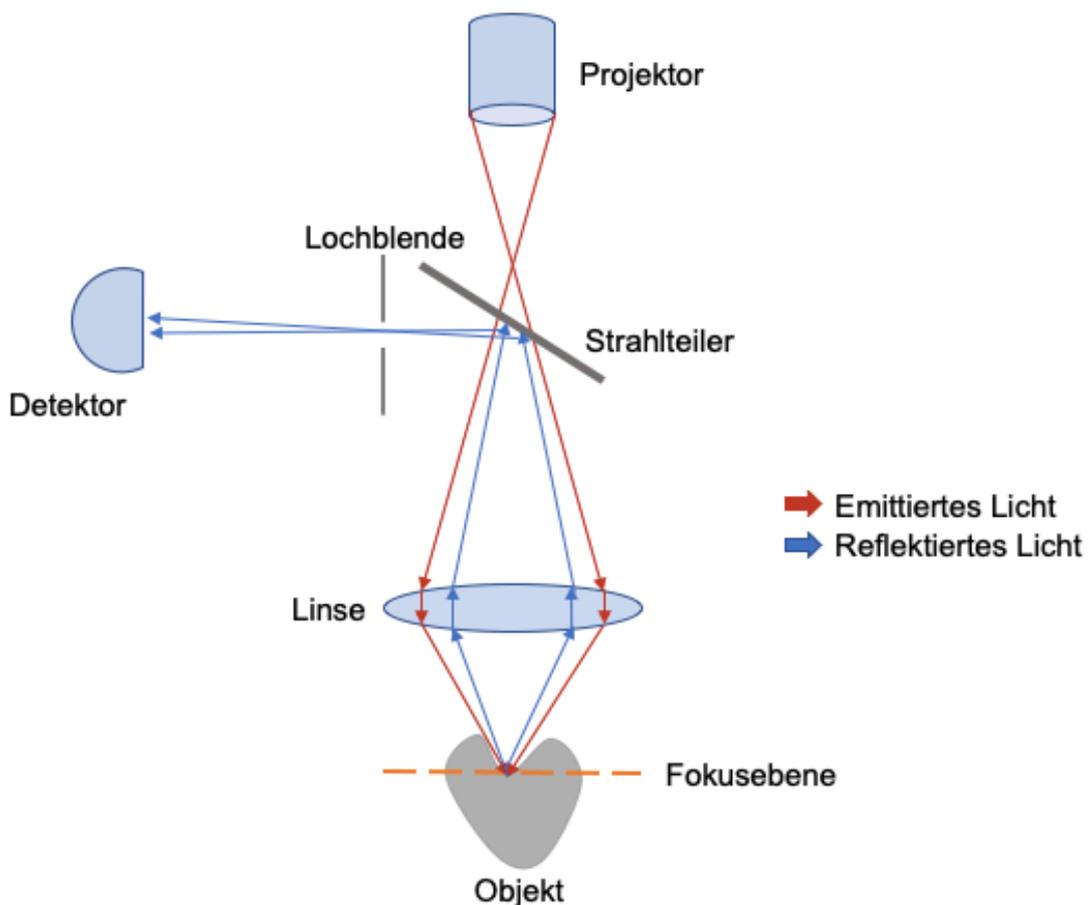


Abbildung 4 - Vereinfachtes Prinzip der parallelen konfokalen Bildgebung

3. Active-Wavefront-Sampling / Dynamische Wellenfront Abtastung

Diese relativ junge Technik nutzt die 3D-In-Motion-Technik, die ebenfalls kontinuierlich Daten erzeugt und in Echtzeit auf einen Bildschirm projiziert. Es soll zu keinen Matching-Fehlern kommen, da das Übereinanderlagern von Einzelbildern entfällt.

Die Systeme nutzen mehrere Kameras (Sensoren), die im bestimmten Abstand zueinander geneigt sind. Jede Kamera verfügt wiederum über zwei Blenden, deren Abstand zueinander ebenfalls bekannt ist. Die 3D-Informationen werden auf Basis eines Einzellinsen-Bildverarbeitungssystems erstellt, indem die Tiefenschärfe gemessen wird basierend auf der Defokussierung.

Blaue LEDs erzeugen kurzwelliges Licht, das sich auf das Scanobjekt richtet und sogleich reflektiert wird. Ein Teil des reflektierten Lichts tritt durch das AWS-Modul und trifft auf die Bildebene (CCD-Chip). Das AWS-Modul liegt außerhalb der optischen Achse und dient vor allem dem Entfernen der Unschärfe.

Zwanzig 3D Datensätze können pro Sekunde verwertet werden, pro Scan entstehen ca. 2400 Datensätze mit 24 Millionen Einzelwerten für einen genauen Scan. Die Datensätze überlappen sich, und die Softwarealgorithmen sichern eine feine Bildqualität und damit einhergehend eine hohe Genauigkeit (50).

Der Scanvorgang ist jedoch weiterhin auf eine geringe Applikation von Titandioxidpuder angewiesen (48).

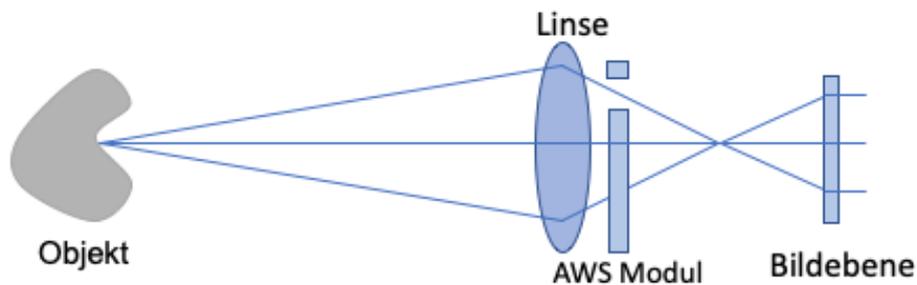


Abbildung 5 - Vereinfachtes Prinzip des Active-Wavefront-Samplings

4. Stereovermessung

Das Scansystem der Firma GC arbeitet puderfrei nach dem Aufnahmeprinzip der Stereovermessung. Bei diesem Prinzip nehmen zwei Kameras fortlaufend Bilder aus unterschiedlichen Perspektiven auf, die anschließend miteinander gematcht werden. Die Daten werden monochromatisch in einer Videosequenz erfasst. Diese

Aufnahmetechnik ähnelt im Grunde der dynamischen Wellenfront Abtastung, die die Firma 3M Espe nutzt.

1.7 CAD/CAM in der Kieferorthopädie

Die Kieferorthopädie ist ein zahnmedizinischer Fachbereich, der bereits stark an der digitalen Entwicklung mitgewirkt hat und, aus Behandler- sowie Patientensicht, große Vorteile daraus zieht.

Mit Einführung der Hochleistungskeramiken Anfang der 90er Jahre konnte insbesondere der Patientenwunsch nach höher ästhetischen und biokompatibleren Lösungen erhört werden. Dentalkeramiken, in der Kieferorthopädie meist in Funktion von Keramikbrackets, weisen ein geringes allergisches Potenzial und eine hohe Gewebeverträglichkeit auf.

Zum jetzigen Zeitpunkt sind bereits verschiedenste Einsatzbereiche nutzbar: Ein Scan zur Platzanalyse, das darauffolgende Digital Smile Design und das digitale Set-up, welches verschiedenste Zwischenschritte und Behandlungsergebnisse auch für den Patienten vorstellbar macht und motivierend wirkt.

Individuelle labiale und linguale Bracketsysteme werden digital und automatisiert gefertigt, wodurch das Behandlungsergebnis oft unter großem Zeitgewinn realisiert werden kann und weniger vom manuellen Geschick des Behandlers abhängig ist. Auch die oft dazugehörigen Indirect Bonding Trays, die die präzise Platzierung der Brackets beschleunigen und erleichtern werden meist digital hergestellt.

Weiterhin entstand mit der Weiterentwicklung der CAD/CAM Technologie die Alignertherapie, die als großer Zugewinn anzusehen ist.

Nicht zu vergessen sei auch die digitale Fertigung von Kunststoffapparaturen, die mit innovativen additiven Verfahren, wie dem „Rapid Prototyping“, 3D gedruckt oder im subtraktiven Verfahren gefräst werden können. Beispielhaft können da Knirscherschienen, Bohrschablonen oder Kunststoffbasen genannt werden. Neueste Studien beschäftigen sich nun auch mit metallgedruckten Apparaturen (51).

Computergestützte Therapiekonzepte

Firmen wie SureSmile und Invisalign veröffentlichten bereits um die Jahrtausendwende erste CAD/CAM unterstützte Therapiekonzepte.

SureSmile (Orametrix, Dentsply Sirona, Dallas, USA) ist ein reines Digitalsystem, welches mittels Intraoralscans oder CT-Scans am virtuellen Modell Diagnostik und Therapieplanung erleichtert und Behandlungsschritte, -möglichkeiten und -ergebnisse

für den Patienten visuell sichtbar macht. Die individuell erstellten Bracketsysteme werden computergestützt mithilfe eines Biegeroboters gefertigt (52, 53).

Softwarealgorithmen verhindern unerwünschte Zahnbewegungen und verbessern Vergleichspräzision, Qualität und die Behandlungszeit.

Schientherapien erfreuen sich immer größerer Beliebtheit. CAD-CAM-Aligner sind aktive kieferorthopädische Behandlungsgeräte zur sequentiellen Zahnbewegung. Die dünnen Schienen aus transparentem thermoplastischem Polyurethan ermöglichen mithilfe von auf den Zahn angebrachten Kunststoffknöpfchen (Attachments)

Zahnbewegungen. Allerdings sind Alignertherapien indikationseingeschränkt und nicht für schwere Zahnfehlstellungen zu verwenden (54).

CAD/CAM Retainer

Nach der kieferorthopädischen Behandlung wird zur Sicherung des Behandlungsergebnisses ein Kleberretainer oder eine Retentionsschiene eingesetzt. Herkömmliche Kleberretainer weisen eine gute, aber nicht perfekte Passung auf, erschweren die Mundhygiene und garantieren keine absolute Spannungsfreiheit. Außerdem sind besonders geflochtene Drähte reparaturanfällig .

CAD/CAM Retainer entstehen auf Grundlage eines virtuellen Modells und werden 3D-gefräst, oder in 2D mit Laser aus einer NiTi-Platte ausgeschnitten (55). Das 3D-Modeling-Programm ermöglicht eine präzise Platzierung (56).

Die Pseudoelastizität des Nickel-Titan-Drahtes sorgt dafür, dass die Eigenbeweglichkeit der Zähne so minimal wie möglich eingeschränkt ist (55). Beispielhaft kann hier Memotain der Firma CA DIGITAL GmbH (Mettmann, Germany) genannt werden.

Gedruckte oder metallgedruckte Apparaturen

Die ersten Versuche in diese Richtung unternahmen Al-Mortadi et al. (57-59). Im Jahre 2015 entwickelten sie eine kieferorthopädische Apparatur mit gedruckten metallischen Halteelementen und Acryl-Anteil, welche zu einer aktiven Platte zusammengefügt wurden. Aufgrund der untauglichen Materialeigenschaften der verwendeten Metalllegierung war die Apparatur nicht einsatzfähig, demonstrierte aber die Realisierbarkeit dieses Herstellungsverfahrens (59).

Simon Graf forschte zur Umsetzbarkeit eines neuen digitalen Verfahrens zur Herstellung metallischer KFO-Apparaturen (51, 60-62). In zwei Pilotstudien wurden Miniimplantate und Hyrax-Apparaturen zur transversalen Erweiterung des Oberkiefers im rein digitalen Workflow erstellt. Die klinischen Resultate sind sehr vielversprechend und zeigen auch hier, dass der digitale Ablauf effiziente und praktikable Lösungen bereithält. Die große Breite an neuen digitalen Designmöglichkeiten in Kombination mit der hohen Biokompatibilität und Beanspruchbarkeit des Materials zeigen das große Potenzial der Digitalisierung (61, 62). Andere kieferorthopädische Apparaturen, wie Herbstschaniere, Lingual- und Transpalatinalbögen konnten von Graf et al. auch schon erfolgreich hergestellt werden (51, 60).

1.8 Bewertung des digitalen Workflows

Festzuhalten ist, dass die direkte intraorale Digitalisierung den Workflow vereinfacht, indem mehrere Einzelschritte wegfallen. Im Gegensatz zur indirekten Digitalisierung ist die direkte Digitalisierung weniger potenziellen Fehlerquellen ausgesetzt, die bei der Herstellung einer Abformung oder eines Gipsmodells entstehen. Fehlerquellen, wie die Charakteristika des Abformmaterials, richtige Handhabung sowie Transport entfallen. Die Herstellung eines konventionellen Gipsmodells und die Anfertigung des Werkstücks ist ebenfalls abhängig von Materialqualität, Anmischverhältnis und den Fertigkeiten des Zahntechnikers.

Positive Aspekte für das Dentallabor sind die effizienteren Laborabläufe sowie Zeit-, Kosten- und Risikominimierungen. Bei prothetischen Arbeiten aus Zirkondioxid wird bei Zentralfertigung eine hohe Materialsicherheit gewährleistet .

Die Datensätze können gleichzeitig von Behandler und Techniker geöffnet und bearbeitet werden – eine bessere Kommunikation und Verlaufskontrolle ist dadurch möglich.

Die sofortige Darstellung der klinischen Situation auf dem Bildschirm, bietet dem Zahnarzt die Möglichkeit vergrößert den Scan zu begutachten und Fehlstellen, ungenügenden Substanzabtrag oder die Pfeilerparallelität genauer beurteilen zu können. Unter sich gehende Bereiche können dann nochmals nachpräpariert und erneut gescannt werden (63).

Eine neue konventionelle Abformung wäre im Gegensatz dazu zeit- und materialaufwändiger sowie kräftezehrender für Patient und Behandler.

Neben den Vorteilen der Digitalisierung gibt es aber auch einige Fehlerquellen und Nachteile, die bei der konventionellen Abformung in dieser Form nicht zu finden sind. Wie bereits eruiert, sind Intraoralscanner ausschließlich optische Systeme. Die zu scannenden Strukturen müssen im sichtbaren Bereich liegen. In der Kieferorthopädie ist dies meist kein Problem und die Literatur zeigt bisher, dass Engstände keinen klinisch relevanten Einfluss auf die Scanqualität haben (64). In der Prothetik wiegt diese Problematik schwerwiegender. Präparationsgrenzen von Restaurationen liegen meist epi- oder leicht subgingival. Die adäquate Freilegung und Darstellung der Präparationsgrenze sowie Trockenlegung des Scangebietes ist also ebenso wichtig und aufwendig wie bei der konventionellen Abformung (63).

Die Intraoralscanner sollten vor Gebrauch kalibriert werden, da Rehmann et al. einen signifikanten Abfall der Genauigkeit bei Dekalibrierung feststellten (65).

Ender et al. untersuchten den Einfluss des Scanpfades auf die Genauigkeit des Scans und betonen die immense Wichtigkeit des vorgegebenen Pfades. Eine Abweichung führt zu einem signifikanten Qualitätsabfall (66).

Der behandelnde Arzt durchläuft beim Erlernen einer Scanstrategie eine Lernkurve – zunehmende Routine steigert dabei die Genauigkeit (66). Bei optimalem Einhalten des Scanpfades können die einzelne Punktwolken optimal überlagert und zusammengefügt werden (67).

Laut Rudolph et al. kann dieses sogenannte „Matching“ zu Abweichungen von bis zu 14,2 µm im Oberkiefer und 17,2 µm im Unterkiefer führen (68). Die größten Abweichungen treten dabei an den „Enden“ der gematchten Datensätze auf. Es entstehen geringfügige Verkipnungen zwischen den einzelnen Datensätzen. Daher kommt es bei Ganzkieferscans und bei langspannigen Restaurationen eher zu Passungsproblemen (69).

Oftmals sind die Fehlerquellen des digitalen Workflows schwer zu identifizieren. So kann es zu Passungenauigkeiten der kieferorthopädischen Apparatur oder Restauration kommen, ohne dass der Fehler eindeutig ersichtlich ist (21). Einige Hersteller arbeiten mit geschlossenen Systemen, die die Datenbearbeitung und die Einsatzmöglichkeiten klar einschränken. Zudem bedürfen Software und Geräte einer regelmäßigen Wartung,

um einwandfreies Funktionieren und Sicherheitslücken möglichst auszuschließen. In den meisten Zahnarztpraxen wäre dafür ein zusätzlicher Fachmann auf diesem Gebiet notwendig.

Die gegenwärtig hohen Anschaffungskosten, die eingeschränkte Nutzungsindikation und die nach wie vor bedenkliche Lösung für eine datenschutzkonforme Speicherung sind Hauptfaktoren dafür, dass sich die intraoralen Scansysteme noch nicht flächendeckend durchsetzen konnten.

1.9 Bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit von Intraoralscannern

Wissenschaftliche Untersuchungen zeigen bereits eine hohe Genauigkeit für die digitale Abformung (36, 70-72).

Die große Mehrzahl der Studien konzentriert sich allerdings auf den prothetischen Anwendungsbereich und damit die Versorgung von präparierten Zähnen mit indirekten Restaurationen und Brücken oder den Scanvorgang nach Implantatinsertion. Ender und Mehl veröffentlichten seit 2009 mehrere Untersuchungen zum Scan von Ganzkiefermodellen (34, 40, 72-74). Bezüglich Ganzkieferscans wurde die Genauigkeit in den meisten Fällen mittels digitaler Überlagerung, auch Superimposition, bestimmt. Es wird die mittlere Abweichung der digitalen Modelle über die gesamte Modelloberfläche bestimmt. Dazu wurden in eine Matching-Software Referenzdatensätze geladen. Dieser Referenzdatensatz wurde mittels eines präzisen Referenzscanners oder als CAD-Datei des zu scannenden Kiefers angefertigt. Die erzeugten Scandatenätze der Intraoralscanner wurden auch in die Software importiert und die Datensätze wurden nun überlagert (40, 73, 75). Dieser sogenannte „Best-Fit“-Mechanismus gibt jedoch lediglich Auskunft über die mittlere Oberflächenabweichung (46).

Güth et al. stellten 2016 ein neues Messprinzip vor, das die ungenaue Best-Fit Überlagerung durch eine reproduzierbarere Punkt-zu-Punkt-Messung mithilfe einer als Referenz dienenden Standardgeometrie ersetzt. Abweichungen in X-, Y- und Z-Achse, sowie Winkelabweichungen verursacht durch den Scanvorgang können genauer bestimmt werden (76). Muallah et al. stellen ebenfalls ein Messprinzip mit gezielt reproduzierbaren Messpunkten vor, welches die Best-Fit Überlagerung umgeht (36).

Im prothetischen Fachbereich sollte eine Genauigkeit von rund 50 µm angestrebt werden. Polyether erreichten in vivo eine Genauigkeit von $34,9 \pm 8,8$ µm, Alginate $162,2 \pm 71,3$ µm wobei Polyether im Gegensatz zu den Intraoralscans die höhere Genauigkeit im Ganzkiefer aufwiesen (72, 77). Die digitalen Systeme zeigten hingegen lokal stärkere Abweichungen innerhalb des Ganzkiefers, zeigten aber dennoch klinisch akzeptable Ergebnisse (72).

Quadrantenscans sind nach wie vor genauer als Ganzkieferscans.

Für den kieferorthopädischen Gebrauch wird bei richtiger Anwendung eine klinisch akzeptable Genauigkeit erzielt. Hayashi et al. empfinden in der kieferorthopädischen Diagnostik lokale Abweichungen von 100 µm als unerheblich (78).

Die nachfolgende Tabelle illustriert die bisherigen Genauigkeitsuntersuchungen zu Intraoralscannern. Es wurden hierbei nur die Studien mit Fokussierung auf den Scan eines ganzen vollbezahnten Kiefers ausgewählt, Quadrantenscans wurden nicht berücksichtigt. Untersuchungen zu den neueren und preiswerteren Systemen von Planmeca und GC liegen bisher noch nicht vor.

Tabelle 3 - bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit von Ganzkieferscans mittels Intraoralscannern

Autor	Jahr	Messprinzip	Scanobjekt	Gerät	M + SD (µm)
Ender (40)	2011	Superimposition	In vitro: OK-Modell	LAVA COS CEREC Bluecam	40,3 ± 14,1 49,0 ± 14,2
Ender (74)	2013	Superimposition	In vitro: OK-Modell	CEREC AC	58,6 ± 15,8
Flügge (79)	2013	Superimposition	In vivo 1 Kiefer In vitro 1 Kiefer	iTero iTero	50 ± 73 25 ± 51
Güth (76)	2016	Punkt-zu-Punkt-Messung	In vitro: UK-Modell mit Standardgeometrie	TD	89 ± 48
Ender (80)	2016	Superimposition mit anschließender Punkt-zu-Punkt-Messung	In vivo: OK oder UK Scan im Vergleich zur konventionellen Abformung	Bluecam Omnicam iTero LAVA COS TD Trios Trios Color	56,4 ± 15,4 48,6 ± 11,6 68,1 ± 18,9 82,8 ± 39,3 59,7 ± 29,4 47,5 ± 21,4 42,9 ± 20,4
Kuhr (81)	2016	Superimposition	In vivo: UK mit befestigten Standardgeometrien	TD Omnicam Trios	23 ± 9 214 ± 38 37 ± 14
Muallah (36)	2017	Punkt-zu-Punkt-Messung	In vitro: OK-Modell mit Standardgeometrien	Apollo DI CS 3500 iTero PlanScan Trios TD	170,4 ± 64,9 54,6 ± 84,4 171,3 ± 30,7 397,5 ± 91,9 36,8 ± 23,1 45,4 ± 61,1
Keul (82)	2019	Punkt-zu-Punkt-Messung	In vivo: Metallsteg zwischen 17+27 befestigt; Vgl. zu anderen Digitalisierungsmöglichkeiten	iTero	8 ± 51,4
Schmidt (77)	2020	Superimposition + 3-Punkt-Anpassung	In vivo: UK mit befestigten Standardgeometrien	Trios3cart Trios3Pod Trios4Pod Primescan	247,4 ± 203,0 515,0 ± 100,3 120,6 ± 570,6 64,2 ± 47,1

1.10 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, die Genauigkeit von Ganzkieferscans zu untersuchen, die mit 7 verschiedenen Intraoralscannern digitalisiert wurden.

Genauigkeit wird als Zusammenspiel von Richtigkeit und Präzision definiert.

Genauigkeit beschreibt dabei die Übereinstimmung zwischen dem wahren Wert und einem einzelnen Messwert.

Die Präzision ist definiert als das Ausmaß der Streuung von Messwerten untereinander.

Die Richtigkeit beschreibt die Übereinstimmung zwischen dem Mittelwert einer Messreihe und dem wahren Wert.

Die Nullhypothese lautete:

Es besteht kein Unterschied zwischen den Scansystemen hinsichtlich der Genauigkeit.

2 Material und Methodik

2.1 Mastermodell

Die genutzte Referenzstruktur wurde in Anlehnung an die Studie von Güth et al. entwickelt (76). Die Basisgeometrie entspricht einem gehärteten Haarwinkel mit der höchsten Genauigkeit 00 (GARANT; Hoffmann Gruppe, München, Deutschland). Es wurden vier gleich große Standardgeometrien sowie der Bogen gefräst. Die gesamte Struktur wurde mit GC Pattern Resin LS (GC Europe; Leuven, Belgien) vestibulär am 3D gedruckten Modell fest fixiert. Die Referenzpunkte befinden sich somit bukkal der Zahnflächen an 17, 14, 24 und 27.

Die gefräste metallische Referenzstruktur aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung wurde mit einer mattierenden, permanenten Airbrush-Farbpartikelschicht benebelt, um eine reflexionsarme, scanbare Oberfläche zu gestalten. Zwischen den Scans wurde die Airbrushschicht nicht erneuert, um keine Abweichungen aufgrund einer ungleichmäßigen Schichtdicke zu erzeugen.

Die vier Standardgeometrien wurden so angebracht, dass sich vier Messstrecken daraus ergeben: Interprämolarenweite (IPW), Intermolarenweite (IMW) sowie Weite 1. Quadrant (1.Q) und Weite 2. Quadrant (2.Q).

Als Grundlage für das vorliegende Mastermodell diente eine STL-Scandatei eines Patienten. Der vollbezahnte Oberkiefer von 18-28 war zuvor mittels eines Intraoralscans des Trios 3 digitalisiert worden. Das physische 3D-gedruckte Modell wurde aus FotoDent – LED Harz mit einer Schichtdicke von 25 µm erzeugt (Dental Model Resin; Form 2; Formlabs; Boston, USA).

Dementsprechend wäre die erstellte Referenzstruktur, die auf Grundlage dieses Modells designt wurde, auch bei nachfolgenden in-vivo Studien einsetzbar.

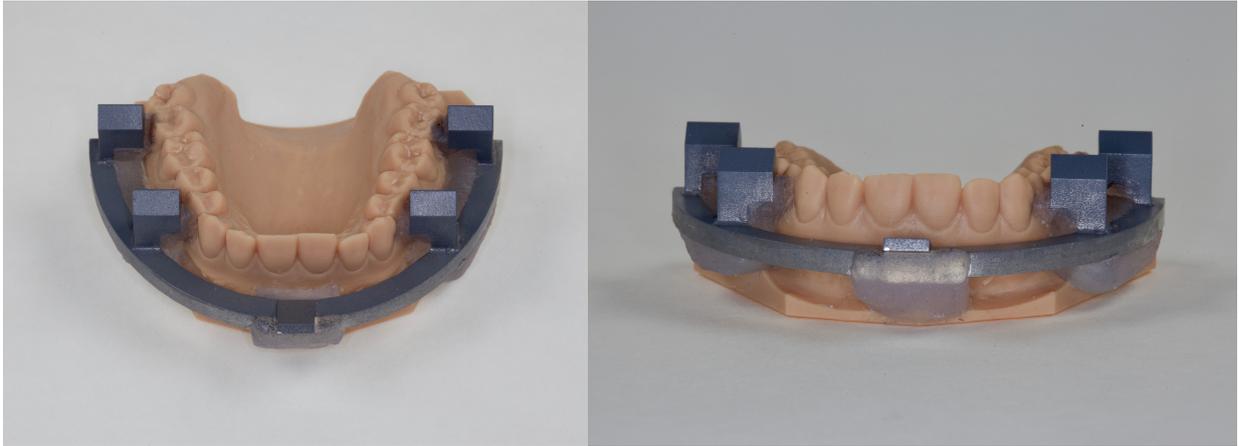


Abbildung 6 - Verwendetes Mastermodell. Darstellung in Anlehnung an Wesemann et al. 2020 (83).

Zur Bestimmung des Goldstandards wurde das Mastermodell mit Referenzstruktur taktil am Fraunhofer Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik in Berlin mit einem Koordinatenmessgerät (Zeiss O-Inspect 422, Zeiss, Oberkochen, Deutschland) und der Software Calypso 5.4.20 vermessen. Die Messunsicherheit betrug $1,9 \mu\text{m} +L/250$ (ISO 20360), was sich zu einer maximalen Messunsicherheit von $2,14 \mu\text{m}$ auf einer Distanz von 50 mm belief.

2.2 Rahmenbedingungen

Um konstante Versuchsbedingungen zu schaffen, wurde eigens eine Versuchsbox erstellt, in der das Mastermodell gescannt wurde. Die Box selbst bestand aus Styropor. Die integrierte Deckenlampe wurde mit einem Luxmeter (Shenzhen Grandbeing Technology, Guangdong, China) so eingestellt, dass das Modell mit 500 Lux beleuchtet war. Diese Lichteinstellung entspricht der deutschen DIN-Norm 5035-3 (Beleuchtung im Gesundheitswesen). Das Modell wurde auf dem Boden der Box bei richtiger Lichteinstellung mit Powerstrips (tesa SE, Norderstedt, Deutschland) fixiert, um Schwankungen der Lichteinstellung zu vermeiden. Mittels eines eingebauten Thermometers wurde darauf geachtet, dass in der Box konstante Raumtemperaturen von $22,5 -24,5$ Grad Celsius eingehalten wurden.

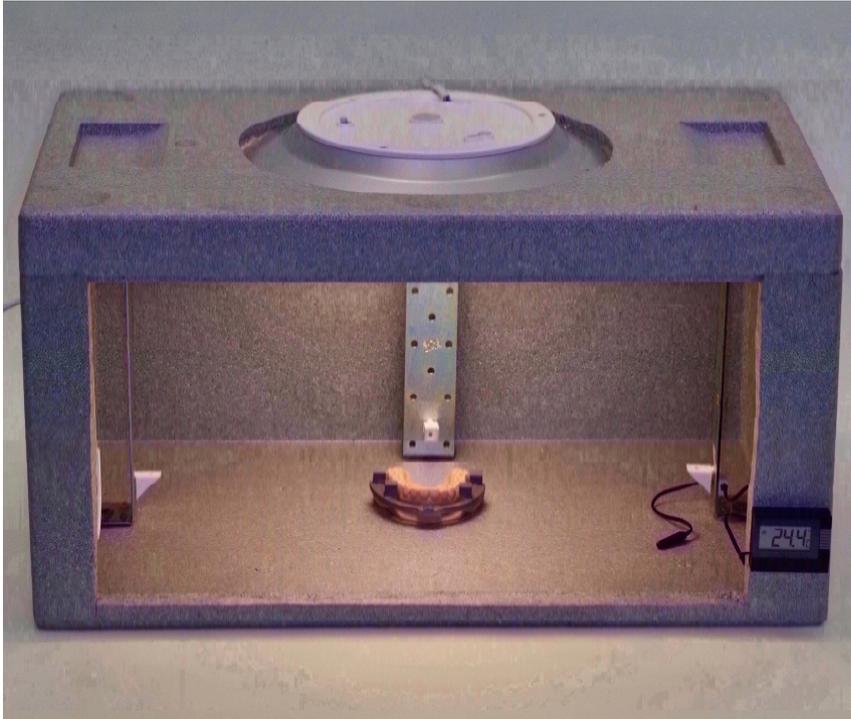


Abbildung 7 - Verwendete Versuchsbox aus Styropor mit integrierter Deckenlampe und Thermometer. Abbildung nach Wesemann et al. 2020 (83) .

2.3 Versuchsablauf

Es folgt eine Auflistung der verwendeten sieben Intraoralscanner in dieser Studie:

- Trios 3 wireless (3 Shape; Kopenhagen, Dänemark)
- Omnicam (Dentsply Sirona; York, Pennsylvania, USA)
- CS 3600 (Carestream Dental; Rochester, USA)
- iTero Element (Align Technology; San José, CA, USA)
- Emerald (Planmeca; Helsinki, Finnland)
- GC Aadva IOS (GC Europe; Leuven, Belgien)
- True Definition (3M Espe; Seefeld, Deutschland)

Alle Scans der vorliegenden Studie wurden vom gleichen erfahrenen Operateur in einem Zeitraum von 4 Monaten durchgeführt.

Die berechnete Fallzahlanalyse ergab einen Wert von $n=27$ Scans pro Scanner, um signifikante Unterschiede von $20\ \mu\text{m}$ betrachten zu können.

Alle Scanner wurden zu Beginn und in regelmäßigen Abständen kalibriert.

Je Scanner wurden 10 Probescans durchgeführt, um sich an den jeweiligen Scanner, den Scanpfad und die Software zu gewöhnen.

Der Scanpfad wurde jeweils nach Herstellerangaben durchgeführt. Einzig die Omnicam arbeitete mit einem guided scanning system. Dieses führt Schritt für Schritt durch die einzelnen zu scannenden Abschnitte, hierdurch erhält der Softwarealgorithmus die nötigen Daten, um die gewünschte hohe Genauigkeit zu sichern.

Wenn ein Scan fehlerhaft war oder ein Softwareproblem entstand, wurde der Scan gelöscht und wiederholt.

Von jedem Scan wurde die benötigte Zeit notiert. Die leichte Benetzung des Mastermodells mit einem Scanpulver aus Titandioxid (LAVA Scanpowder; 3M Espe, Seefeld, Deutschland) war nur bei dem True Definition Scanner nötig. Die anderen Systeme arbeiten puderfrei.

Nach dem Scan entstanden Scan-Files, die jeweils im systemspezifischen Format vorlagen. Einige Systeme erlaubten gleich die Speicherung im stl-Format, bei anderen Systemen wurde die Datei über ein herstellenspezifisches Kommunikationszentrum geleitet und konnte dort als stl-Datei exportiert werden.

Scanablauf für jedes Scansystem

Table 4 - Auflistung der verwendeten Scansysteme mit Anwendungsprinzipien.

Scansystem	Software-version	Oberflächen-konditio-nierung	Aufnahmetechnik	STL-Export
Trios 3 wireless	1.4.7.3.	Keine	Konfokale Lasermikroskopie, fortlaufende Bildaufnahme	Via 3Shape Communicate Center (Ortho Analyzer)
Omniam	Ortho 2.1	Keine	Aktive Triangulation, fortlaufende Bildaufnahme	Direkt nach Scanvorgang vom Gerät möglich
CS 3600	3.1.0	Keine	Aktive Triangulation, fortlaufende Bildaufnahme	Direkt nach Scanvorgang vom Gerät möglich
iTero Element	1.6.5.80	Keine	Konfokale Laser, Einzelbildaufnahme	Nach Hochladen in Align Tech Connection Center und zentraler Nachbearbeitung
Emerald	PlanCard Easy Software 5.9.	Keine	Aktive Triangulation, fortlaufende Bildaufnahme	Nach Hochladen in Planmeca Connection Center und zentraler Nachbearbeitung
Aadvia IOS	2.2.	Keine	Stereovermessung	Direkt nach Scanvorgang vom Gerät möglich
True Definition	4.0.3.1	Puderspray	Active Wavefront-Sampling, fortlaufende Bildaufnahme	Nach Hochladen in 3M Connection Center und zentraler Nachbearbeitung

Scanstrategien

Vor dem Scanvorgang wurden alle Scanner entsprechend Herstellerangaben kalibriert. Studien belegen den positiven Einfluss der Kalibrierung auf das Ergebnis (65).

Nach ca. 15 Scans erfolgte die erneute Kalibrierung jedes Systems. Wenn die Scans eines Systems über mehrere Tage aufgenommen wurden, dann erfolgte zu Beginn des Tages auch eine erneute Kalibrierung.

Die Scanstrategien der Scanner CS3600, Trios 3 wireless, Emerald und Aadvia IOS folgten dem gleichen Schema:

Der Scanpfad begann am Zahn 18 des ersten Quadranten. Der Zahnkranz wurde zuerst von okklusal gescannt durchgehend bis zum Zahn 28, von dort wurden die bukkalen Flächen gescannt bis man zum Anfangspunkt zurückkam und zuletzt erfolgte der Scan der Palatinalflächen durchgehend von Zahn 18 bis Zahn 28. Bei jedem Scan wurde anschließend auch der Gaumen mit aufgenommen.

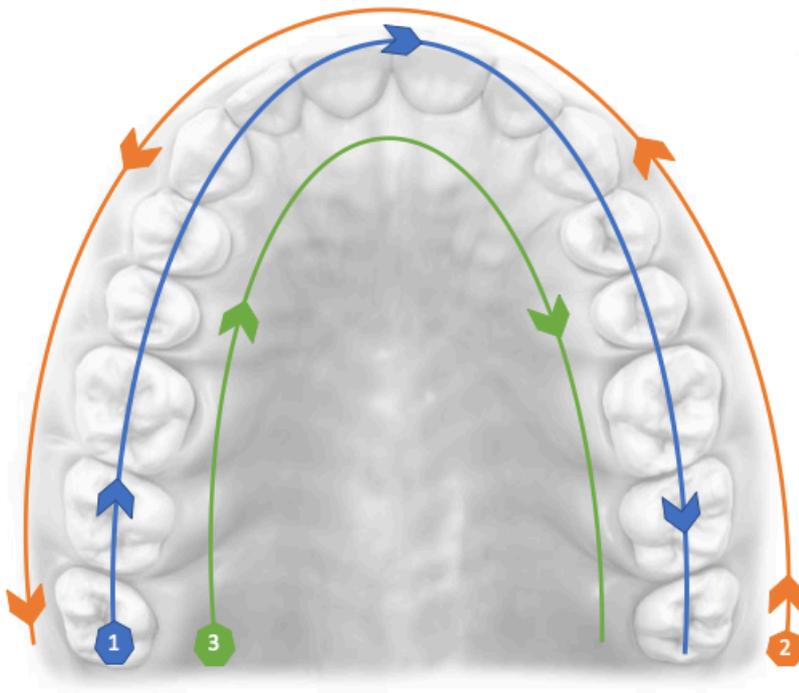


Abbildung 8 - schematische Darstellung des Scanpfads der Scanner CS3600, Trios 3 wireless, Emerald und Aadvia IOS

Das Scansystem von Dentsply Sirona leitete den Operateur als einziges der 7 Systeme mittels einer Guided-Scanning-Strategie durch den Aufnahmeprozess. Start- und Stoppositionen sowie Pfeile führen den Behandler auf dem Bildschirm durch den vorgegebenen Ablauf. Beginnend mit Zahn 18 wurden zunächst die Palatinalflächen des 1.Quadranten aufgenommen. Nach einem Stopp im Bereich der Inzisiven erfolgte

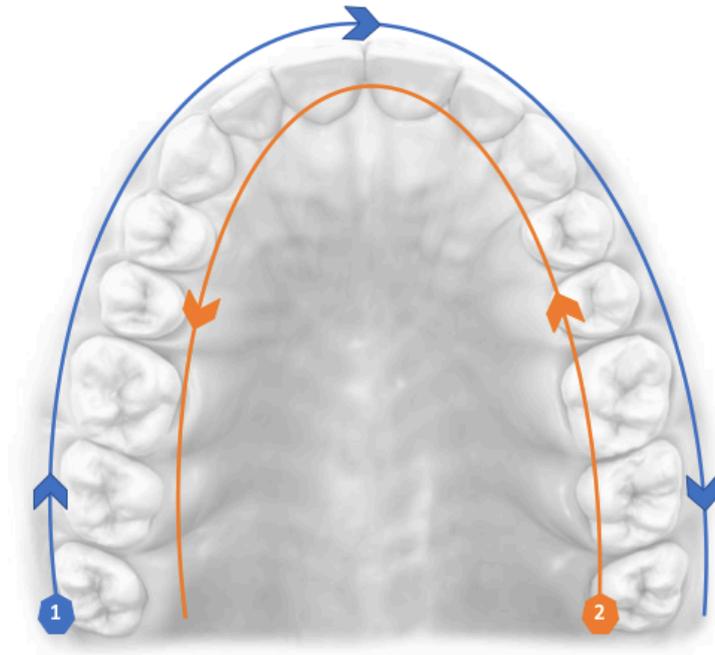


Abbildung 10 - Schematische Darstellung des Scanpfades des Scanners iTero element

Die Scanstrategie des True Definition Scanners folgte einem spezifischen Ablauf. Beginnend im 1. Quadranten an Zahn 18 wurde der Scankopf in sagittaler Richtung gehalten. Es erfolgte der Scan der Okklusalfächen bis zum Zahn 23 mit beginnender Drehung des Scankopfes nach palatinal und schließlich dem Scan der Zahnflächen von palatinal zurück bis zum Zahn 18. Anschließend wurde der Scankopf über okklusal nach bukkal geführt und in horizontaler Ausrichtung die Bukkalflächen aufgenommen. In der Front wurden die Inzisalkanten miteinbezogen. Nach einer Zwischensicherung zu diesem Zeitpunkt erfolgte die Aufnahme im 2. Quadranten nach dem gleichen Scanpfad.

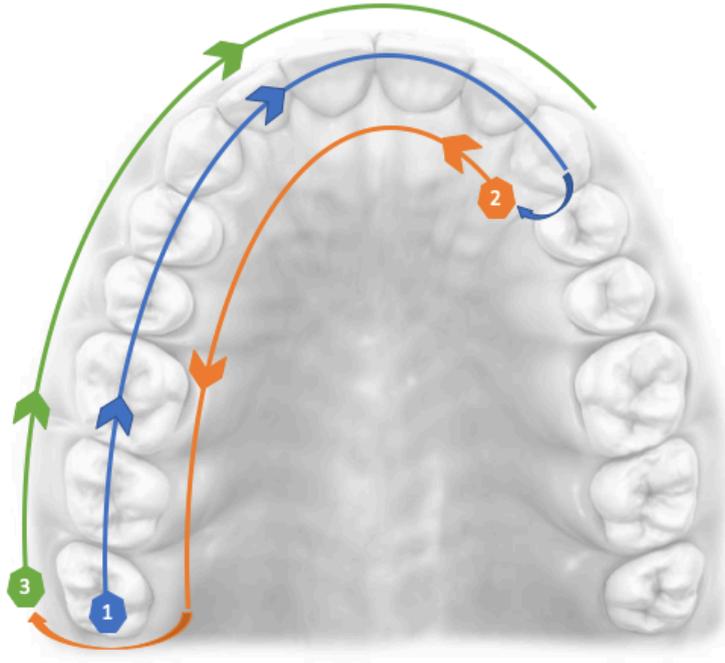


Abbildung 11 -Schematische Darstellung des Scanpfades des Scanners True Definition. Exemplarisch für den 1.Quadranten.

2.4 Prüfverfahren und Auswertung

Die Auswertung der Scans erfolgte mit der 3D-Prüfsoftware Geomagic Control X (3D Systems; Morrisville, NC, USA), Softwareversion 2018 1.1.. Insgesamt wurden 189 Scans ausgewertet, das entspricht den 27 Scans je 7 Scannern.

Zuerst erfolgte der Import des Goldstandardmodells in das Programm. Dieses wurde als Soll-Modell festgelegt und im Koordinatensystem ausgerichtet. Der entsprechende zu vergleichende Scan wurde als stl-Datei ins Programm importiert. Die beiden Modelle wurden nun grundlegend im Koordinatensystem zueinander ausgerichtet.

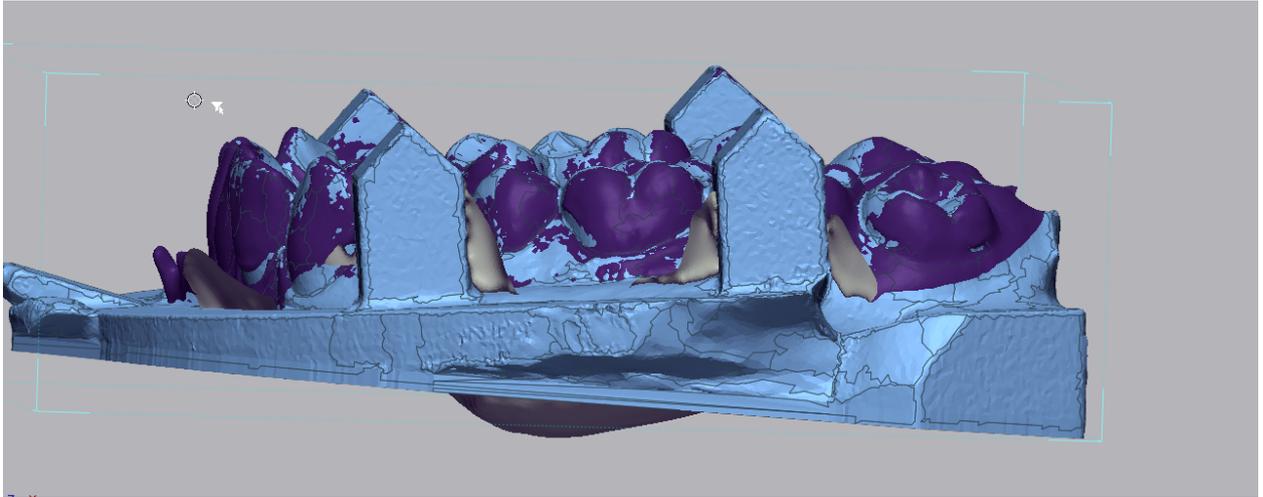


Abbildung 12 – Grundlegende Ausrichtung des Goldstandardmodells und eines Omnicam-Scans zueinander.

Folgend wurden die Seitenzahnbereiche der 1. Quadranten beider Modelle mittels Best-Fit-Mechanismus zueinander ausgerichtet, um dort bereits eine möglichst exakte Passung zu erreichen. Das Programm berechnete die Best-Fit Passung mit einer maximalen Anzahl an Durchläufen.

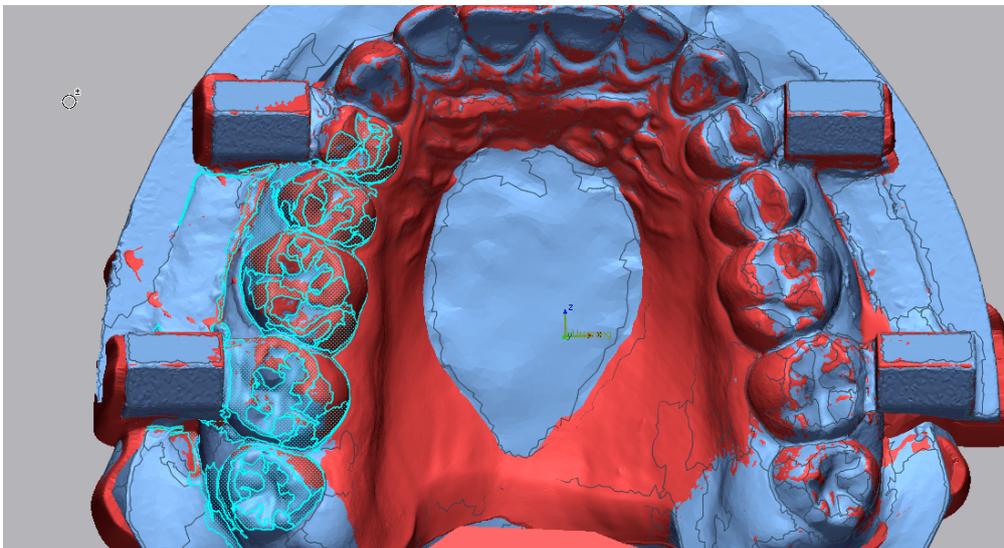


Abbildung 13 - Mastermodell (blau) und auszuwertender stl-Scan des Trios (rot) werden im 1.Quadranten mittels Best-Fit gematcht.

Das Goldstandardmodell wurde nun extrahiert, sodass nur der aktuelle Scan sichtbar blieb. Das Oberkiefermodell mit den vier Standardgeometrien als Referenzkörper wurde nun vermessen.

Die Vermessung erfolgte bei jedem Modell nach dem gleichen Arbeitsablauf: Im 1.Quadrant am distalen Referenzkörper beginnend, dann mit Verlauf des

Zahnbogens endend am distalen Referenzkörper des 2.Quadranten.
 Je Referenzkörper wurden 3 Ebenen festgelegt und markiert.

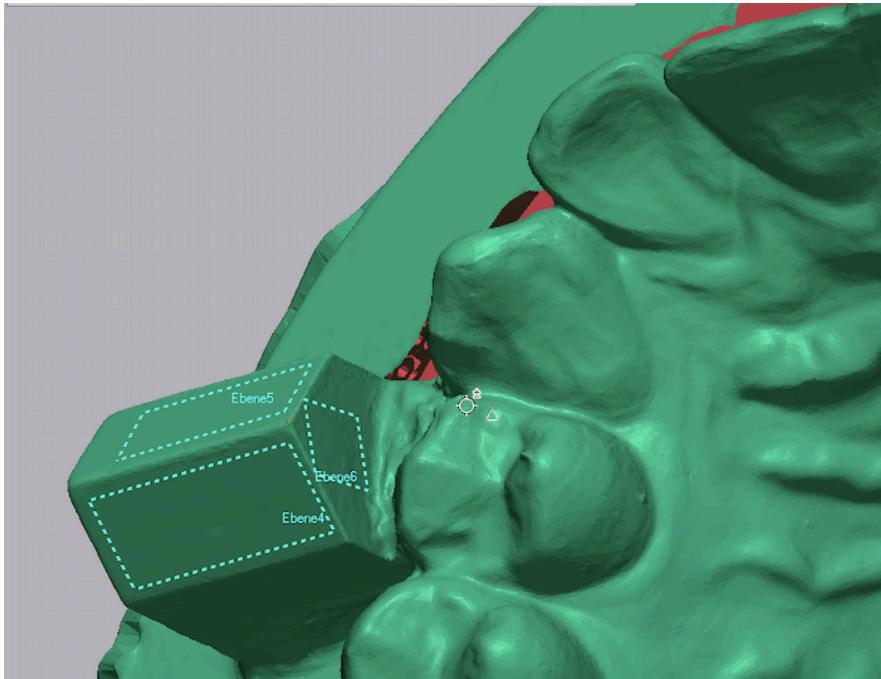


Abbildung 14 - Festlegung von 3 Ebenen am Beispiel eines Scans des Trios 3 wireless.

Beginnend jeweils mit der distalen Kontaktfläche, wurde dann die mesiale Kontaktfläche markiert und zuletzt die vertikale Kontaktfläche. Es wurde darauf geachtet, dass nur glatte Flächenbereiche und keine unebenen Randbereiche mit einbezogen wurden. Auf diese Weise entstanden 12 Ebenen, das entspricht 3 Ebenen je Referenzkörper. Es wurde der jeweilige Schnittpunkt der 3 Ebenen errechnet, damit ein Referenzpunkt je Referenzkörper entsteht.

Formel 1 - Formel für die Berechnung eines Schnittpunkts dreier Ebenen

$$P_0 = \frac{d_1(\vec{n}_2 \times \vec{n}_3) + d_2(\vec{n}_3 \times \vec{n}_1) + d_3(\vec{n}_1 \times \vec{n}_2)}{\vec{n}_1 \cdot (\vec{n}_2 \times \vec{n}_3)}$$

Es entstehen 4 definierte Messpunkte (P1, P2, P3, P4) mit individuell errechneter x-, y- und z-Koordinate. Daraus folgend konnte eine Berechnung der Streckenlängen erfolgen.

Formel 2 - Berechnung der Streckenlänge L exemplarisch für die Messstrecke IMW mit den Koordinaten x, y und z der Punkte P1 und P4.

$$L = \sqrt{(x_{p1} - x_{p4})^2 + (y_{p1} - y_{p4})^2 + (z_{p1} - z_{p4})^2}$$

Als Vergleichswert wurden die Goldstandardwerte für die 4 Referenzkörper genutzt. Dadurch konnte die Differenz ΔL der Messstreckenlängen L zum Goldstandard (Referenzwert R) berechnet werden.

Formel 3 - Differenzberechnung.

$$\Delta L = L - R$$

Diese Punkt-zu-Punkt-Messung ermöglicht eine exaktere Aufschlüsselung über die Präzision und Richtigkeit der einzelnen Scans.

Die Auswertung jedes einzelnen Scans wurde separat als pdf-Datei abgespeichert.

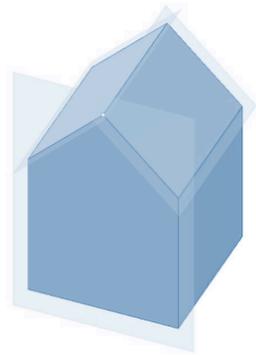


Abbildung 15 - Grafische Darstellung der Referenzstruktur mit markierten 3 Ebenen

Abbildung 15 zeigt eine grafische Zeichnung der genutzten Referenzstruktur. Die markierten 3 Ebenen wurden genutzt, um einen gemeinsamen Schnittpunkt daraus zu konstruieren.

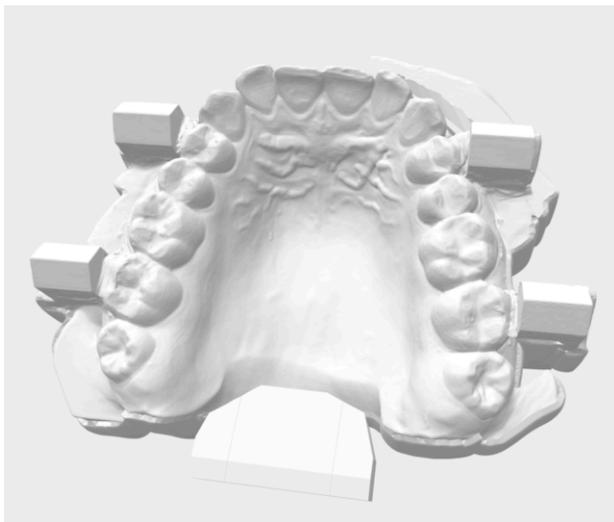


Abbildung 16 - digitalisiertes Mastermodell nach Scan mit Trios 3 wireless im stl-Datenformat

Abbildung 16 zeigt eine stl-Datei des Mastermodells nach Digitalisierung mit dem Scanner Trios 3 wireless. Der komplette Zahnbogen einschließlich Gaumen und den 4 Referenzstrukturen wurde vollumfänglich erfasst.

2.5 Statistische Analyse

Eine hohe Genauigkeit, oder auch synonym eine hohe Reliabilität, kann nur erzielt werden, wenn eine hohe Präzision und hohe Richtigkeit zusammenkommen.

Die ermittelten Werte des Mastermodells durch die Koordinatenmessmaschine stellen den Goldstandard dar und entsprechen dem wahren Wert.

Die Abweichung der jeweiligen Scanergebnisse zum wahren Wert wird als Fehleranteil bezeichnet und soll möglichst gering ausfallen.

Die Richtigkeit kann als systemischer Fehler und als Abstand zum wahren Wert, dementsprechend zum Goldstandard, charakterisiert werden.

Präzision definiert die Streuung der gefundenen Werte und damit den zufälligen Fehler. Es wurden Einproben-t-Tests angewendet zur Überprüfung von Richtigkeit und Präzision.

Der Levene-Test wurde angewendet zur Überprüfung der Homoskedastizität.

Paarweise t-Tests wurden damit zur Überprüfung der Varianzgleichheit genutzt.

Mit dem Programm SPSS Statistics (Version 25.0.0, SPSS-Inc, IBM, Chicago, USA) erfolgte die statistische Auswertung der ermittelten Daten. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Medianwerte, Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte bestimmt und tabellarisch zusammengestellt. Ergebnisse mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wurden als signifikant bezeichnet.

Zur Veranschaulichung wurden Fehlerbalkendiagramme und Bland-Altman-Plots erstellt.

Die gemessenen Scanzeiten wurden je Scanner gemittelt und tabellarisch sowie grafisch dargestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Anzahl der Beobachtungen

Die vorab durchgeführte Fallzahlanalyse ermittelte einen Wert von $n=27$ Scans je Scanner, um signifikante Unterschiede von $20\ \mu\text{m}$ sichtbar zu machen.

Damit ergibt sich insgesamt eine Anzahl von 189 Scans, entsprechend 27 Scans je 7 Scanner. Zusätzlich wurden je Scanner jeweils 10 Probescans erstellt.

Insgesamt ergeben sich somit bei 4 Messstrecken pro Scan und 189 Scans 756 auswertbare Messpunkte.

Die Ergebnisse wurden je nach den relevanten Messstrecken beurteilt.

1. Intermolarenweite IMW 17-27
2. Interprämolarenweite IPW 14-24
3. Messstrecke 1. Quadrant
4. Messstrecke 2. Quadrant

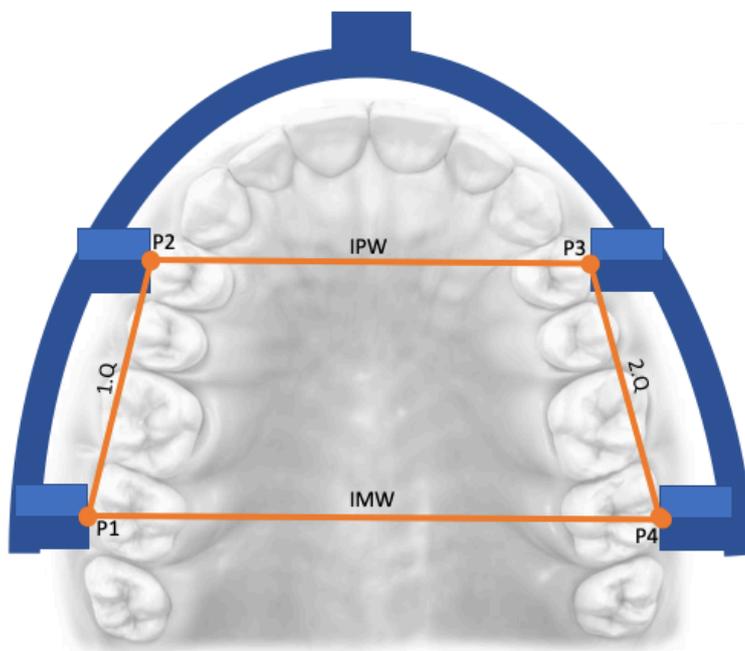


Abbildung 17 - grafische Darstellung des Mastermodells mit eingezeichneten Messstrecken und Messpunkten P1-P4.

3.2 Intermolarenweite – IMW

Diese Messstrecke zeigte insgesamt die größten Abweichungen.

Der Scanner Trios 3 wies als einziges Scansystem in dieser Rubrik keine signifikante Abweichung ($p = 0,225$) vom Goldstandard auf und zeigte somit eine hohe Genauigkeit.

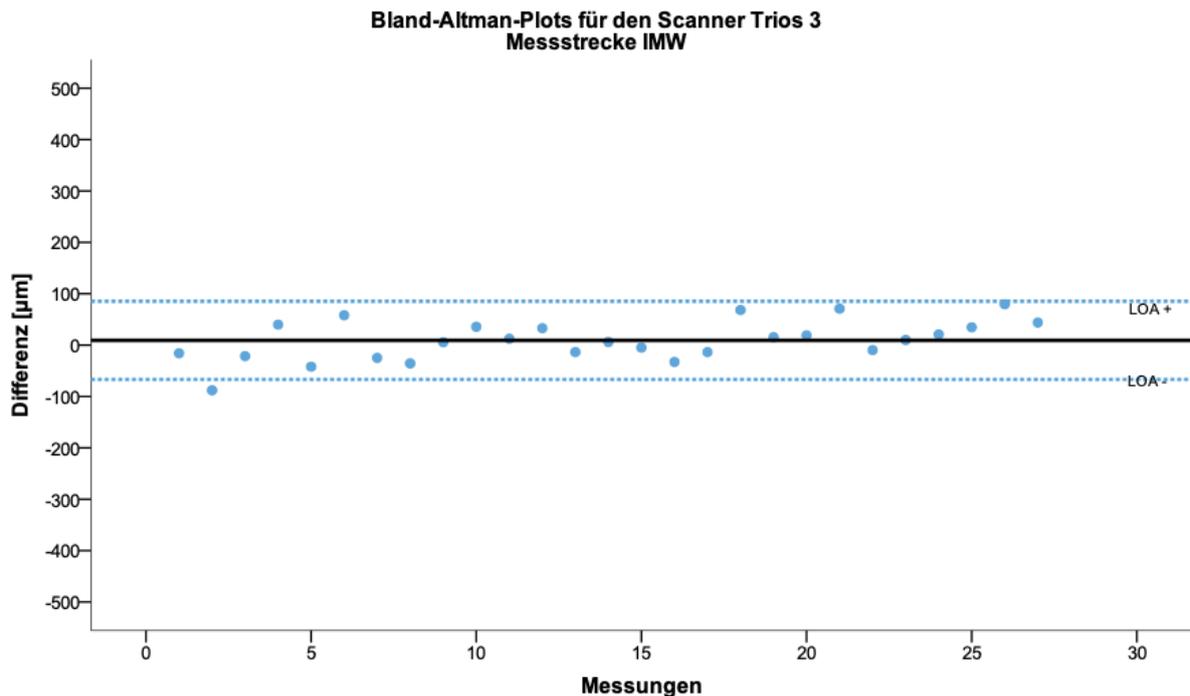


Abbildung 18 - Bland-Altman-Plots für Scanner Trios 3 auf der Messstrecke IMW.

Die Abbildung 18 zeigt die Bland-Altman-Plots für den Scanner Trios 3 auf der Messstrecke Intermolarenweite. $y = 0$ entspricht dem Goldstandard. Die einzelnen Punkte entsprechen den einzelnen Differenzen pro Scan vom Goldstandard. Die schwarze Linie $y = 9,3 \mu\text{m}$ ist der Mittelwert der Messungen.

Es wird deutlich, dass nur eine sehr geringe Abweichung vorhanden ist. Es zeugt somit von einer hohen Richtigkeit. Die blauen Punkte stellen die einzelnen Scans dar. Die Werte schwanken im positiven und negativen Bereich von $80 \mu\text{m}$ bis $-88 \mu\text{m}$. Diese einzelnen Punkte verdeutlichen demnach die Präzision des jeweiligen Scansystems. Die blau gestrichelten Linien bezeichnen die Limits of Agreement. Die Limits of Agreement (LoA) legen die Grenzen fest, in denen zirka 95% aller Differenzen liegen.

Das Scansystem Omnicam wies einen p-Wert von $p = 0,012$ auf mit einer mittleren Differenz von $26,8 \pm 51,4 \mu\text{m}$ zum Goldstandard.

Alle anderen Scansysteme zeigten einen signifikanten Unterschied von $p < 0,001$ zum Goldstandard.

In der Abbildung werden die Mittelwerte mit dem 95%-Konfidenzintervall für jeden Scanner dargestellt.

In der Tabelle 5 ist die deskriptive Statistik für die einzelnen Scanner für diese Messstrecke zusammengefasst.

Tabelle 5 - deskriptive Statistik der Messstrecke IMW

Deskriptive Statistik (μm)

Scanner	Minimum	Maximum	M	SD
<i>Trios</i>	-88	80	9,3	38,8
<i>Omnicam</i>	-88	133	26,8	51,4
<i>CS3600</i>	-269	61	-157,2	80,8
<i>iTero element</i>	-470	-56	-189,3	72,1
<i>Emerald</i>	-610	-100	-341,7	139,5
<i>Aadva IOS</i>	-56	556	292,7	143,9
<i>True Definition</i>	-741	-262	-439,7	103,6

Die Abbildung 19 fasst grafisch die mittlere Abweichung und das 95%-Konfidenzintervall für alle verwendeten Scansysteme auf der Messstrecke Intermolarenweite zusammen.

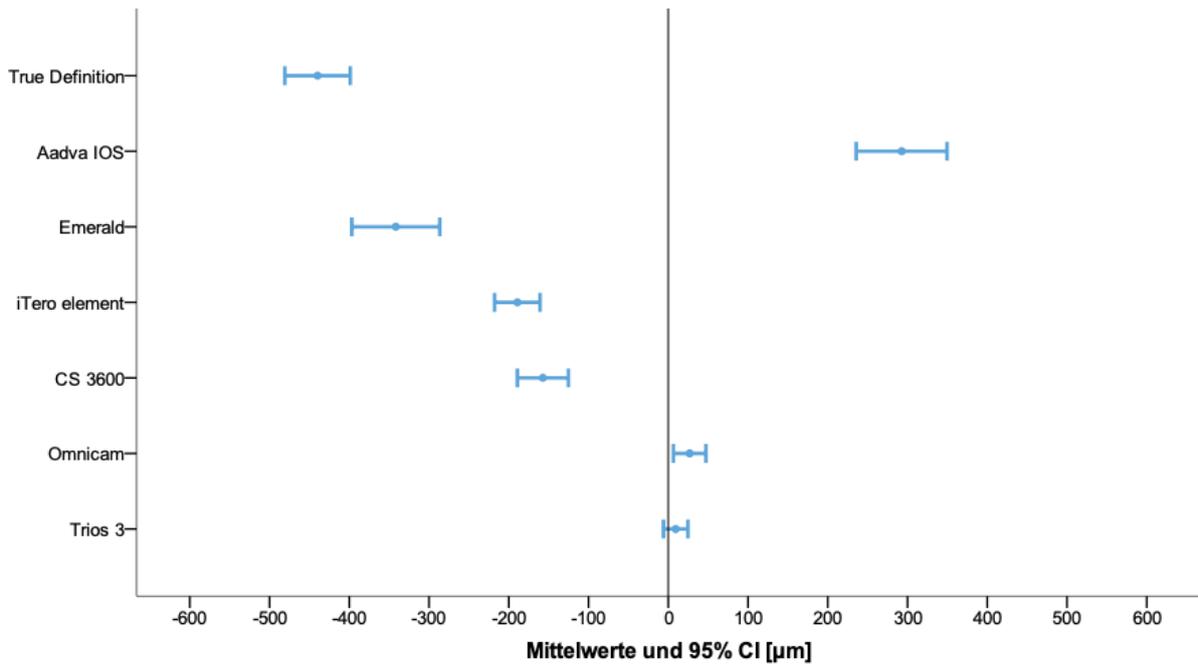


Abbildung 19 - mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall aller Scanner auf der Messstrecke IMW

3.3 Interprämolarenweite – IPW

Alle Scansysteme zeigten signifikante Unterschiede zum Mastermodell ($p < 0,001$). Insgesamt wurden geringere Werte für die Standardabweichung erzielt, was eine höhere Präzision bedeutet. Allerdings wurde im Vergleich zur Intermolarenweite keine höhere Richtigkeit erzielt, die mittlere Abweichung auf der Messstrecke Interprämolarenweite ist tendenziell größer.

Die höchste Präzision erreichte das Trios 3 Scansystem mit einer Standardabweichung von $\pm 24,9 \mu\text{m}$. Ähnlich gute Werte erreichten auch die Scanner iTero element (SD $\pm 25,2 \mu\text{m}$) und die Omnicam (SD $\pm 31,0 \mu\text{m}$). Es folgen die Scanner True Definition (SD $\pm 44,8 \mu\text{m}$), Aadvä IOS (SD $\pm 53,7 \mu\text{m}$) und CS3600 (SD $\pm 55,1 \mu\text{m}$). Eine größere Streubreite (SD $\pm 101,7 \mu\text{m}$) weist bei dieser Messstrecke nur der Scanner Emerald auf.

Eine Zusammenfassung der deskriptiven Statistik für die Messstrecke Interprämolarenweite zeigt Tabelle 6.

Tabelle 6 - deskriptive Statistik für die Messstrecke IPW

Deskriptive Statistik (μm)

Scanner	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Trios	-187	-96	-139,5	24,4
Omnicam	-105	21	-51,4	31,0
CS3600	-272	-38	-155,8	55,1
iTero element	-221	-110	-173,8	25,2
Emerald	-451	50	-90,5	101,7
Aadvä IOS	-5	248	136,4	53,7
True Definition	-325	-150	-233,2	44,8

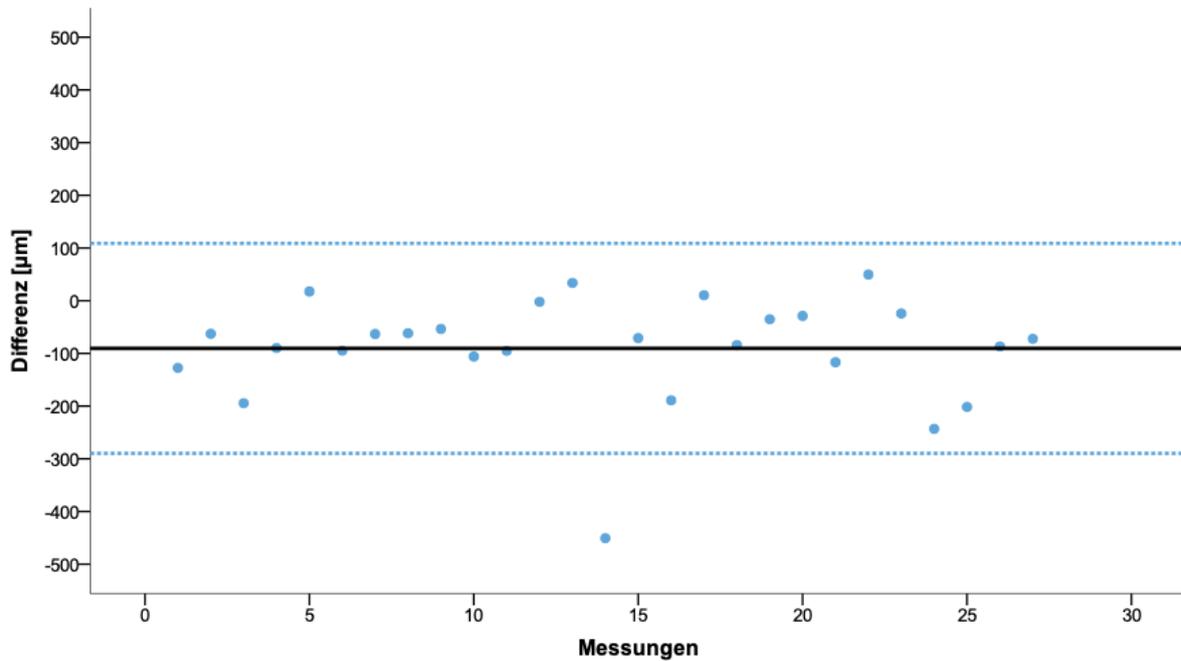


Abbildung 20 - Bland-Altman-Plots des Scanners Emerald auf der Messstrecke IPW.

Die Abbildung 20 zeigt exemplarisch den Scanner Emerald.

$y=0$ entspricht dem Goldstandard. Schwarze Linie $y = -90,5 \mu\text{m}$ entspricht der mittleren Abweichung der einzelnen Scans.

Aus den Bland-Altman-Plots wird ersichtlich, dass der Scanner eine große Streubreite und somit einen großen zufälligen Fehleranteil aufweist. Dennoch entsteht dadurch eine mittlere Abweichung von nur $-90,5 \mu\text{m}$.

Die höchste Genauigkeit erreichte die Omnicam mit einem Mittelwert von $-51,4 \mu\text{m}$ und der Planmeca Scanner Emerald mit einem Mittelwert von $-90,5 \mu\text{m}$.

Alle anderen Scansysteme zeigten Mittelwertabweichungen von mehr als $100 \mu\text{m}$.

Des Weiteren ist auffällig, dass alle Scansysteme, mit Ausnahme des Aadvia IOS, negative Abweichungen erzielten. Zum grafischen Verständnis dient Abbildung 21.

Ergebnisse

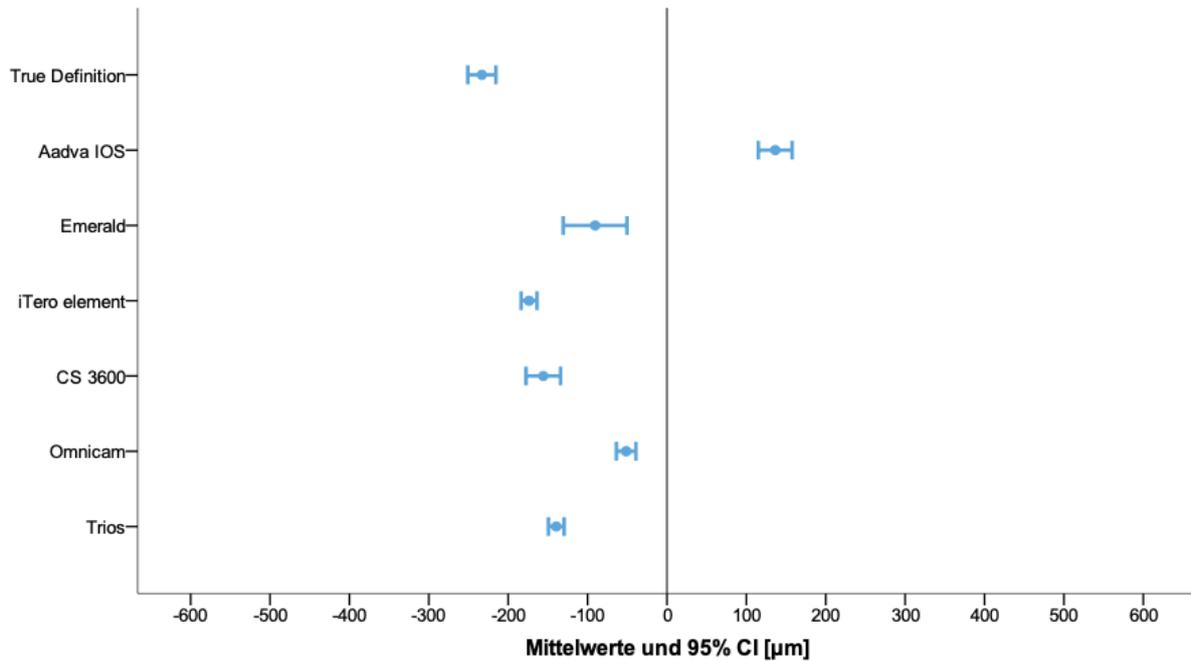


Abbildung 21 - Mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall auf der Messstrecke IPW

3.4 Messstrecke 1. Quadrant

Diese Messstrecke erzielte die genauesten Ergebnisse.

Der Scanner CS3600 erzielte keine signifikante Abweichung vom Mastermodell ($p = 0,472$) mit einer mittleren Abweichung von $7,5 \mu\text{m}$. Ähnlich gute Werte erreichten die Scanner Omnicam, iTero element, Trios und True Definition. Die vier genannten Scanner erreichten eine sehr gute Richtigkeit auf dieser Messstrecke.

Aadvia IOS erzielte einen Mittelwert von $97,9 \mu\text{m}$. Einzig der Scanner Emerald der Firma Planmeca erzielte eine mittlere Abweichung von über $200 \mu\text{m}$.

Insgesamt ist auch die Präzision sehr positiv ausgefallen auf dieser Messstrecke. Die Standardabweichung schwankte zwischen 10 und $53 \mu\text{m}$. Einzige Ausnahme bildet auch hier der Scanner von Planmeca mit einem größeren Schwankungsbereich.

Alle Scanner mit Ausnahme des iTero element zeigen vorrangig positive Werte, scannen also tendenziell zu groß als zu klein.

Die deskriptive Statistik aller Scanner wird in Tabelle 7 zusammengefasst.

Tabelle 7 - deskriptive Statistik für die Messstrecke 1.Quadrant

Deskriptive Statistik (μm)

Scanner	Minimum	Maximum	M	SD
Trios	-13	49	14,6	14,3
Omnacam	-6	31	11,9	10,7
CS3600	-128	108	7,5	53,4
iTero element	-41	6	-13,9	12,0
Emerald	-39	373	234,7	90,4
Aadva IOS	35	191	97,9	34,4
True Definition	-5	82	34,3	20,6

Die Abbildung 22 zeigt zum besseren Verständnis die Verteilung der mittleren Abweichung sowie das 95%-Konfidenzintervall aller Scanner auf der Messstrecke 1.Quadrant.

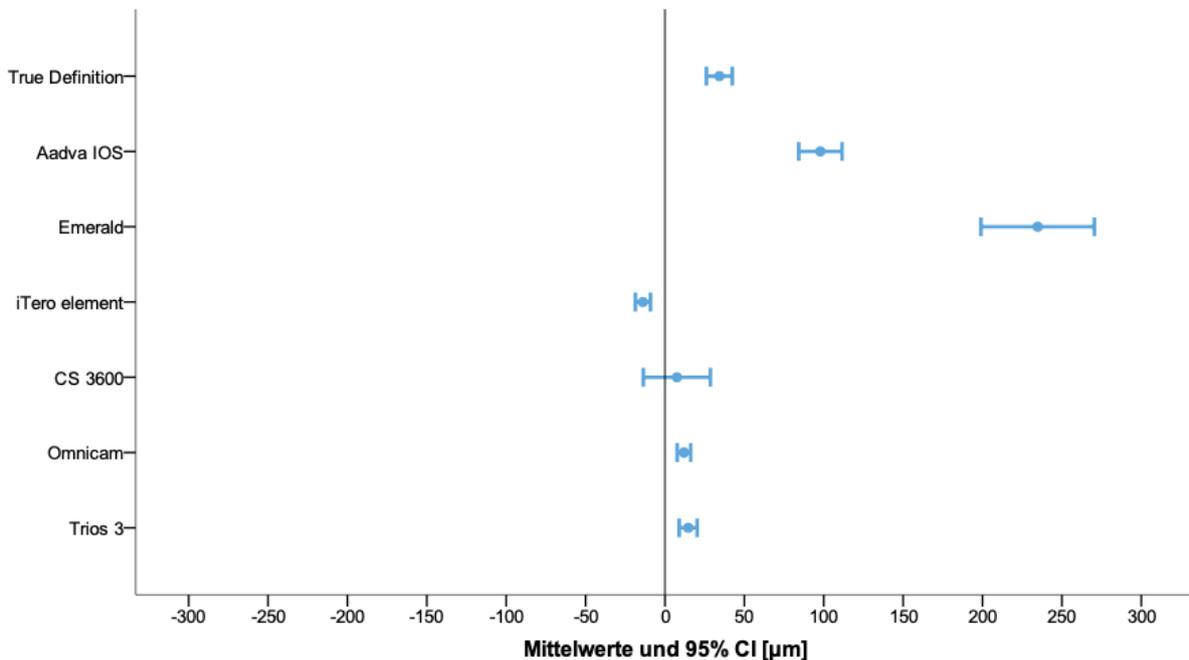


Abbildung 22 - Mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall aller Scanner auf der Messstrecke 1.Quadrant

Ergebnisse

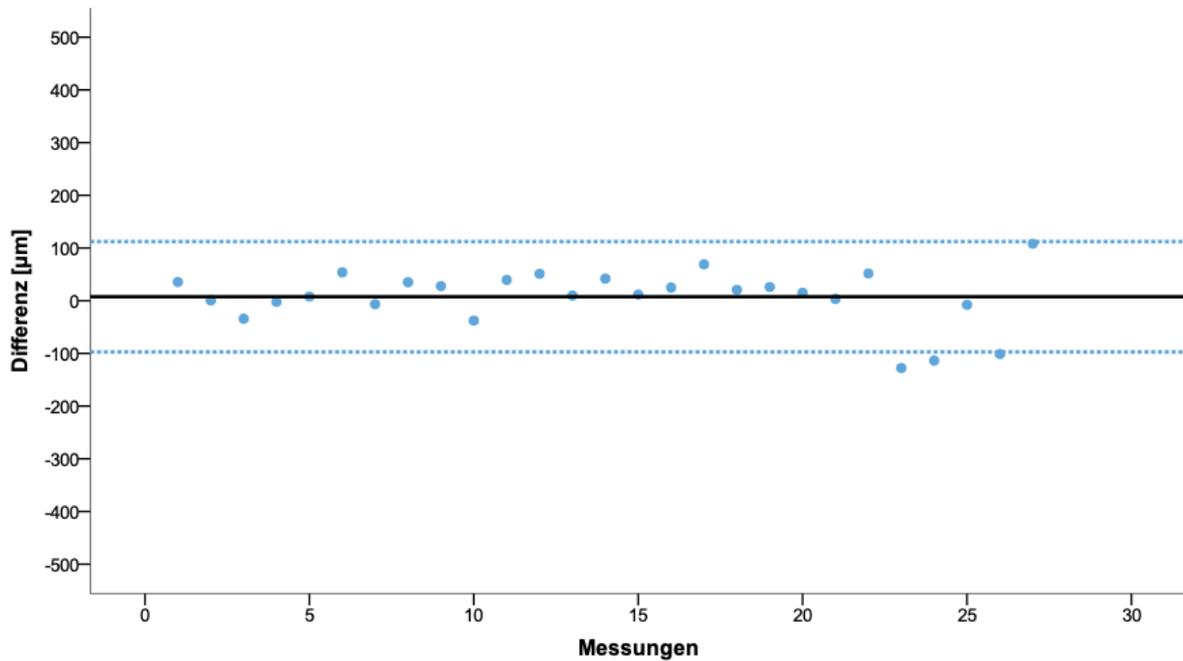


Abbildung 23 - Bland-Altman-Plots für den Scanner CS3600 auf der Messstrecke 1. Quadrant

Der Scanner CS3600 erzielte keine signifikanten Abweichungen zum Mastermodell, da der Bias sehr klein und damit die Richtigkeit sehr hoch ist. Dennoch verdeutlichen die Bland-Altman-Plots des Scanners in Abbildung 23, dass die einzelnen Werte einer verhältnismäßig großen Streuung unterliegen und somit die Präzision kleiner ist.

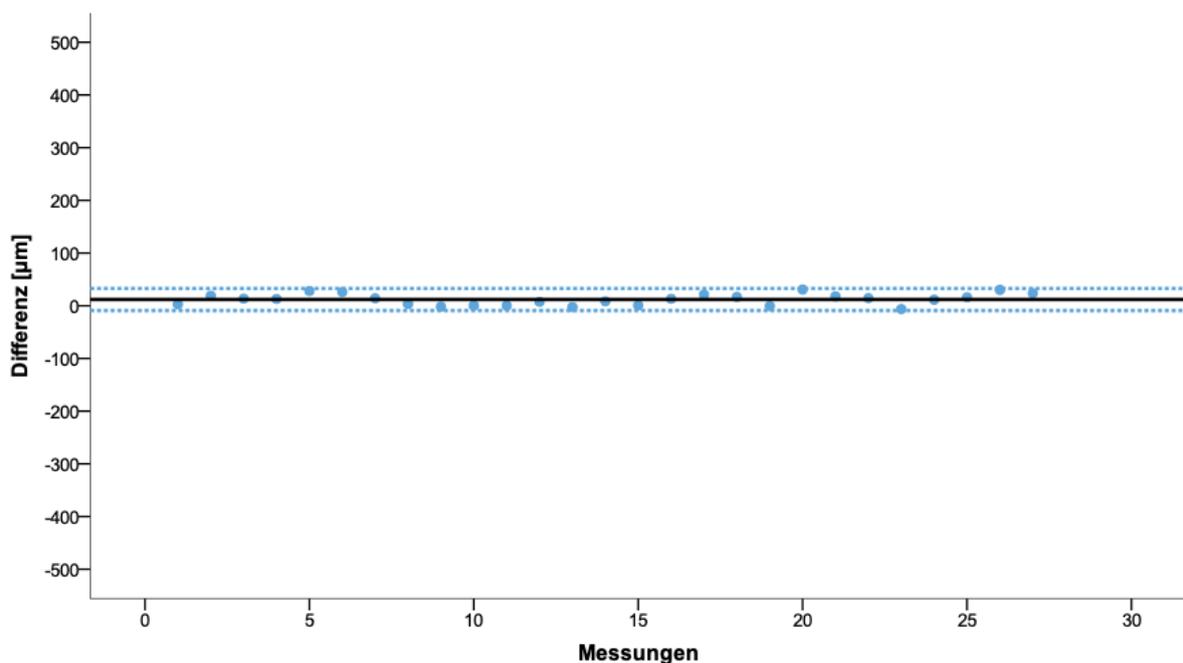


Abbildung 24 - Bland-Altman-Plots für den Scanner Omnicam auf der Messstrecke 1. Quadrant

Die Scanner Omnicam, iTero element und Trios 3 (Abbildungen 24, 25, 26) verdeutlichen in Darstellung der Bland-Altman-Plots, dass die mittlere Abweichung leicht größer ist als beim Scanner CS3600, aber auch die Präzision höher ist und die einzelnen Werte näher beieinanderliegen.

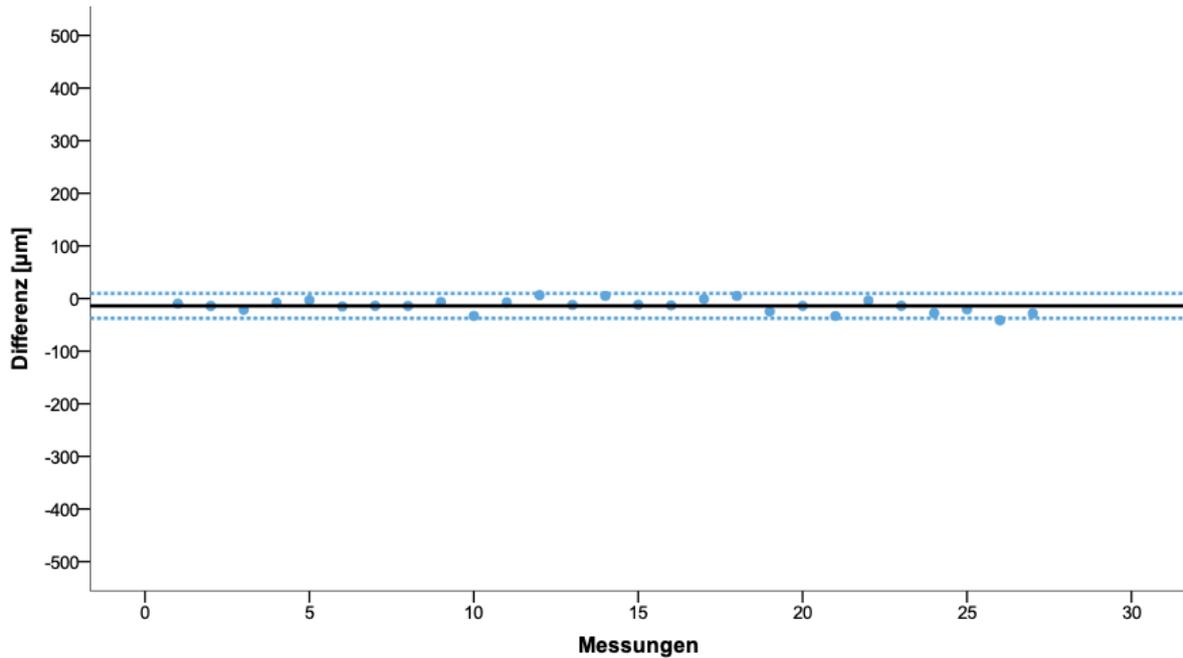


Abbildung 25 - Bland-Altman-Plots für den Scanner iTero element auf der Messstrecke 1. Quadrant

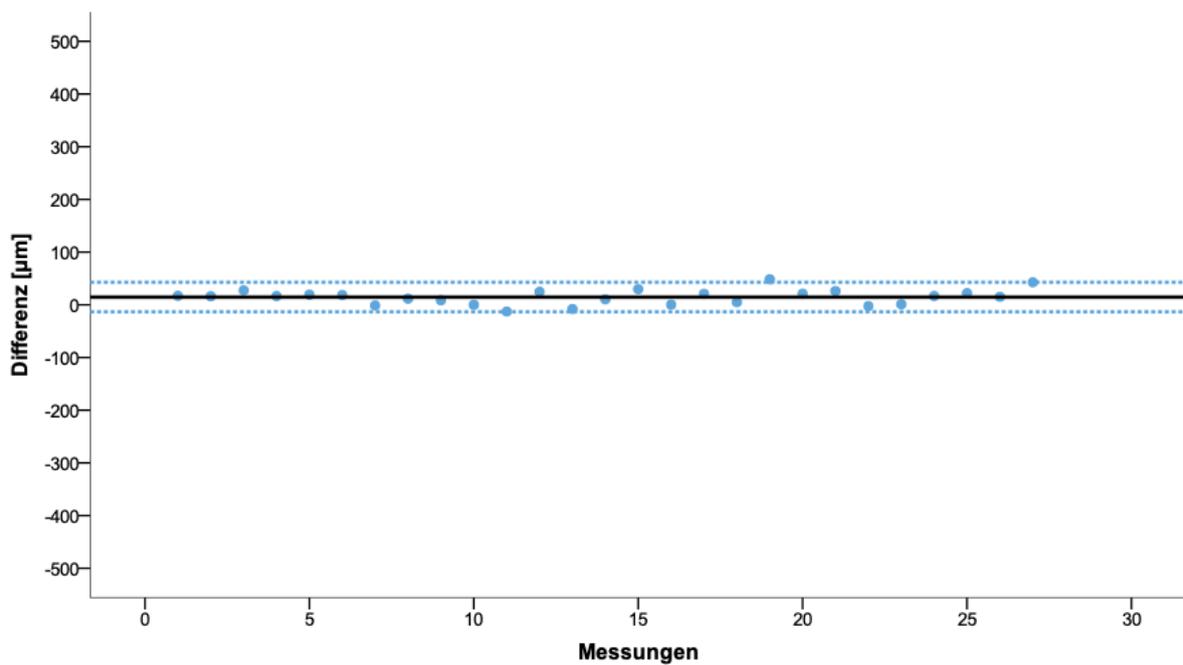


Abbildung 26 - Bland-Altman-Plots für den Scanner Trios 3 auf der Messstrecke 1. Quadrant

3.5 Messstrecke 2. Quadrant

Auf dieser Messstrecke zeigten alle Scanner signifikante Abweichungen zum Mastermodell ($p < 0,001$). Die geringsten mittleren Abweichungen und damit die höchste Richtigkeit auf dieser Messstrecke wiesen die Scanner Trios 3 ($M = -11,4 \mu\text{m}$) und iTero element ($M = 15,6 \mu\text{m}$) auf. Einzig die Scanner Emerald und Aadvä IOS zeigten mittlere Abweichung von mehr als $100 \mu\text{m}$.

Auf dieser Messstrecke wurden insgesamt die geringsten Standardabweichungen erzielt. Die Scanner schwankten zwischen 10 und $41 \mu\text{m}$ und zeugten von einer hohen Präzision. Einzig der Scanner Emerald zeigte eine Standardabweichung von $88,5 \mu\text{m}$. Im 2. Quadranten sind die Abweichungen, mit Ausnahme des Trios 3, durchweg positiv. Ein ähnliches Bild mit fast nur positiven Mittelwerten zeigte die Strecke 1. Quadrant. Das ist interessant im Vergleich zur IPW, wo in den meisten Fällen negative Abweichungen erzielt worden sind. Die IPW wird somit tendenziell zu klein gescannt, der 1. und 2. Quadrant hingegen tendenziell zu groß. Dadurch können sich die Werte eines Ganzkieferscans besser ausgleichen.

Zusammenfassend ist die deskriptive Statistik in Tabelle 8 dargestellt.

Tabelle 8 - deskriptive Statistik für die Messstrecke 2. Quadrant

Deskriptive Statistik (μm)

Scanner	Minimum	Maximum	M	SD
Trios	-42	10	-11,4	14,4
OmnicaM	34	81	48,2	10,6
CS3600	-97	82	30,8	41,0
iTero element	-67	41	15,6	20,3
Emerald	65	431	290,4	88,5
Aadvä IOS	116	181	157,2	18,8
True Definition	44	130	84,9	19,7

Ergebnisse

Die Abbildung 27 zeigt die mittleren Abweichungen und die 95%-Konfidenzintervalle der Scanner auf der Messstrecke 2. Quadrant.

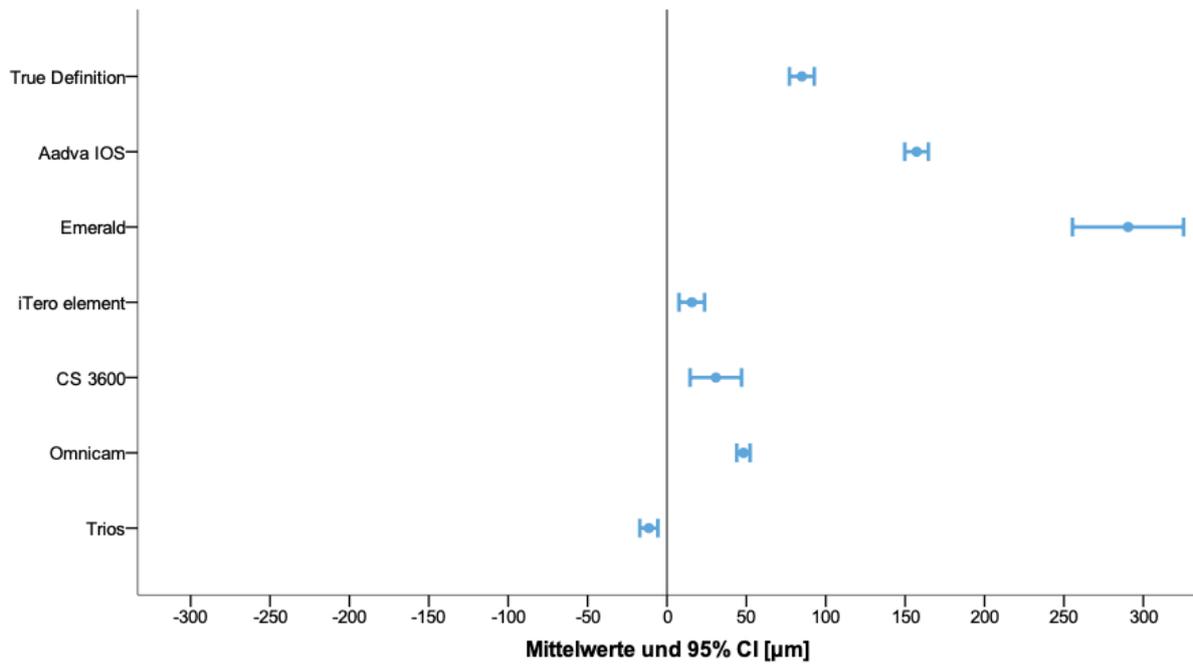


Abbildung 27 - mittlere Abweichung und 95%-Konfidenzintervall für alle Scanner auf der Messstrecke 2. Quadrant

3.6 Prüfung der Homoskedastizität

Zur Überprüfung der Varianzgleichheit wurde der Levene-Test angewendet. Paarweise t-Tests wurden berechnet und die Scanner je nach Strecke miteinander verglichen.

1. Messstrecke Intermolarenweite

Auf der Messstrecke IMW konnte zwischen mehreren Vergleichspaaren ($p > 0,05$) keine signifikanten Unterschiede gefunden werden. Die Präzision dieser Scannerpaare ist somit vergleichbar.

Kein signifikanter Unterschied wurde festgestellt zwischen den Scannerpaaren:

- Aavda IOS und Emerald
- Omnicam und iTero element
- Omnicam und Trios 3
- Aadv IOS und True Definition
- CS3600 und True Definition
- CS3600 und iTero element
- True Definition und iTero element
- iTero element und Trios 3

Die Scanner Aadv IOS und Emerald unterschieden sich deutlich signifikant von den anderen Scannern, da sie eine deutlich größere Streubreite und damit Standardabweichung aufwiesen, als die anderen untersuchten Systeme.

Die tabellarische Darstellung ist in Tabelle 9 ersichtlich.

Ergebnisse

Tabelle 9 - Analytische Statistik der Messstrecke Intermolarenweite. p-Werte der paarweisen t-Tests.

Scanner	Trios	Omnacam	CS3600	iTero element	Emerald	Aadva IOS	True Definition
Trios	X	0,269	0,004	0,324	< 0,001	< 0,001	0,008
Omnacam	0,269	X	0,049	0,796	< 0,001	< 0,001	0,040
CS3600	0,004	0,049	X	0,183	0,001	0,020	0,581
iTero element	0,324	0,796	0,183	X	< 0,001	0,002	0,109
Emerald	< 0,001	< 0,001	0,001	< 0,001	X	0,702	0,020
Aadva IOS	< 0,001	< 0,001	0,020	0,002	0,702	X	0,093
True Definition	0,008	0,040	0,581	0,109	0,020	0,093	X

2. Messstrecke Interprämolarenweite

In Tabelle 10 erfolgte die Evaluierung der Varianzgleichheit auf der Messstrecke Interprämolarenweite. Auch auf dieser Messstrecke war zwischen mehreren Vergleichspaaren kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) feststellbar:

- Omnicam und True Definition
- Omnicam und iTero element
- Omnicam und Trios 3
- Aadva IOS und CS3600
- Aadva IOS und True Definition
- Aadva IOS und Emerald
- CS3600 und True Definition
- CS3600 und Emerald
- iTero element und Trios 3

Diese Scannerpaare wiesen auf der Messstrecke IPW ähnliche Werte für die Präzision auf.

Ergebnisse

Tabelle 10 - Analytische Statistik der Messstrecke Interprämolarenweite. p-Werte der paarweisen t-Tests

Scanner	Trios	Omnica	CS3600	iTero element	Emerald	Aadva IOS	True Definition
Trios	X	0,570	0,006	0,705	0,002	0,010	0,013
Omnica	0,570	X	0,025	0,403	0,004	0,036	0,065
CS3600	0,006	0,025	X	0,005	0,105	0,885	0,482
iTero element	0,705	0,403	0,005	X	0,002	0,007	0,009
Emerald	0,002	0,004	0,105	0,002	X	0,088	0,039
Aadva IOS	0,010	0,036	0,885	0,007	0,088	X	0,585
True Definition	0,013	0,065	0,482	0,009	0,039	0,585	X

3. Messstrecke 1. Quadrant

Die Auswertung der Messstrecke 1. Quadrant ist deskriptiv in Tabelle 11 ersichtlich. Vergleichbare Werte für die Präzision erreichten auf dieser Messstrecke folgende Scannerpaare:

- Omnicam und iTero element
- Omnicam und Trios 3
- Aadva IOS und CS3600
- CS3600 und Emerald
- iTero element und Trios 3

Der Scanner Emerald zeigte auf dieser Messstrecke die größte Standardabweichung mit 90,4 µm und ist damit signifikant unpräziser als die anderen getesteten Scanner.

Ergebnisse

Tabelle 11 - Analytische Statistik der Messstrecke 1. Quadrant. p-Werte der paarweisen t-Tests

Scanner	Trios	Omnica	CS3600	iTero element	Emerald	Aadva IOS	True Definition
Trios	X	0,290	0,001	0,363	< 0,001	0,001	0,018
Omnica	0,290	X	< 0,001	0,964	< 0,001	< 0,001	< 0,001
CS3600	0,001	< 0,001	X	< 0,001	0,091	0,217	0,011
iTero element	0,363	0,964	< 0,001	X	< 0,001	< 0,001	0,001
Emerald	< 0,001	< 0,001	0,091	< 0,001	X	0,010	0,001
Aadva IOS	0,001	< 0,001	0,217	< 0,001	0,010	X	0,042
True Definition	0,018	< 0,001	0,011	0,001	0,001	0,042	X

4. Messstrecke 2. Quadrant

Folgende Scannerpaare erreichten auf der Messstrecke 2. Quadrant keine signifikanten Abweichungen ($p > 0,05$) untereinander:

- Omnicam und iTero element
- Aadva IOS und True Definition
- Aadva IOS und iTero element
- Aadva IOS und Trios 3
- True Definition und iTero element
- True Definition und Trios 3
- iTero element und Trios 3

Auch auf der Messstrecke 2. Quadrant fiel der Scanner Emerald der Firma Planmeca mit signifikanten Unterschieden zu allen anderen Scannern auf. Der Scanner CS3600 erzielte auf dieser Messstrecke auch größere Standardabweichungen und war somit signifikant unpräziser als die restlichen getesteten Gruppen. Tabelle 12 bietet einen Überblick über die Varianzanalyse der Messstrecke 2. Quadrant.

Ergebnisse

Tabelle 12 - Analytische Statistik der Messstrecke 2.Quadrant. p-Werte der paarweisen t-Tests

Scanner	Trios	Omnica	CS3600	iTero element	Emerald	Aadva IOS	True Definition
Trios	X	0,040	0,001	0,695	< 0,001	0,131	0,171
Omnica	0,040	X	< 0,001	0,083	< 0,001	0,001	0,003
CS3600	0,001	< 0,001	X	0,006	0,003	0,012	0,014
iTero element	0,695	0,083	0,006	X	< 0,001	0,482	0,505
Emerald	< 0,001	< 0,001	0,003	< 0,001	X	< 0,001	< 0,001
Aadva IOS	0,131	0,001	0,012	0,482	< 0,001	X	0,999
True Definition	0,171	0,003	0,014	0,505	< 0,001	0,999	X

Dabei war auffällig, dass zwei Scannerpaare auf jeder Messtrecke eine ähnliche Präzision aufwiesen und auf keiner der vier Messstrecken sich signifikant voneinander unterschieden:

- iTero element und Trios 3
- Omnicam und iTero element

3.7 Untersuchung der Scanzeit

Die durchschnittliche Scanzeit betrug 233,1 Sekunden, das entspricht 3:53 Minuten. Die kürzeste durchschnittliche Scanzeit erreichten die Scanner Aadv IOS und Trios 3 mit rund 3 Minuten. Die längsten durchschnittlichen Scanzeiten benötigten die Scanner iTero element und CS3600 mit über 4,5 Minuten. Eine Übersicht zur Visualisierung ist in Tabelle 13 und Abbildung 28 dargestellt. Die schwarze Linie $y = 233,1$ zeigt den Mittelwert in Sekunden aller Scanzeiten insgesamt.

Die Werte dienen hauptsächlich als relativer Wert zum Vergleich untereinander, da beim Scannen besonderer Wert daraufgelegt wurde, dass alle Bereiche erfasst wurden.

Tabelle 13 - Mittelwert der Scanzeit pro Scanner

Abhängige Variable: Zeit [s]

Scanner	M	SD
Trios 3	170,5	13,2
Omnica	233,3	22,0
CS3600	273,0	31,0
iTero element	287,6	46,7
Emerald	231,8	37,1
Aadv IOS	198,2	22,8
True Definition	237,7	19,9

Ergebnisse

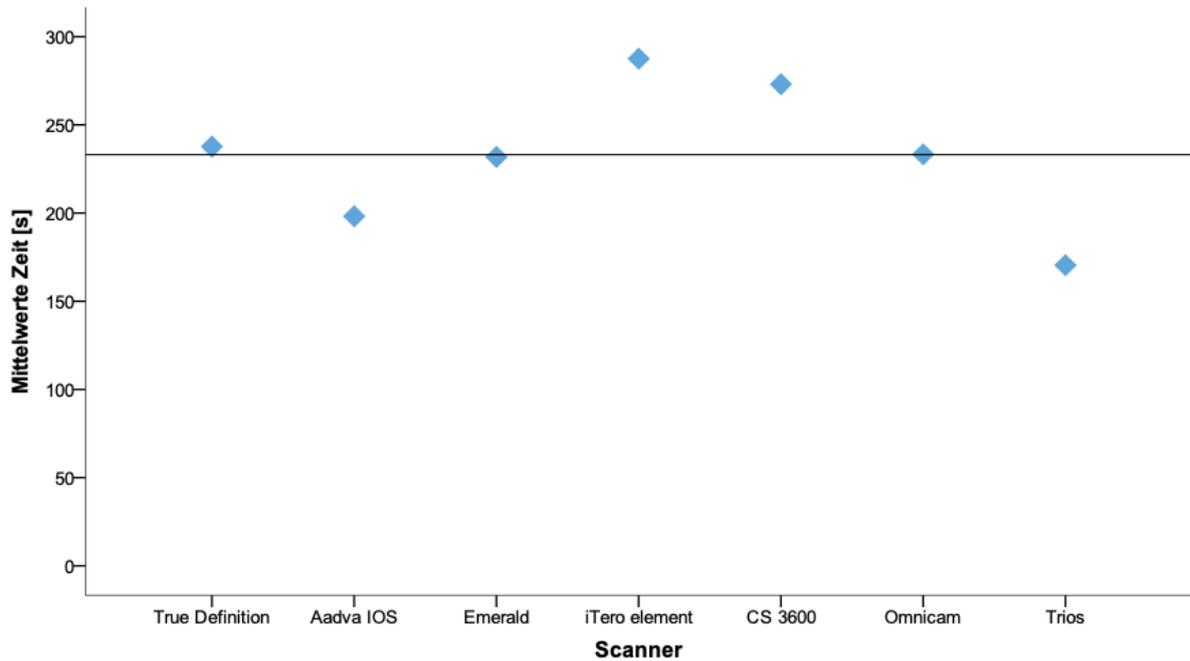


Abbildung 28 - grafische Darstellung der durchschnittlichen Scanzeit pro Scanner.

Des Weiteren wurde die Genauigkeit der Full-Arch-Scans in Abhängigkeit zur Scanzeit untersucht. Exemplarisch dazu dienen die grafischen Darstellungen zu den Scannern Omniscan und Trios 3.

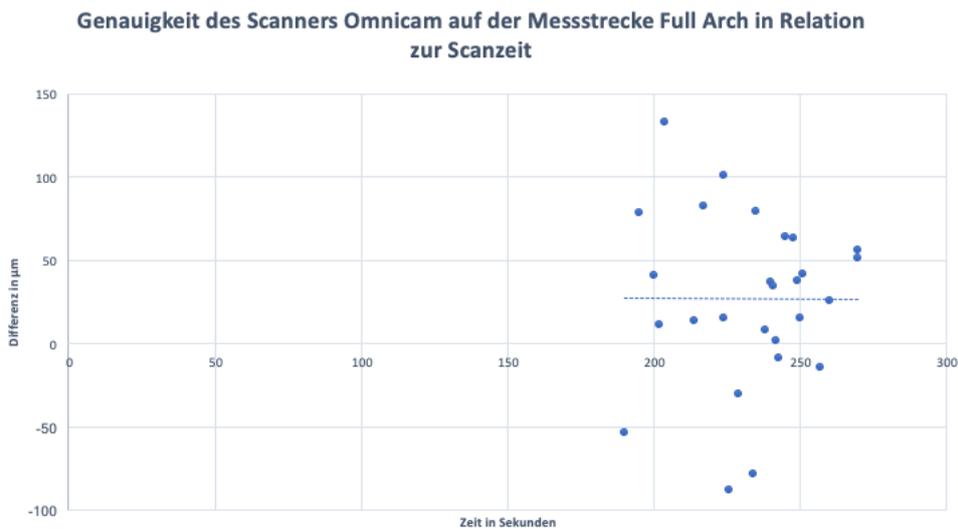


Abbildung 29 – Genauigkeit des Scanners Omniscan FA in Relation zur Zeit. Eingezeichnet ist die lineare Tendenzlinie.

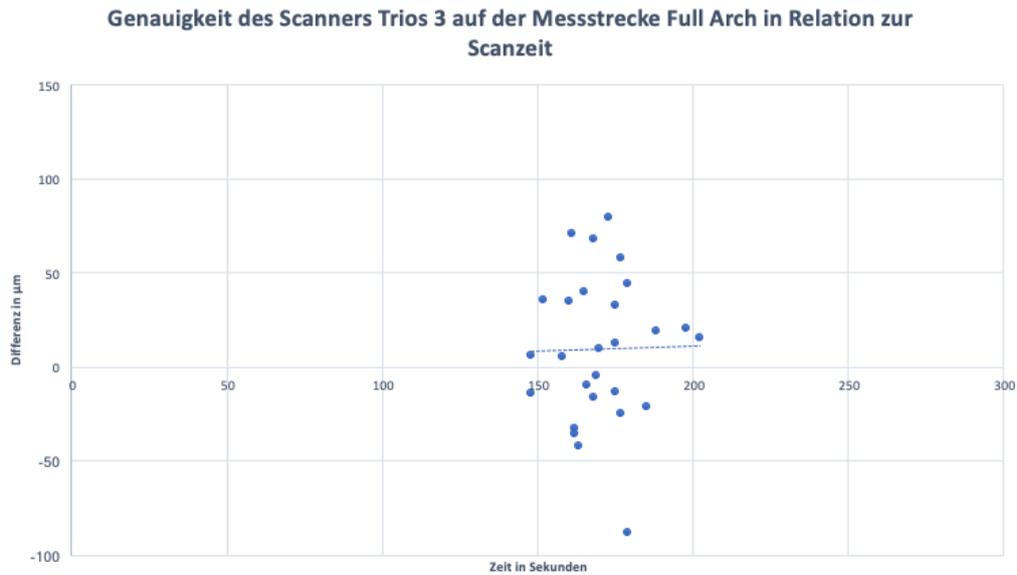


Abbildung 30 - Genauigkeit des Scanners Trios 3 in Relation zur Scanzeit. Eingezeichnet ist die lineare Tendenzlinie.

3.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Insgesamt hat die Untersuchung ein sehr heterogenes Ergebnis gezeigt. Die geringsten Abweichungen insgesamt zeigte der Scanner Trios 3, die größten Abweichungen erzielte der Scanner True Definition.

Auf der Messstrecke Intermolarenweite zeigte einzig der Scanner Trios 3 keine signifikante Abweichung vom Goldstandard ($p = 0,225$) mit einer mittleren Differenz von $9,3 \pm 38,8 \mu\text{m}$.

Auf der Messstrecke Interprämolarenweite wichen alle 7 getesteten Scanner signifikant vom Goldstandard ab ($p < 0,001$). Insgesamt wird auf dieser Messstrecke jedoch eine höhere Präzision erreicht, jedoch keine höhere Richtigkeit. Der Mittelwert war tendenziell größer als auf der Messstrecke Intermolarenweite. Die geringste mittlere Abweichung zum Mastermodell erreichte der Scanner Omnicam mit $-51,4 \mu\text{m}$.

Auf der Messstrecke 1. Quadrant werden insgesamt die besten Ergebnisse in Richtigkeit und Präzision erreicht. Alle Scanner, mit Ausnahme des Emerald und Aadvä IOS, erreichen mittlere Abweichungen von maximal $35 \mu\text{m}$. Der Scanner CS3600 zeigte keine signifikante Abweichung zum Mastermodell ($p = 0,472$).

Alle Scanner wichen auf der Messstrecke 2. Quadrant signifikant zum Goldstandard ab. Die geringste mittlere Abweichung erreichten die Scanner Trios 3 ($M = -11,4 \mu\text{m}$) und

iTero element ($M = 15,6 \mu\text{m}$). Die geringste Standardabweichung und demzufolge höchste Präzision erzielte der Scanner Omnicam ($SD = 10,6 \mu\text{m}$).

Die Untersuchungen der Varianzgleichheit ergaben, dass die Scannerpaare iTero element und Trios 3 sowie iTero element und Omnicam sich nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Die Nullhypothese, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Scansystemen bezüglich der Genauigkeit besteht, muss abgelehnt werden.

Bezüglich der Dauer des Scanvorgangs konnten sich die IOS Trios 3 wireless und Aadvia IOS eindeutig profilieren, während die Omnicam, Emerald und True Definition im Mittelfeld liegen und die längsten Scanzeiten beim CS3600 und iTero element gemessen wurden.

4 Diskussion

4.1 Methodendiskussion

Mastermodell

Das in dieser Studie verwendete Modell wurde aus FotoDent-LED Harz mittels eines 3D-Druckers erzeugt. Es ist dadurch unabhängiger von äußeren Faktoren als ein Gipsmodell. Dimensionsänderungen durch thermische Einflüsse oder Abrasion können folglich vermieden werden. Laut neuesten Studien unterliegen auch 3D gedruckte Modelle einer Polymerisationsschrumpfung (22, 84).

Die verwendete Referenzstruktur aus einer NEM-Legierung wurde aus einem Stück gefräst. Die Referenzkörper sind damit gänzlich unabhängig von äußeren Faktoren und dimensionstabil gegenüber Abrasion sowie Polymerisationsschrumpfung. Dementsprechend sind die verwendeten Messpunkte von einer etwaigen Polymerisationsschrumpfung des eigentlichen Modells über den Zeitraum der Versuchsdurchführung unbeeinflusst gewesen.

Die Referenzstruktur wurde in einer definierten Position außerhalb des Zahnkranzes befestigt und während der Versuchsreihe nicht verändert. Auch die Mattierung der Referenzstruktur wurde während der laufenden Versuchsreihe nicht erneuert.

Das Mastermodell entspricht keinem idealisierten Gebiss, wie es in den meisten in-vitro-Studien zur Verwendung gekommen ist (34, 36, 74, 76, 85).

Dieses Modell wies sämtliche anatomischen Strukturen auf, wie leichte Engstände und Kippungen, Grübchen, tiefe Fissuren und unter sich gehende Bereiche, die eine Abformung erschweren.

Studien an zahnlosen Kiefern wurde bisher vorwiegend im Zusammenhang mit Implantatangulationen untersucht (86). Lee et al. zeigten in ihrer Studie, dass bei einem Zahnverlust von ≥ 5 Zähnen die Präzision signifikant geringer ist (87). Der vollbezahnte Kiefer erleichtert dem Scansystem die Orientierung, der Scanpfad ist demzufolge stabiler.

In früheren Studien wurden oft Modelle aus Gips (73, 88), Metall (40, 66) oder Kunststoff (36, 88) verwendet. Mastermodelle aus Metall können aber meist nur von Scannern mit vorhergehender Puderapplikation untersucht werden, da sonst die Reflexion des Modells den Scanvorgang behindert.

Diskussion der Versuchsdurchführung

Alle Scans wurden gemäß den jeweiligen Herstellerangaben getätigt. Die Versuchsreihen wurden jeweils vom gleichen erfahrenen Operateur durchgeführt und eine Testphase von 10 Scans pro Scanner ermöglichte es, sich an das Handling des individuellen Gerätes zu gewöhnen.

Zu Beginn und erneut nach ca. 15 Scans wurden alle Scanner kalibriert. Laut Rehmann et al. führt eine Dekalibrierung des Geräts zu erheblichen Einbußen in der erreichbaren Genauigkeit (65).

Die Konfiguration der Softwarealgorithmen richtet sich primär auf die korrekte Aufnahme des Zahnkranzes. Schwer zu scannende Bereiche sind somit Gaumen und Weichgewebe, insbesondere die Umschlagfalte. Diese Strukturen bieten wenige markante Anhaltspunkte für die Scanalgorithmen. Die außerhalb des Zahnkranzes gelegene Referenzstruktur stellte demnach eine Herausforderung für die Systeme dar.

Insbesondere das partielle Abweichen vom vorgesehenen Scanpfad zugunsten der Aufnahme der Referenzstruktur kann zu einer Verringerung der Genauigkeit führen (66). Allerdings ist die Studienlage dazu kontrovers (89-91). Mennito et al. untersuchten in ihrer Studie 6 verschiedene IOS und 5 verschiedene Scanpfade und stellten beim Scan eines Sextanten keine signifikanten Unterschiede fest mit Ausnahme der CEREC Omnicam (89). Muller et al. untersuchten drei verschiedene Scanstrategien für einen FA-Aufnahme mit nur einem Scanner (TRIOS Pod Scanner) und erhielten keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Richtigkeit. Eine Strategie erwies sich in den Werten für die Präzision als signifikant schlechter im Vergleich zu den zwei anderen (90).

Die nicht-komplexe, glatte Oberfläche der Frontzähne erhöht ebenfalls die Anfälligkeit für Matching-Fehler (34, 70, 92). Ein ähnliches Problem trat vereinzelt auch an den

glatten Flächen der vier Standardgeometrien auf, die als Referenzstruktur genutzt wurden.

Eine Schwierigkeit stellte auch die maximale Aufnahmebreite einiger Scansysteme dar. Die Softwarealgorithmen einiger Systeme, wie beispielsweise GC, scannen außerhalb des Zahnkranzes nur noch einen begrenzten Bereich mit. Da die genutzte Referenzstruktur außerhalb des Zahnkranzes lag, konnte nicht gewährleistet werden, dass bei jedem Scan alle 4 Referenzstrukturen in einer Breite von mindestens einem Molaren erfasst worden sind. Je mehr Fläche erfasst werden kann, desto mehr einzelne Punkte können zur Berechnung der Ebene und des daraus resultierenden Schnittpunktes herangezogen werden.

Die genutzte Referenzstruktur erhöht des Weiteren die Komplexität des Modells und kann dadurch negativen Einfluss auf die Genauigkeit nehmen.

Umwandlung der Scans

Jedes Scansystem generiert das virtuelle Modell in einem systemspezifischen Datenformat. Zur Vereinheitlichung wurden alle Dateien in ein stereolithografisches stl-Datenformat umgewandelt, da dieses eines der international gebräuchlichsten Formate ist.

Wie bereits in Tabelle 4 in Kapitel 2.3. beschrieben, unterscheidet sich jedes System in der Verarbeitung des digitalen Modells. Einige Scansysteme (Aadva IOS, Omnicam, CS3600) bieten direkt die Umwandlung und den Export der Datei als stl-Datensatz vom Scanner an. Andere Systeme (Trios 3, iTero, Emerald, True Definition) stellen die stl-Datei erst auf einer Kommunikationsplattform zur Verfügung. So konnte nicht gewährleistet werden, dass die Scans in der gleichen unveränderten Rohform zur Auswertung vorlagen. Ob oder in wie weit einige Systeme die Scans nachträglich bearbeitet haben, z.B. geglättet, Lücken aufgefüllt worden sind oder die Auflösung verbessert wurde, ist nicht individuell nachvollziehbar.

Diskussion der Versuchsanordnung

Diese Studie untersuchte primär die Genauigkeit der digitalisierten Datensätze und nicht die Gesamtheit des digitalen Workflows. Es wurde also nur die individuelle Leistung der Scansysteme bewertet, die am Beginn des digitalen Arbeitsablaufs steht. Die Modelle wurden extraoral gescannt, klinische Einflüsse wie Speichel, erhöhte Luftfeuchtigkeit und ein begrenztes Platzangebot entfallen. Kurz et al. untersuchten den Einfluss des Wasserfilms auf die Genauigkeit (93). Abhängig von der Schichtdicke des Wasserfilms zeigten sich Abweichungen von 300 bis 1600 μm (93).

Insofern würden in-vivo Untersuchungen den konsequenten nächsten Schritt bedeuten. Von Vorteil ist, dass die genutzte Referenzstruktur so konzipiert wurde, dass sie bei der Patientin auch klinisch einsetzbar ist.

Im Jahr 2016 untersuchten Kuhr et al. bereits in-vivo die Genauigkeit des digitalen Workflows im Vergleich zur konventionellen Abformung (81). 4 metallische Kugeln wurden mittels eines Übertragungsschlüssels in definierter Position auf der Okklusalfäche im Unterkiefer platziert. Das Ergebnis zeigte, dass Impregumabformungen dem digitalen Workflow noch überlegen sind (81). Laut Kuhr et al. bewähren sich im digitalen Bereich am meisten die Systeme, die mit Active-Wavefront-Sampling und Puderapplikation arbeiten (81).

Ein ähnliches Mastermodell nutzten auch Vogel et al. in einer in-vitro Studie. An ein Referenzmodell aus Kunststoff wurden okklusal im 4er- und 6er- Bereich Präzisionskugeln befestigt (88).

Statistische Auswertung

Aufgrund der ausreichenden Zahl an Fällen mit $n=27$ wurden die statistisch signifikanten Zusammenhänge als inhaltlich von Bedeutung angesehen.

Die 27 Scans je Scanner mit insgesamt 756 ausgewerteten Messpunkten wurden anhand der ermittelten Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte und des 95%-Konfidenzintervalls bewertet. Die Mittelwerte als Maß der zentralen Tendenz haben eine Aussagekraft über die Richtigkeit des jeweiligen Scanners, die Präzision konnte anhand der Standardabweichung bewertet werden. Richtigkeit und

Präzision bildeten gemeinsam der Gesamteindruck bezüglich der Genauigkeit der einzelnen Scanner.

Gesamter Fehler = Zufälliger Fehler + Systematischer Fehler

Die Richtigkeit entspricht dem systemischen Fehler, die Präzision entspricht dem zufälligen Fehler.

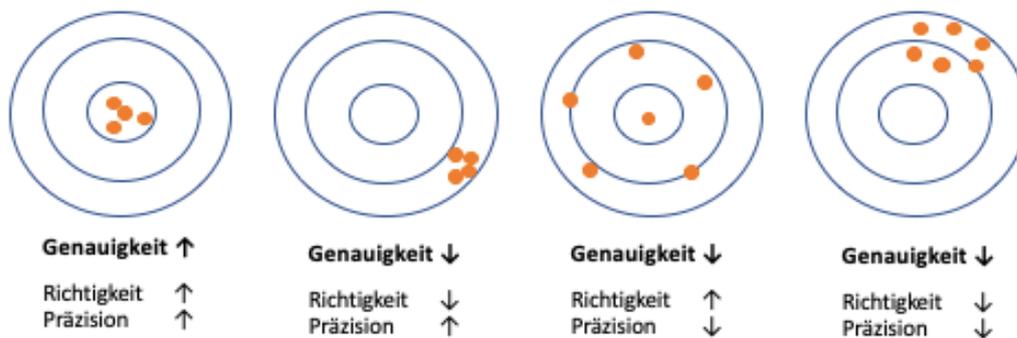


Abbildung 31 - Vereinfachte Illustration der Konzepte Richtigkeit und Präzision anhand einer Zielscheibe

Fall Nr. 1 entspricht dem Ideal und es kann von einer hohen Reliabilität ausgegangen werden.

In Fall Nr. 2 kann man von einem geringen zufälligen Fehler, also hoher Präzision, ausgehen, da alle Messwerte (rote Punkte) sehr nah beieinanderliegen. Jedoch ist eine starke Verzerrung in eine Richtung, sogenannter Bias, sichtbar und damit ist die Richtigkeit nur gering.

Fall Nr. 3 illustriert das Gegenteil: eine große Streuung und somit geringe Präzision liegt vor, jedoch entspricht diese Werteverteilung dennoch einer hohen Richtigkeit, da diese Werte gemittelt sehr nahe am wahren Wert liegen.

In Fall Nr. 4 sind weder Präzision noch Richtigkeit gegeben und damit die notwendigen Voraussetzungen für eine hohe Genauigkeit nicht erfüllt.

Die ermittelten p-Werte durch paarweise t-Tests gaben Aufschluss über die Varianzgleichheit der Scanner auf jeder Messstrecke. Eine übersichtliche Bewertung der Scanner je Messstrecke konnte so erfolgen.

Die Bland-Altman-Plots und Fehlerbalkendiagramme boten sich grafisch zum Verständnis der gewonnenen Daten an.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Messstrecken

Ziel des Studiendesigns war es, genau definierte und reproduzierbare Messpunkte zu konstruieren. Die anatomischen Strukturen des Zahnes bieten aufgrund der individuellen Formgestaltung keine exakt reproduzierbaren Punkte und Flächen. Die in dieser Studie verwendeten Standardgeometrien als Referenzkörper bieten den Vorteil, dass die geraden Flächen leichter zu scannen sind und die drei Ebenen erst zusammengefasst einen Schnittpunkt ergeben. Der erst konstruierte Punkt ist dadurch in seiner Raumkoordinate deutlich reproduzierbarer als ein einzelner Punkt, beispielsweise eine Höckerspitze, bei einem Modell ohne externen Vermessungspunkt.

Ersichtlich aus den Ergebnissen ist, dass die höchste Richtigkeit und Präzision auf der Messstrecke 1.Quadrant erreicht wird. Ursächlich hierfür kann sein, dass alle Scanpfade im 1.Quadranten beginnen. Dementsprechend liegt hier die geringste Fehlerpotenzierung vor.

Die Messstrecke Intermolarenweite, die längste Messstrecke, zeigt die größten Abweichungen. Muallah et al. kamen zu einem ähnlichen Ergebnis (36). Da es die längste Messstrecke ist, ist die Gefahr der Fehlerpotenzierung am höchsten. Matching-Fehler können vermehrt auftreten.

Interessant ist weiterhin, dass die Messstrecke Interprämolarenweite tendenziell bei allen Scanner zu klein gemessen wird (ausgenommen Aadvä IOS) und im 2. Quadranten die Ergebnisse tendenziell eher positiv und damit zu groß sind (ausgenommen Trios 3).

Die positiven Abweichungen im 2. Quadranten wären damit zu erklären, dass die glatten Fazialflächen im Frontzahnbereich dazu führen, dass fehlerhafte Winkelmessungen entstehen und sich damit insbesondere auf das Ende des Zahnkranzes auswirken mit zu weiten, also positiven, Messwerten.

Da auch im 1. Quadranten (ausgenommen iTero element) positive Abweichungen auftreten, kann auch vermutet werden, dass das Problem der eher negativen Abweichungen im Frontzahnbereich bekannt ist. Durch positive Werte im

Seitenzahnbereich kann dann in Bezug auf den Ganzkieferscan ein Ausgleich erzielt werden.

Intraoralscanner

Von den 7 getesteten Scannern in dieser Studie wurden einige zum ersten Mal im wissenschaftlichen Kontext mit anderen Geräten verglichen. Die Scanner Aadvia IOS von GC und Emerald von Planmeca wurden noch nicht in anderen Studien inkludiert. Die restlichen Scansysteme hingegen wurden schon in Vorläuferversionen untersucht und Ergebnisse liegen entsprechend vor (36, 76, 81, 85, 94). Die Tabelle 3 in Kapitel 1.9. bot bereits einen Überblick.

Die signifikanten Abweichungen zwischen den digitalen Modellen können durch die verschiedenen Aufnahmetechniken bedingt sein. Viele Systeme arbeiten mit der Aufnahme von Einzelbildern, die mittels Matching an überlappenden Arealen zusammengefügt werden. Je größer die aufgenommene Region und je größer der Datensatz, desto mehr Bilder werden gematcht. Galovska et al. erläuterte in ihrer Studie die grundsätzliche Unsicherheit, die durch das Zusammenfügen der Einzelbilder entsteht (95).

Zudem sind Intraoralscanner, im Gegensatz zu Desktopscannern, personenabhängig. Es wurden zwar alle Scans vom gleichen Operateur durchgeführt, jedoch ist eine geräteabhängige Lernkurve nicht auszuschließen. Im Fall dieser Studie ist eine Lernkurve nicht ersichtlich geworden. Anhand der Abbildungen im Ergebnisteil müssten sonst eindeutig die Scans kontinuierlich mit zunehmender Anzahl der Messung eine höhere Genauigkeit aufweisen. Dieses Phänomen konnte hier nicht beobachtet werden. Dennoch ist denkbar, dass bei deutlicher Erhöhung der Scananzahl eine Lernkurve langsam nachweisbar wäre. Laut Resende et al. erzielt ein Operateur mit viel Erfahrung bessere Ergebnisse bei einem FA-Scan als ein Operateur mit wenig oder mittlerer Erfahrung (96). Zudem benötigt ein geübter Operateur auch weniger Zeit (96).

Wie bereits erwähnt, war es nicht möglich, alle stl-Dateien der Scans in der gleichen Rohform direkt nach Beenden des Scanvorgangs zu erhalten. Die nachträgliche Bearbeitung durch einige Systemalgorithmen ist somit nicht auszuschließen.

Die Oberfläche des virtuellen Modells wird im stl-Datenformat anhand einfacher Flächenpolygone, in den meisten Fällen Dreiecke, dargestellt. Die Größe der Flächenpolygone und damit die Auflösung jeder einzelnen Scandatei ist system- und herstellerabhängig. Je nach individueller Kameraführung unterscheidet sich die Datendichte einer gescannten Oberfläche. Der Vergleich der unterschiedlichen stl-Polygon Auflösungen kann zu falschen Messwerten führen.

Der Scanner True Definition war der einzige in dieser Versuchsreihe, der mittels eines Scanpuders arbeitete. Während des Scanvorgangs war bereits ersichtlich, dass es schwierig ist, die Referenzstrukturen in guter Auflösung zu scannen. Zudem ist der zu verwendende Scanpfad deutlich komplexer im Vergleich zu den übrigen Scannern. Die Scanstrategie erwies sich als nicht optimal im Zusammenhang mit den verwendeten Referenzkörpern. Um die minimale Aufnahmebreite der Referenzstruktur ausreichend zu erfassen, musste deutlich von Scanpfad abgewichen werden. Das mag ursächlich dafür sein, dass der Scanner True Definition in dieser Versuchsreihe deutlich schlechtere Ergebnisse erreicht, als in anderen Studien (36, 76).

Auch im klinischen Kontext kann der Scanner True Definition nur unter guter Trockenlegung arbeiten. Flüssigkeitskontamination verlangt einen Abbruch des Scanvorgangs und ein erneutes Auftragen des Scanpuders. Durch die Bewegung der Kamera und des Weichgewebes kommt es häufig zur Inhomogenität des Puderauftrags. Wie bereits erwähnt, kann das Auftragen des Puders unterschiedlich dicke Schichten erzeugen, die die Genauigkeit des Scanners einschränken. Aus Gründen der Praktikabilität und klinischen Benutzerfreundlichkeit sind puderfreie Systeme zu bevorzugen.

Der Scanner Emerald des Herstellers Planmeca arbeitete als einziges System mit den Lichteinstellungen „hell“ und „dunkel“. Die Empfehlung für die verwendete Lichtintensität bei 500 Lux lautete „dunkel“. Die Lichteinstellung „hell“ hätte eventuell zu anderen Ergebnissen geführt.

Auch in Größe und Handling unterschieden sich die Scanner. Der Aadvia IOS operiert mit einem kleinen Handstück, das ein schnelles, unkompliziertes Scannen ermöglicht.

Alle anderen Scanner verfügen über einen relativ großen Scankopf. Der Scanner Trios 3 wireless ist ohne ein Kabel angenehm in der Handhabung.

Chiu et al. untersuchten Intraoralscanner in Bezug auf ihre Funktionseinstellungen. Der Trios 3 kann in unterschiedlichen Auflösungsstufen genutzt werden. Eine hohe Auflösung mit mehr Datenvolumen und längerer Scanzeit zeigte jedoch keine höhere Genauigkeit (97).

Messprinzip

Das ausgewählte Messprinzip der Punkt-zu-Punkt-Messung ermöglicht Ergebnisse, die einer höheren Validität unterliegen. Es können verschiedene Messstrecken evaluiert werden, die eine klinische Relevanz haben. Besonders die Messstrecke Intermolarenweite gibt Auskunft darüber, wie hoch die Genauigkeit eines Ganzkieferscans ist. Dieser Parameter ist von essentieller Wichtigkeit in der Kieferorthopädie und für langspannige Restaurationen in der Prothetik.

Das in zahlreichen Studien verwendete Messprinzip der Superimposition bezeichnet rein die Überlagerung der zu vergleichenden Modelle (34, 38, 70, 79).

Diese Methode kann Abweichungen in verschiedenen Kieferregionen aufzeigen, fehlende Referenzpunkte lassen jedoch keine eindeutige Aussage über die zu erreichende Genauigkeit auf definierten Messstrecken zu.

Die folgend meist verwendete „Best-Fit“-Messtechnik basiert auf der Grundlage der statistischen „Methode der kleinsten Quadrate“. Ziel hierbei es ist, die Soll-Oberfläche des Mastermodells den Ist-Daten des gescannten Modells so anzunähern, dass in allen Messpunkten die kleinstmögliche Abweichung erreicht wird. Es entspricht demnach einer theoretisch idealen Ausrichtung und der Restfehler fällt geringer aus.

Der große Nachteil dieser Methode liegt also darin, dass es einer theoretisch idealen Überlagerung entspricht. Die Passung des Werkstücks, beispielsweise einer Krone, einer Schiene oder kieferorthopädischen Apparatur, ist somit nicht überprüfbar, da keine echten Messpunkte miteinander verglichen werden. Die qualitative Auswertung erfolgt hauptsächlich anhand von Farbkodierungen.

Die Auswertung auf Basis von Superimposition und Best-Fit-Algorithmen kann somit schwer auf den klinischen Alltag 1:1 übertragen werden.

Die Auswertung der Scans erfolgte mit dem System Geomagic. Die Auswahl der Parametereinstellungen erfolgte nach gängigem Protokoll.

Scanzeit

Im Studiendesign wurde eine ungefähre Scanzeit von rund 2 Minuten pro Kiefer angedacht. Je länger gescannt wird, desto größer wird das Datenvolumen und desto häufiger könnten Matching-Fehler vermutet werden. Es wurde jedoch im praktischen Kontext sichtbar, dass es nicht möglich war, die Scanzeit auf diesen Zeitrahmen zu limitieren. Die Ursache lässt sich hierbei vor allem auf die Referenzkörper zurückführen, die den Scanweg verlängerten.

Die grafische Relation von Genauigkeit zur benötigten Scanzeit ließ keinen klaren Trend erkennen. Weder eine Verlängerung noch eine Verkürzung der Scanzeit brachten eindeutig bessere Ergebnisse in Bezug zur Genauigkeit. Die Ergebnisse in diesem Bereich zeigten sich bei allen Scannern sehr heterogen.

Grünheid et al. verglichen die Zeiten von Alginatabdrücken mit Scanzeiten (38). Die benötigte Stuhlzeit von Alginatabformungen war deutlich kürzer und wurde daher von 73,3% der Patienten auch bevorzugt (38).

Im Rahmen der Versuchsreihe wurde auch nur die reine Scanzeit, also der Prozess des Scannens eines Kiefers, miteinbezogen. Zusätzlich ist im klinischen Gebrauch die Kalibrierung, Anlegen des Patientenfalls und nachträgliche Speicherung der Datei nötig. Auch die individuelle Einstellung verschiedener Scanparameter führt zu signifikanten Unterschieden in der Scanzeit (97).

Vergleich der konventionellen zur digitalen Abformung

1. Alginatabformungen

Für die kieferorthopädische Therapie ist die Planung am Patientenmodell, virtuell oder analog, unerlässlich. Die große Mehrzahl der Kieferorthopäden greift für die Erstellung des Situationsmodells auf eine Alginatabformung zurück. Alginatabformungen sind eine schnelle und einfache Variante: klare Kosteneffizienz, kurze Stuhlzeit, den Einsatz von wenig Materialien und eine vergleichbar hohe Patiententoleranz im Gegensatz zu

anderen Abformmaterialien (5). In nur einem Schritt entsteht ein ausreichend detailgetreues Negativ.

Einige Studien widmeten sich bereits der Genauigkeit von Alginateabformungen. Im Vergleich zu Intraoralscannern erzielen sie ähnliche Werte (38).

Neueste Ergebnisse attestierten Alginate eine Präzision von $162,2 \mu\text{m} \pm 71,3 \mu\text{m}$ für eine Ganzkieferabformung (72).

Wenn Alginate nach Herstellerinstruktionen verwendet werden, bleiben sie bis zur Perfektion der digitalen Techniken die Standards für kieferorthopädische Studienmodelle, Situationsmodelle in der Prothetik und im Labor zum Duplizieren von Gipsmodellen.

Konventionelle Abformmaterialien bieten den klaren Vorteil, dass sie verdrängend sind und damit die wichtigen intrasulkulär gelegenen Strukturen präzise abbilden. Diesen, vor allem in der Prothetik, unerlässlichen Vorteil bieten optische Abformvarianten nicht. Allerdings können bei der klassischen Abformung Fehler entstehen durch die falsche Auswahl des Abformmaterials als auch durch fehlerhafte Verarbeitung. Die Fehler können sogar durch nicht fachgerechte Desinfektion oder Lagerung potenziert werden. Alginateabformungen sind sehr lagerungsempfindlich: Sogar bei 100% Luftfeuchtigkeit kommt es zur Synärese und damit zur geringen Schrumpfung (12).

Bei trockener Lagerung kommt es zu einer Kontraktion der Abformung durch das Verdunsten des Wassers. Eine Lagerung in Wasser verursacht hingegen eine Quellung. Alginateabformungen sollten somit möglichst unverzüglich (maximal nach 1 Stunde bei 100% Luftfeuchtigkeit) einfach ausgegossen werden (12).

Laut ANSI-ADA-Spezifikation müssen Alginate eine 95%ige Rückstellung gewährleisten, wenn das Material für 5 Sekunden um 20% komprimiert wurde. Die meisten Alginate besitzen ein tatsächliches Rückstellvermögen von 96-98%, was eine permanente Verformung von 2-4% bedeutet (12).

2. Polyetherabformungen

Die Genauigkeit von Polyetherabformungen, die vorallem klinische Relevanz als Präzisionsabformungsmaterial in der Prothetik zeigen, wurde bereits mehrfach evaluiert. Laut Ender et al. erreichen Ganzkieferabformungen mit Polyether eine Präzision von $34,9 \pm 8,8 \mu\text{m}$ (72).

Die mehrfache Verwendung von Alginatabformungen ist nicht zu empfehlen, die mehrfache Verwendung und Archivierung von Polyetherabformung ist auch nur eingeschränkt empfehlenswert.

Laut Martins et al. bleibt die Dimensionsstabilität von Impregumabformungen nach Desinfektion unter Standardbedingungen eines in-vitro-Versuchs in klinisch akzeptablen Bereich mit $0,77 \pm 0,17\%$ (98), aber Steinhäuser et al. untersuchten, dass bei trockener Lagerung, im klinischen Gebrauch typisch, die Dimensionsstabilität abnimmt. Nach drei Tagen ist eine durchschnittliche Abweichung von $68 \mu\text{m}$, nach 7 Tagen von $135 \mu\text{m}$ erreicht (99).

Diese Nachteile der konventionellen Abformtechnik machen die Entwicklung im digitalen Feld relevant.

3. Intraoralscanner

Die optische Aufnahme ermöglicht die Darstellung der Weichgewebe ohne ein Wegdrücken oder Verformen. Besonders Polyethermaterialien können Verformungen des Weichgewebes von bis zu $300 \mu\text{m}$ verursachen und üben somit einen beträchtlichen Einfluss aus (100).

Zudem bieten Intraoralscanner im Gegensatz zu konventionellen Abformungen den Vorteil unabhängig zu sein von permanenter Verformung.

Es müssen weitere in-vivo Studien auf diesem Gebiet folgen, um die Scanreliabilität von Gaumen, unbezahnten Bereichen und Weichgewebe zu verifizieren.

Ein großer Vorteil des virtuellen Modells ist die einfache Archivierbarkeit und damit verbundene Reproduzierbarkeit. Das virtuelle Modell ist zu jeder Zeit in gleicher Qualität für alle Beteiligten abrufbar. Die Herstellung mehrerer Modelle gleicher Qualität ist möglich - auch die Kommunikation zwischen Behandler und Techniker erleichtert sich. Die zeitgleiche Projektion des Scanobjekts auf den Bildschirm ermöglicht die sofortige Kontrolle über die klinische Situation. Präparationswinkel und -ränder können kontrolliert werden, der Scan kann auf Vollständigkeit überprüft werden. Das etwaige Ausschneiden und Nachscannen eines Bereiches ist kosten- und zeiteffizient.

Faktoren wie Speichel, Patientenbewegung und eingeschränkte Platzverhältnisse wirken sich limitierend auf das Ergebnis aus. Konventionelle Abformungen sind von

diesen Faktoren aber auch betroffen. Vorherige Studien zeigten, dass der Patientenkomfort bei der digitalen Abformung als höher eingestuft wird (37, 101).

Die gängigsten intraoralen Scansysteme bieten die Aufnahme der klinischen Situation sowie die Registrierung des Bisses an. Mit der IOS-Technik können Verlaufskontrollen besser bewertet werden. Durch Übereinanderlagerung mehrerer Scans eines Patienten können Veränderungen im Gingivaverlauf, Zahnbewegungen, Okklusionsveränderungen oder Abrasionen leichter bewertet werden. Eine Studie zeigte, dass die statische Okklusion von digitalen Scansystemen vergleichbar gute Resultate liefert wie im analogen Workflow (102).

Das Nachempfinden von Gelenkbewegungen sowie die Informationsgewinnung der dynamischen Okklusion ist bisher jedoch noch nicht vollumfänglich für den alltäglichen klinischen Gebrauch möglich. Einige intraorale Situationen machen diese aber unabdingbar für die Herstellung des passenden Zahnersatzes.

Zu steil eingestellte Kondylenbahnneigungen oder zu flache Bennetwinkel können okklusale Fehler von 155 µm bis zu 500 µm bedingen .

Besonders für keramische Rehabilitationen bei fehlender Eckzahnführung bildet die vollumfassende Funktionsanalyse einen elementaren Therapieschritt .

Der digitale Workflow ist ohne die selbstverständliche Einbindung der Funktionsanalyse dem analogen Workflow nicht überlegen und nach wie vor nur indikationseingeschränkt nutzbar.

Einen Nachteil intraoraler Scansysteme markiert die Uneinheitlichkeit bezüglich des Datei-Formates der Scans und der Weiterverarbeitung des Datensatzes. Die Systeme sind daher schwieriger im direkten Vergleich zu evaluieren. Zudem führt es in der Praxis zu eingeschränkten Einsatzmöglichkeiten und Bindung an ein Herstellersystem: Labor und Praxis müssen sich im Vorfeld auf das gleiche System abstimmen.

Je nach Hersteller ist das angebotene System offen oder geschlossen. Ein offenes System zeichnet sich dadurch aus, dass möglichst an allen relevanten Schnittstellen im CAI/CAD/CAM Workflow der Datensatz in einem international gebräuchlichen Format vorliegt und das Arbeiten innerhalb eines digitalen Workflows auch mit verschiedenen Systemen (zumindest in der Theorie) möglich ist.

Geschlossene Systeme bieten keine offenen Schnittstellen. Der digitale Workflow ist an ein System gebunden.

4.3 Schlussfolgerung

Laut Marxkors et al. können Abweichungen von 100 µm und mehr zu irreparablen Schäden des Parodonts und des gesamten Kauapparates führen (2).

Im kieferorthopädischen Bereich sind diese Ungenauigkeiten im klinisch akzeptablen Bereich. Laut Hayashi et al. sind für die kieferorthopädische Diagnostik lokale Abweichungen von 100 µm unerheblich (78), laut Kim et al. sind mesiodistale Differenzen von 140 µm im klinisch akzeptablen Bereich zu sehen (103).

Ziel einer Abformung, analog oder digital, sollte demnach sein, eine möglichst genaues Negativ der intraoralen Situation abzubilden.

Im analogen Workflow ist durch die vermehrte Anzahl an Arbeitsschritten bis zum fertigen Werkstück mit einer potenziell größeren Fehlerpotenzierung zu rechnen als im digitalen Workflow.

Die vorliegende Studie belegt, dass virtuelle Modelle, erstellt mittels Intraoralscannern, vergleichbare Werte liefern können wie Alginatabformungen. Einige Scansysteme liefern sogar vergleichbare Werte mit Polyetherabformungen.

Dennoch sind die Systeme technisch anfällig und weiterhin nur indikations- eingeschränkt nutzbar.

4.4 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, die Leistungsfähigkeit sieben verschiedener Scansysteme hinsichtlich ihrer Genauigkeit zu untersuchen und miteinander zu vergleichen.

Die Scanner, die sich anhand ihrer Ergebnisse im kieferorthopädischen, klinischen Alltag als akzeptabel erwiesen, sind Trios 3 wireless, Omnicam, CS3600 und iTero element.

Die Messstrecke Intermolarenweite hat die größte Relevanz für den kieferorthopädischen Bereich. Der Großteil der vorhandenen Studien konzentrierte sich bisher auf die Spanne nur eines Quadranten.

Für den prothetischen Nutzungsbereich eignen sich für größere Spannen über einen Quadranten hinaus nur die Scansysteme Trios 3 wireless und Omnicam. Im Rahmen von Restaurationen, die innerhalb eines Quadranten liegen, eignen sich, wie für den kieferorthopädischen Bereich, die Scanner Trios 3 wireless, Omnicam, CS3600 und iTero element.

Die Scanner True Definition, Aadvä IOS und Emerald zeigten signifikant zu große Unterschiede auf allen Messstrecken, um vorbehaltlos im praktischen Workflow eingesetzt zu werden.

In-vivo Studien müssen die Ergebnisse bestätigen, um eine uneingeschränkte Empfehlungen aussprechen zu können. Klinische Faktoren und technische Einschränkungen können das Ergebnis noch beeinflussen.

Die geringste Scandauer verzeichneten die Systeme Trios 3 (M = 170,5 Sekunden) und Aadvä IOS (M = 198,3 Sekunden). Der längste Scanvorgang mit einem Mittelwert von 287,6 Sekunden zeigte der Scanner iTero element. Eine mittlere Scanzeit von 3,53 Minuten wurde im Rahmen der Studie evaluiert. Angesichts der zusätzlichen Maßnahmen zur Vor- und Nachbereitung des Scans im klinischen Bereich sollte auf diesem Gebiet noch eine Verbesserung erzielt werden.

5 Literaturverzeichnis

1. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung: Thieme Verlag; 2005.
2. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2008.
3. Wöstmann B, Powers JM. Präzisionsabformungen. Seefeld 3M Health Care Academy; 2016.
4. Peutzfeldt A, Asmussen E. Accuracy of alginate and elastomeric impression materials. Scand J Dent Res. 1989;97(4):375-9.
5. Cervino G, Fiorillo L, Herford AS, Laino L, Troiano G, Amoroso G, Crimi S, Matarese M, D'Amico C, Nastro Siniscalchi E, Cicciu M. Alginate Materials and Dental Impression Technique: A Current State of the Art and Application to Dental Practice. Mar Drugs. 2018;17(1).
6. Derrien G, Le Menn G. Evaluation of detail reproduction for three materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. J Prosthet Dent. 1995;74(1):1-7.
7. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. Aust Dent J. 1998;43(6):428-34.
8. ISO 4823 for Elastomeric Impression Materials., (2015).
9. Martinez JE, Combe EC, Pesun IJ. Rheological properties of vinyl polysiloxane impression pastes. Dent Mater. 2001;17(6):471-6.
10. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials 2012.
11. O'Brien WJ. Dental materials. Properties and selection. Chicago: Quintessence Books; 1989.
12. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung. München: Urban & Fischer; 2006.
13. Cullen DR, Mikesell JW, Sandrik JL. Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. J Prosthet Dent. 1991;66(2):261-5.
14. Hondrum SO. Tear and energy properties of three impression materials. Int J Prosthodont. 1994;7(6):517-21.
15. Carvalhal CI, Mello JA, Sobrinho LC, Correr AB, Sinhoreti MA. Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times. J Contemp Dent Pract. 2011;12(4):252-8.
16. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. zm. 2005.
17. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. J Prosthet Dent. 2005;94(2):112-7.
18. Wöstmann B. Standardisierung bei der Versorgung mit feststehendem Zahnersatz in: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Köln: Deutscher Ärzteverlag; 2009.
19. Bundesmantelvertrag - BMV-Z, (2018).
20. Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, Alemzadeh K, Zhang L, Sandy JR. 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. Br Dent J. 2008;205(7):387-92.
21. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. Int J Comput Dent. 2015;18(1):21-44.
22. 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.

23. Hollenbeck K, Attin T, Van der Poel M. Dental Lab 3D Scanners - How they work and what works best 2012.
24. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* 2007;35(12):903-8.
25. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater.* 2009;25(7):929-36.
26. Jeon JH, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of 3D white light scanning of abutment teeth impressions: evaluation of trueness and precision. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(6):468-73.
27. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent.* 1995;74(3):223-9.
28. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):194-200.
29. Van der Zel JM. Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebnis. *Digital Dental News.* 2007:6-12.
30. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent.* 2002;5(2-3):165-76.
31. 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.
32. 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.
33. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-20.
34. 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.
35. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig.* 2013;17(7):1759-64.
36. 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.
37. 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.
38. 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.
39. Schaefer O, al. e. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent.* 2014;42(6):677-83.
40. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
41. Quaas S, Loos R, Sporbeck RG, Luthardt R. Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2005;60:96-8.

42. Meyer BJ, Mormann WH, Lutz F. [Optimization of the powder application in the Cerec method with environment-friendly propellant systems]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100(12):1462-8.
43. 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.
44. Güth JF, Edelhoff D, Beuer F, Ramberger M, Schweiger J. Intraorale digitale Erfassung: Der logische Einstieg in die CAD/ CAM- Fertigungskette. *Quintessence Zahntechnik.* 2009;35:1156-66.
45. Bauer N. Leitfaden zur bildgebenden Sensortechnik: Fraunhofer-IRB-Verlag; 2000.
46. 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.
47. Schubinski P. Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV.* 2011:40-9.
48. Logozzo S. Recent advances in dental optics-Part I; 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng.* 2013;54:203-21.
49. Mehl A. CAD/CAM-Fertigungsverfahren - neue Ansätze und Wege. *ZWP spezial.* 2003:16-9.
50. 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.
51. Graf S. Direct printed metal devices - the next level of computer-aided design and computer-aided manufacturing applications in the orthodontic care. *APOS Trends in Orthodontics.* 2017;7(6).
52. Muller-Hartwich R, Prager TM, Jost-Brinkmann PG. SureSmile--CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires. *Int J Comput Dent.* 2007;10(1):53-62.
53. Muller-Hartwich R, Jost-Brinkmann PG, Schubert K. Precision of implementing virtual setups for orthodontic treatment using CAD/CAM-fabricated custom archwires. *J Orofac Orthop.* 2016;77(1):1-8.
54. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* 2017;62 Suppl 1:58-62.
55. Kravitz ND, Grauer D, Schumacher P, Jo YM. Memotain: A CAD/CAM nickel-titanium lingual retainer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151(4):812-5.
56. Schumacher P. CAD/CAM-gefertigte Lingualretainer aus Nitinol. *ZMK.* 2015.
57. Al Mortadi N, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(5):727-33.
58. Al Mortadi N, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. Design and fabrication of a sleep apnoea device using computer-aided design/additive manufacture technologies. *Proc Inst Mech Eng H.* 2013;227(4):350-5.
59. Al Mortadi N, Jones Q, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. Fabrication of a resin appliance with alloy components using digital technology without an analog impression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(5):862-7.
60. Graf S. Digital applications in everyday practice: Yes we (s)can or how far do we want to go? *Inf Orthod Kieferorthop.* 2017;49:171-6.
61. Graf S, Cornelis MA, Hauber Gameiro G, Cattaneo PM. Computer-aided design and manufacture of hyrax devices: Can we really go digital? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;152(6):870-4.

62. Graf S, Vasudavan S, Wilmes B. CAD-CAM design and 3-dimensional printing of mini-implant retained orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;154(6):877-82.
63. Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M. Intraoral optical impression systems--an overview. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):143-62.
64. Yoon JH, Yu HS, Choi Y, Choi TH, Choi SH, Cha JY. Model Analysis of Digital Models in Moderate to Severe Crowding: In Vivo Validation and Clinical Application. *Biomed Res Int.* 2018;2018:8414605.
65. Rehmann P, Sichwardt V, Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont.* 2017;30(1):27-9.
66. 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.
67. Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):101-29.
68. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent.* 2002;5(2-3):155-64.
69. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. CAD/CAM-Systeme für die Praxis. zm. 2008.
70. 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.
71. Zhang F, Suh KJ, Lee KM. Validity of Intraoral Scans Compared with Plaster Models: An In-Vivo Comparison of Dental Measurements and 3D Surface Analysis. *PLoS One.* 2016;11(6):e0157713.
72. 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.
73. 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.
74. 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.
75. 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.
76. 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.
77. Schmidt A, Klusmann L, Wostmann B, Schlenz MA. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med.* 2020;9(3).
78. Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(4):619-25.
79. 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.
80. 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.
81. 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.
82. Keul C, Guth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig.* 2020;24(2):735-45.

83. Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *J Prosthet Dent*. 2020.
84. Ishida Y, Miyasaka T. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dent Mater J*. 2016;35(2):250-6.
85. Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J*. 2018;37(4):628-33.
86. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent*. 2018;2018:3761750.
87. Lee JH, Yun JH, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. Repeatability of Intraoral Scanners for Complete Arch Scan of Partially Edentulous Dentitions: An In Vitro Study. *J Clin Med*. 2019;8(8).
88. Vogel AB, Kilic F, Schmidt F, Rubel S, Lapatki BG. Dimensional accuracy of jaw scans performed on alginate impressions or stone models: A practice-oriented study. *J Orofac Orthop*. 2015;76(4):351-65.
89. 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.
90. 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.
91. Oh KC, Park JM, Moon HS. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *J Prosthodont*. 2020;29(6):518-23.
92. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(6):648-53.
93. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*. 2015;19(8):2035-43.
94. 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.
95. Galovska M, Petz M, Tutsch R. Unsicherheit bei der Datenfusion dimensioneller Messungen. *tm - Technisches Messen*. 2012:238-45.
96. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares LDN, Rizzante FAP, George FM, Neves FDD, Mendonca G. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent*. 2021;125(2):294-9.
97. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors (Basel)*. 2020;20(4).
98. Martins F, Branco P, Reis J, Barbero Navarro I, Mauricio P. Dimensional stability of two impression materials after a 6-month storage period. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2017;3(1):84-91.
99. Steinhäuser-Adresen S, Detterbeck A, Funk C, Krumm M, Kasperl S, Holst A, Hirschfelder U. Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2011;72:111-24.

100. Yamashita S, Ai M, Geng Q, Sato M, Shinoda H, Ando S. Application of newly developed 3-D deformation measurement system to prothetic dentistry. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23:849-55.
101. Logozzo S, Franceschini A, Kilpelä A, Caponi L, Governi L, Blois L. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *the internet journal of medical technology*. 2011;5.
102. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Accuracy of Buccal Scan Procedures for the Registration of Habitual Intercuspatation. *Oper Dent*. 2018;43(6):573-80.
103. Kim J, Lagravere MO. Accuracy of Bolton analysis measured in laser scanned digital models compared with plaster models (gold standard) and cone-beam computer tomography images. *Korean J Orthod*. 2016;46(1):13-9.

6 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Magdalena-Theresa Thun, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Untersuchung der Genauigkeit der direkten intraoralen Digitalisierung mittels Intraoralscannern“ / „Accuracy of digital impressions digitalized by intraoral scanners“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

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

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

Datum

Unterschrift

Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Magdalena-Theresa Thun hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A.
Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans?. J Prosthet
Dent. 2020.

Beitrag im Einzelnen: Konzeption des Mastermodells, Versuchsdurchführung,
Versuchsauswertung, statistische Analyse, kritische Revision, abschließende
Zustimmung

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden
Hochschullehrerin

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

7 Lebenslauf

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

8 Publikationsliste

Publikationen

Publikation 1

Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? J Prosthet Dent. 2020.

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

9 Danksagung

Mein persönlicher Dank gilt insbesondere:

Herrn Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann

Leiter 3D DENTAL RADIOLOGIE MESANTIS Berlin. Für die Unterstützung bei der gemeinsamen Erarbeitung des Themas sowie die Betreuung und fachliche Anregung über den gesamten Zeitraum.

Herrn Dr. med. dent. Christian Wesemann

Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Abteilung für zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre. Für die kontinuierliche und engagierte Unterstützung als Zweitbetreuer sowie stets neuen Ideen und Beantwortung vieler Fragen.

Frau Henriette Kienbaum

Ich bedanke mich von Herzen für die unkomplizierte und motivierende Zusammenarbeit in der Arbeitsgruppe.

Herrn Thorsten Neumann, Herrn Dr. Michael Thomas, Herrn Robert Nicic, Herrn Frederic Steller, Frau Dr. Christiane Keul und Herrn Prof. Dr. Jan-Frederic Güth

Ich bedanke mich ganz herzlich für die Bereitstellung der Geräte und Softwareversionen sowie der umfassenden Einführung in die Systeme und Hilfsbereitschaft bei technischen Problemen.

10 Bescheinigung der statistischen Beratung



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBike)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Name, Vorname: Thun, Magdalena
Emailadresse: magdalena.thun@charite.de
Matrikelnummer: 220830
PromotionsbetreuerIn: Prof. Dr. A. Bumann
Promotionsinstitution/ Klinik: Zahnklinik Charité, mesantis
Berlin

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin
Tel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>



Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Herr/ Frau *Vorname Name* innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBike) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 25.03.2019
- Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvolle Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:
- *Bland-Altman Plot, t-Test und Levene Test auf Varianzgleichheit*

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 25.03.2019

Name des Beraters/ der Beraterin:

Dr. Konrad Neumann

Unterschrift BeraterIn, Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie
Campus Charité Mitte
Charitéplatz 1 | D-10117 Berlin
Besucheranschrift: Rahel-Hirsch-Weg 5



UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
für Biometrie und Klinische Epidemiologie