

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Leitung: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff



**Pilotstudie zur Genauigkeit von digitalen Abformungen in Abhängigkeit vom verwendeten Intraoralscanner und der Scanstrategie**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Kerstin Elisabeth Schlögl

aus

Nabburg

Jahr

2024

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Erster Gutachter: Prof. Dr. Jan-Frederik Güth

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. Christine Keul

Dritter Gutachter: PD Dr. Andreas Kessler

Dekan: Prof. Dr. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 07. Februar 2024

---

Hinweis:

Aus Gründen der Lesbarkeit wird im Folgenden ausschließlich die männliche Form verwendet. Diese soll jedoch zugleich die weibliche sowie diverse Form implizieren und stellt insofern keine Diskriminierung dar.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>4</b>
<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>6</b>
<b>Abstract (English)</b> .....	<b>8</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>10</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>11</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>12</b>
<b>1. Einleitung</b> .....	<b>13</b>
<b>2. CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin</b> .....	<b>16</b>
2.1 Entwicklung der CAD/CAM-Technologie .....	16
2.2 CAD/CAM-Systeme im Überblick .....	17
2.2.1 Digitale Datenerfassung .....	19
2.2.2 Computer Aided Design (CAD).....	20
2.2.3 Computer Aided Manufacturing (CAM).....	21
2.3 Messprinzipien der Intraoralscanner.....	22
2.3.1 Messprinzip der Triangulation .....	23
2.3.2 Messprinzip der konfokalen Mikroskopie .....	24
2.4 Klinische Anwendung.....	26
2.5 Aktuelle Studienlage .....	27
<b>3. Zielsetzung der Studie</b> .....	<b>32</b>
<b>4. Material und Methoden</b> .....	<b>33</b>
4.1 Referenzvermessung des Metallstegs.....	33
4.2 Direkte Datenerfassung: .....	34
4.2.1 Scanstrategien: Ganzkieferscan (Gruppe G).....	37
4.2.2 Scanstrategien: Halbkieferscan (Gruppe H) .....	39
4.2.3 Scanstrategien: Sextantenscan (Gruppe S) .....	41
4.3 Dreidimensionale Auswertung der Datensätze.....	45
4.3.1 Analyse der Länge des Metallstegs .....	48
4.3.2 Analyse linearer Differenzen in X-, Y- und Z-Achse .....	48
4.3.3 Analyse der Winkeldifferenz in Bezug auf den Metallsteg .....	49
4.4 Statistische Datenanalyse.....	50
<b>5. Ergebnisse</b> .....	<b>51</b>
5.1 Deskriptive Statistik.....	51
5.2 Einfluss des Intraoralscanners.....	61
5.3 Einfluss des Bewegungsmusters .....	61
5.4 Einfluss der Scansegmentierung .....	64
5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse .....	66

---

<b>6.</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>67</b>
6.1	Einfluss des Intraoralscanners .....	67
6.2	Einfluss des Bewegungsmusters .....	70
6.3	Einfluss der Scansegmentierung .....	73
6.4	Limitationen der in-vitro-Studie .....	78
<b>7.</b>	<b>Schlussfolgerungen</b> .....	<b>79</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>80</b>
<b>9.</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>84</b>
<b>10.</b>	<b>Affidavit</b> .....	<b>85</b>
<b>11.</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	Fehler! Textmarke nicht definiert.

## Zusammenfassung

Auf Basis des aktuellen Forschungsstands zur Genauigkeit digitaler dentaler Gesamtkieferabformungen kann bisher keine klare Empfehlung zu einem Scangerät oder zur Verwendung einer bestimmten Scanstrategie ausgesprochen werden. Vor diesem Hintergrund war es Ziel der vorliegenden in-vitro-Studie, die Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) der direkten Digitalisierung von Oberkieferscans in Abhängigkeit von der Art des Intraoralscanners und der angewandten Scanstrategie zu evaluieren.

Dazu wurde ein Oberkiefermodell mithilfe zweier Intraoralscanner (CEREC Primescan AC (PRI) und 3Shape TRIOS 4 (TRI)) digitalisiert, wobei verschiedene Scanstrategien zum Einsatz kamen, die sich hinsichtlich der Segmentierung des Scanbereichs (Ganzkiefer (G), Halbkiefer (H), Sextant (S)) und des Scanbewegungsmusters (Linear (L), Zick-Zack (Z), Kombiniert (K)) unterschieden. Durch die systematische Kombination der Segmentierung des Scanbereichs mit dem Scanbewegungsmuster ergaben sich folglich neun verschiedene Scanstrategien ( $G_L, G_Z, G_K, H_L, H_Z, H_K, S_L, S_Z, S_K$ ) pro Scanner. Zur Ermittlung der Richtigkeit der generierten Oberkieferscans wurden die linearen Unterschiede (in Richtung der X-, Y- und Z-Achse) sowie die Winkelabweichungen ( $\alpha_{axial}, \alpha_{coronal}, \alpha_{gesamt}$ ) in Bezug auf den Referenzdatensatz metrisch ausgewertet. Für die Analyse der Präzision wurde (nach ISO 5725-1) die Standardabweichung für die gemessenen Parameter (d. h. die linearen Unterschiede in Richtung der Achsen sowie Winkelabweichungen) verwendet. Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede in der Genauigkeit der beiden verwendeten Intraoralscanner: Für nahezu alle Parameter zeigte *PRI* eine bessere Richtigkeit und Präzision als *TRI*. Ebenso gab es Unterschiede in der Genauigkeit der Scans in Bezug auf die variierte Scansegmentierung und Scanbewegung: Der *PRI*-Scanner zeigte für die Kombination

des Ganzkieferscans mit dem Bewegungsmuster *Linear* oder *Kombiniert* ( $G_L, G_K$ ) für die meisten gemessenen Parameter eine bessere Richtigkeit und Präzision. Der *TRI*-Scanner hingegen zeigte für die Kombination der *Sextanten*-Segmentierung mit dem Bewegungsmuster *Zick-Zack* oder *Kombiniert* ( $S_Z, S_K$ ) für die meisten gemessenen Parameter bessere Richtigkeit und Präzision als mit dem Scانبewegungsmuster *Linear* ( $S_L$ ).

Auch hinsichtlich der unterschiedlichen Scansegmentierung gab es Unterschiede in der Genauigkeit der Scans: Bei Betrachtung der Unterschiede in Bezug auf die Y- und Z-Achse zeigte das Bewegungsmuster *Linear* in Kombination mit der Ganzkiefer- oder Halbkiefersegmentierung ( $G_L, H_L$ ) bei beiden Scannern eine signifikant bessere Richtigkeit gegenüber der *Sextanten*-Segmentierung ( $S_L$ ).

Mit diesen Erkenntnissen liefert die vorliegende Studie für die zahnmedizinische Forschung wichtige Anhaltspunkte sowohl zur Genauigkeit der aktuellen Intraoralscanner für Ganzkieferscans als auch zum Einfluss von verschiedenen Scanstrategien. Insgesamt lässt sich sagen, dass sich in Abhängigkeit von der Scantechnologie einzelne Kombinationspaare einer Scansegmentierungsart und eines Bewegungsmusters für die Richtigkeit und Präzision des Ganzkieferscans als vorteilhaft erweisen. Unabhängig von der Scanstrategie zeigte PRI im Vergleich zu TRI eine bessere Präzision und Richtigkeit. Um eine Anwendungsempfehlung für die zahnmedizinische Praxis zu formulieren, sollen aufbauend auf der vorliegenden Studie weitere klinische Studien mit Umsetzung der angegebenen Scanprotokolle durchgeführt werden.

## Abstract (English)

According to the current evidence of research regarding the digital impression of full arch digitization, no clear recommendation for a scanning device or the use of a specific scanning strategy for full-arch scans can currently be given. Therefore, the aim of the present in vitro study was to evaluate the accuracy (in terms of trueness and precision) of direct digitization of maxillary scans depending on the type of intraoral scanner and the scanning strategy.

For this purpose, a maxillary model was digitized using two intraoral scanners (CEREC Primescan AC (PRI) and 3Shape TRIOS 4 (TRI)). Different scanning strategies were chosen, which differed in terms of the segmentation of the scan area (*full jaw (G), half jaw (H) and sextant (S)*) and the scan movement pattern (*linear (L), zigzag (Z) and combined (K)*). The systematic combination of the segmentation of the scan area with the scan motion pattern consequently resulted in nine different scanning strategies (GL, Gz, GK, HL, Hz, Hk, SL, Sz, Sk) per scanner. To determine accuracy of the generated maxillary scans, linear differences (in the X-, Y-, and Z-axis) and angular deviations ( $\alpha_{axial}$ ,  $\alpha_{coronal}$ ,  $\alpha_{total}$ ) were metrically evaluated with respect to a reference data set. Standard deviation of linear and angular aberrations was used (according to ISO 5725-1) for the analysis of precision.

The results showed significant differences in accuracy between the two intraoral scanners: for almost all measured parameters (i.e., differences in the direction of the axes as well as angular deviations), the *PRI* scanner showed better trueness and precision than the *TRI* scanner. Similarly, there were differences regarding accuracy with respect to varied scan movement pattern and scan segmentation: The *PRI* scanner showed better trueness and precision for the combination of *whole jaw* scans with the movement pattern *Linear* or *Combined* (GL, GK) for most



of the measured parameters. Conversely, the *TRI* scanner had better trueness and precision for the combination of *sextant segmentation* with motion pattern *Zig-Zag* or *Combined* ( $S_z, S_k$ ) than with motion pattern *Linear* ( $S_L$ ) for most measured parameters. There were also differences in accuracy for different scan segmentations: Considering only the Y- and Z-axis differences, the *linear* motion pattern in combination with the *whole jaw* or *half jaw* segmentation ( $G_L, H_L$ ) showed significantly better accuracy compared to the sextant segmentation ( $S_L$ ) for both scanners. With these results, the present study provides the first important evidence for dental research on both the accuracy of current intraoral scanners for full-arch scans and the influence of different scanning strategies. In summary, depending on the scanning technology, individual combination pairs of a scan segmentation type and a motion pattern proved to be beneficial for the trueness and precision of the entire jaw scan. Regardless of the scanning strategy, *PRI* showed better precision and accuracy compared to *TRI*. To give a recommendation for dental practice, further clinical studies with implementation of the mentioned scanning protocols should be conducted.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Digitaler Workflow (Darstellung in Anlehnung an [29]).....	17
Abbildung 2	Funktionsprinzip der Triangulation (Darstellung in Anlehnung an [39]) .....	23
Abbildung 3	Messprinzip der konfokalen Mikroskopie ( Darstellung in Anlehnung an [40]).....	24
Abbildung 4	Oberkieferstudienmodell mit Metallsteg .....	33
Abbildung 5	Studiendesign .....	36
Abbildung 6	Scanstrategie G <sub>L</sub> .....	37
Abbildung 7	Scanstrategie G <sub>Z</sub> .....	38
Abbildung 8	Scanstrategie G <sub>K</sub> .....	38
Abbildung 9	Scanstrategie H <sub>L</sub> .....	39
Abbildung 10	Scanstrategie H <sub>Z</sub> .....	40
Abbildung 11	Scanstrategie H <sub>K</sub> .....	41
Abbildung 12	Scanstrategie S <sub>L</sub> .....	42
Abbildung 13	Scanstrategie S <sub>Z</sub> .....	43
Abbildung 14	Scanstrategie S <sub>K</sub> .....	44
Abbildung 15	Ausrichtung des Datensatzes in der Analysesoftware Geomagic Control 2015 Foundation Software .....	45
Abbildung 16	Konstruktion der Flächen im 1. Quadranten.....	47
Abbildung 17	Konstruktion der Flächen im Kontaktfeaturemodus .....	48
Abbildung 18	Statistische Analyse bei den Scannern CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4.....	53

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Überblick über die verwendeten Scanstrategien.....	34
Tabelle 2	Analyse der linearen Abweichungen der CEREC Primescan AC.....	51
Tabelle 3	Analyse der linearen Abweichungen des 3Shape TRIOS 4.....	52
Tabelle 4	Analyse der Winkelabweichungen bei dem Scanner CEREC Primescan AC ..	54
Tabelle 5	Analyse der Winkelabweichungen bei dem Scanner 3Shape TRIOS 4 .....	55

## Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CAI	Computer Aided Impressioning
CNC	Computerunterstützte Numerische Maschinensteuerung
CT	Computertomographie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
DVT	Digitale Volumentomographie
IOS	Intraoralscanner
KI	95% Konfidenzintervall
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität München
MW	Mittelwert
µm	Mikrometer
PRI	CEREC Primescan AC, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland
SD	Standardabweichung
STL	surface tessellation language
TRI	3Shape TRIOS 4, 3 Shape, Kopenhagen, Dänemark

## 1. Einleitung

Die Zahnmedizin unterliegt in allen Bereichen dem stetigen Einfluss von Innovation, Forschung und Entwicklung. Unter dem Begriff „digitale Zahnmedizin“ wird die Verwendung von computerbasierten Technologien und Geräten definiert, die nicht alleinig auf elektrischer oder mechanischer Steuerung beruhen [1, 2]. Seit vielen Jahren sind digitale computergestützte Technologien weder aus dem Bereich der Diagnostik und Therapieplanung noch für die Anfertigung von Restaurationen wegzudenken.

Für die klinische Behandlung in der modernen restaurativen Zahnmedizin, insbesondere zur Versorgung mit Inlays, Kronen, Brücken oder patientenspezifischen Implantataufbauten, haben sich die computergestützten Technologien etabliert. Die Verarbeitung der metallischen oder keramischen Materialien erfolgte bisher vor allem mittels frästechnischer Fertigungsverfahren [3, 4]. Durch den rasanten Fortschritt von digitalen Technologien entwickelte sich die additive Fertigung in den letzten Jahren als attraktive Variante [5]. Mit der Herstellung von Hilfsmitteln wie Modellen, Schienen und chirurgischen Schablonen sowie feststehendem Zahnersatz steht bereits eine große Bandbreite an klinischen Anwendungsmöglichkeiten zur Verfügung. Die technische Weiterentwicklung additiver Technologien vergrößert zunehmend die Einsatzmöglichkeiten: Derzeit zeigt die Literatur vielversprechende Ergebnisse bei der Fertigung von herausnehmbarem Zahnersatz [5, 6, 7, 8].

Die digitalen Abläufe bis zur Fertigung einer Restauration beinhalten drei aufeinander abgestimmte Arbeitsschritte: zunächst die digitale Datenerfassung, gefolgt von der Verarbeitung der Daten und der Fertigung der geplanten Restauration [9]. Der Scan spielt hierbei die Rolle der „Pforte von der analogen in die digi-

tale Welt“ und ersetzt damit die konventionelle Abformung [10]. Derzeit wird zwischen zwei Varianten der Digitalisierung durch einen Intraoralscanner unterschieden: Bei dem Konzept der direkten Digitalisierung wird in einem Schritt das Meistermodell als 3D-Datensatz erstellt. Demgegenüber impliziert die sogenannte indirekte Digitalisierung die konventionelle Abformung als notwendige Voraussetzung [9].

Die Genauigkeit des Scans spielt in diesem ersten Schritt des digitalen Workflows eine entscheidende Rolle, da die weiteren Schritte in der Prozesskette darauf aufbauen. In Bezug auf die Genauigkeit überzeugt die Digitalisierung mittels Intraoralscanner bei Scans von Einzelstümpfen bis hin zu einem Quadranten, bei äquivalenter oder teilweise sogar überlegener Qualität [11, 12]. Außerdem haben mehrere Studien den Zusammenhang zwischen der digitalen Fertigung und der Passung der hergestellten Restaurationen untersucht [13, 14]. Umgekehrt wurde der positive Einfluss des intraoralen Scannens auf die Qualität der Präparation von Schubert et al., 2020 nachgewiesen [15].

Darüber hinaus haben sich digitale Technologien in weiteren Indikationsbereichen der modernen Zahnmedizin als wichtiges Instrument erwiesen: Dazu gehört neben der Umsetzung von neuen implantatprothetischen Konzepten die vorangestellte Prävention und Planung der zahnärztlichen Behandlung sowie die anschließende Fertigung der Restauration. Als Beispiel kann das digitale „One-Time-Konzept“ (sog. Münchner Implantatkonzept, MIC) genannt werden. Wie der Name vermuten lässt, wird insgesamt nur eine Sitzung zur Implantation und digitalen Abformung der Position des Implantats benötigt. Die während der Einheilung der Implantate gefertigte Restauration kann bei der Freilegung direkt eingegliedert werden. Neben der Schonung der Weichgewebe zählen eine höhere Vorhersagbarkeit und Wirtschaftlichkeit zu den wichtigsten Vorteilen des Konzepts

[16, 17]. Eine entscheidende Rolle kann der Intraoralscan im Rahmen der zahnärztlichen Prävention spielen: Zahnwanderungen, Weichgewebsveränderungen, irreversible Abnutzungen der Zahnhartsubstanz können als sog. „vierte Dimension“ dokumentiert und dem Patienten besser visualisiert werden. Umgekehrt führt die Dokumentation mittels direkter Digitalisierung zu einer objektiveren Therapieentscheidung auf Basis der erhobenen Befunde [18, 19].

Einschränkend muss hinzugefügt werden, dass das Scannen eines ganzen Kiefers weiterhin eine Herausforderung für den Intraoralscanner ist [20, 21]. Vor allem die Abformung eines zahnlosen Kiefers stellt aufgrund der fehlenden Orientierungsstrukturen und der fehlenden Funktionsabformung eine Limitation dar [22].

Aus diesem Grund soll der Fokus dieser Dissertationsarbeit auf die Digitalisierung eines Oberkiefers gelegt werden. In mehreren Untersuchungen wurden verschiedene Einflussfaktoren auf die Richtigkeit und Präzision des Scandatensatzes nachgewiesen [23, 24, 25]. In dieser Arbeit soll die Abhängigkeit von der Verwendung unterschiedlicher Intraoralscanner der neuesten Generation sowie verschiedener Scanstrategien untersucht werden.

## **2. CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin**

### **2.1 Entwicklung der CAD/CAM-Technologie**

Der Grundstein für die intraorale Digitalisierung in der Zahnmedizin geht auf die Forschungsarbeit von Francois Duret im Jahr 1973 zurück, in der er eine Technologie zur Digitalisierung der Zahnoberfläche mittels Triangulation und Streifenlicht beschreibt [26]. Der Durchbruch gelang nach langer Entwicklungsarbeit 1986 mit der Einführung des CEREC-Systems (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) durch ein Forscherteam unter der Leitung von Mörmann und Brandestini an der Universität Zürich [27].

Aber auch bei der digitalen Abformung kann nicht uneingeschränkt von einer neuen Technologie gesprochen werden. Viele Konzepte basieren auf einer neuen Kombination von Bestandteilen der mathematischen Grundlagenforschung. So ist beispielsweise die Messung nach dem Triangulationsprinzip, das als Goldstandard für die Darstellung der Oberflächenfacetten von dreidimensionalen Körpern gilt, seit Jahrhunderten bekannt. Dieses Messprinzip basiert ursprünglich auf dem von Thales von Milet bereits im sechsten Jahrhundert v. Chr. entwickelten Modell zur Bestimmung des Abstands: Ist die Länge der entgegengesetzten Seite sowie die beiden angrenzenden Winkel bekannt, kann die Spitze eines Dreiecks dadurch definiert werden [9].



## 2.2 CAD/CAM-Systeme im Überblick

Grundsätzlich lässt sich der computergesteuerte Fertigungsprozess in drei voneinander abhängigen Schritten unterteilen [28].

1. Dreidimensionaler Intraoralscan (CAI – Computer Aided Impressioning)
2. Digitale Konstruktion (CAD – Computer Aided Design)
3. Computergestützte Fertigung (CAM – Computer Aided Manufacturing)

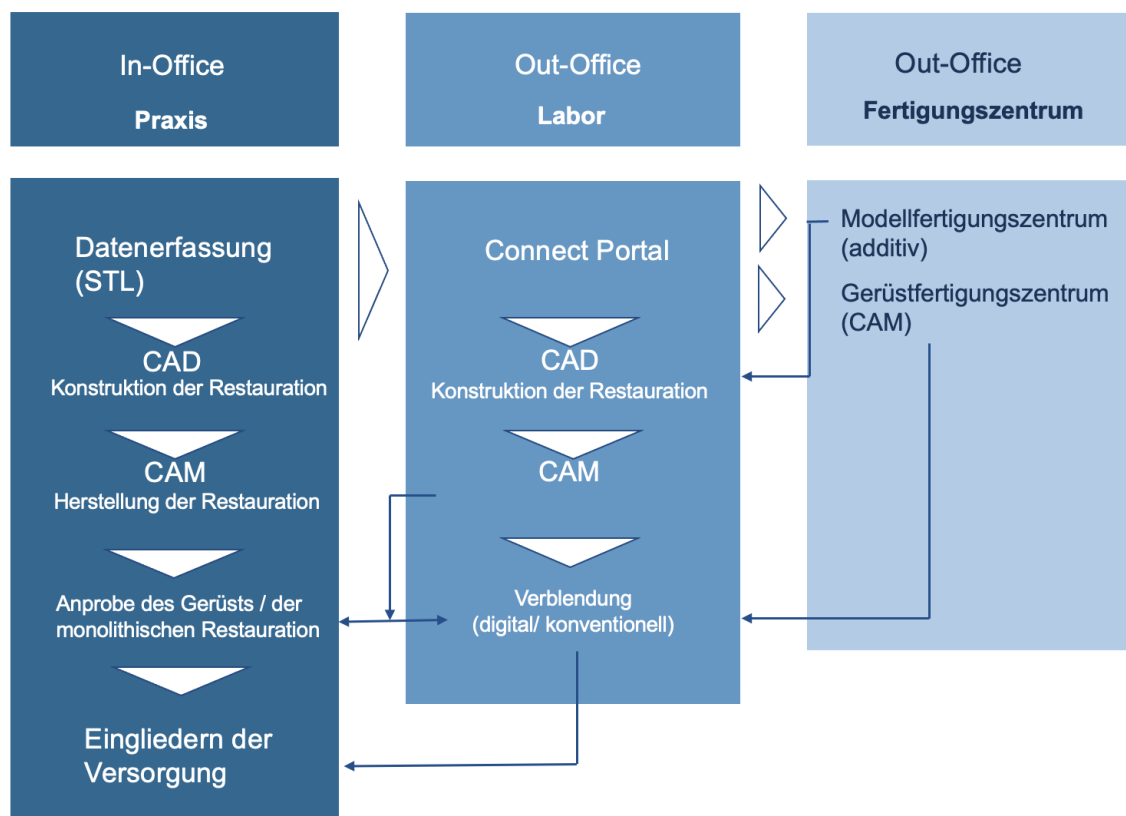


Abbildung 1 Digitaler Workflow (Darstellung in Anlehnung an [29])

Je nach Fertigungsort der Restauration kann zwischen verschiedenen Konzepten unterschieden werden:

- Chairside-Fertigung (In-office)
- Labside-Fertigung (Out-office)
- Zentrale Fertigung in einem Fräszentrum (Out-office)

Bei der Chairside-Fertigung wird der Zahnersatz nach der Digitalisierung direkt in der Praxis hergestellt. Mittels optischer Messsysteme werden die Daten bei geeigneter klinischer Situation direkt intraoral am Patienten generiert und nach integrierter CAD-Konstruktion in der Praxis gefertigt und anschließend eingegliedert. Das hat zur Konsequenz, dass die gesamten Arbeitsschritte in einem zahntechnischen Labor entfallen und die Restauration auf der Basis von rein virtuellen Modellen hergestellt wird. Diese Fertigungsmethode ist derzeit auf kleine Restaurationen beschränkt, die monolithisch produziert werden können. Aktuellen Studien zufolge gibt es gute klinische Ergebnisse mit Inlays, die mittels subtraktiver Fertigungsverfahren hergestellt wurden. Die Erfolgsquote liegt bei über 90 Prozent nach 10 Jahren [9].

Im Gegensatz dazu wird bei der Labside-Fertigung der Zahnersatz nicht direkt in der Zahnarztpraxis hergestellt. Die generierten Scandaten werden über eine Schnittstelle, wie z.B. das herstellereigenspezifische „Connect Portal“, an einen externen Rechner in einem zahntechnischen Labor übermittelt, wo sich die weitere Verarbeitung und die Produktionsschritte anschließen. Die Herstellung der Restauration wird dabei „Out-office“ realisiert, also außerhalb der Zahnarztpraxis. Es bedingt demnach weiterhin die bestehende Kooperation mit einem zahntechnischen Labor. Andererseits kann ein breiteres Spektrum an Indikationen abgedeckt werden, wofür die Herstellung eines analogen Modells vorteilhaft sein kann. Das bedeutet, dass zahntechnische Arbeitsschritte wie die konventi-

onelle Verblendung weiterhin analog durchgeführt werden. Darüber hinaus kann das Anfertigen von mehrfarbigen Modellen als zusätzliche Farbinformation für den Zahntechniker die ästhetische Qualität der Restauration verbessern [10].

Eine weitere Option im Out-office-Workflow ist die Möglichkeit, das Modell oder Gerüst zentral in einem Fräszentrum zu fertigen. Der generierte Datensatz wird an ein zentrales Fertigungszentrum gesendet, das die Herstellung des CAD/CAM-basierten Modells oder Gerüsts mittels additiver oder subtraktiver Fertigungstechnologie übernimmt und anschließend für die zahntechnische Nachbearbeitung an das Labor zurücksendet. Als positiver Faktor bei dieser Variante bleibt der geringere Investitionsbedarf für die zahntechnischen Labore zu nennen. Gleichzeitig bietet sie Unabhängigkeit von der Fertigungstechnologie und breitere Möglichkeiten bei der Materialauswahl [9].

### **2.2.1 Digitale Datenerfassung**

Bei der direkten Digitalisierung werden die notwendigen dreidimensionalen Patientendaten mittels Intraoralscanner in der Zahnarztpraxis generiert und können anschließend direkt in der Praxis (In-office) mittels CAD-Software z.B. im Rahmen der Chairside-Fertigung weiterverarbeitet werden (siehe Abb. 1). Optional kann bei Bedarf mittels subtraktiven oder additiven Fertigungsverfahren ein Modell erstellt werden.

Dieser vollständig digitale Workflow kann die Schritte der Abformung und Modellherstellung zusammenfassen und den Ablauf bis zur Herstellung des Zahnersatzes für eine große Bandbreite an prothetischen Indikationen vereinfachen. Bisher wesentliche Faktoren wie Auswahl, Lagerung, Anmischen sowie die anschließende Desinfektion des Abformmaterials, der Transport und die Modellherstel-

lung entfallen. All diese möglichen Fehlerquellen können Einfluss auf die Genauigkeit der herzustellenden Restauration haben [30, 31]. Aktuelle Studien zeigen einen positiven Trend mit sogar ähnlicher oder besserer Genauigkeit der direkten Digitalisierung für Ganzkieferscans im Vergleich zur indirekten Digitalisierung oder konventionellen Abformung. Um eine bestmögliche Genauigkeit des Ganzkieferscans zu erzielen sind gute Fachkenntnisse im Umgang mit der Hard- und Software des Intraoralscanners sowie die Berücksichtigung der beeinflussenden Faktoren Voraussetzung [32]. Einschränkend muss angebracht werden, dass bisher eine allgemeingültige, evidenzbasierte Empfehlung für die notwendige Genauigkeit fehlt, die den Ganzkieferintraoralscan zu einem zuverlässigen Instrument für die klinische Anwendung macht [33, 34]. Allerdings erhöht die Standardisierung und Vereinfachung der Schritte bis zur Herstellung von prothetischen Restaurationen die Vorhersagbarkeit der Qualität, den Komfort für den Patienten und steigert damit die Wirtschaftlichkeit.

### **2.2.2 Computer Aided Design (CAD)**

Das hohe Level der Genauigkeit des digitalen Modells muss auch durch die weiteren Verarbeitungsschritten beibehalten werden. Die Aufgabe der CAD-Software besteht in der Konstruktion der benötigten Restauration. Neben dem Datensatz des Intraoralscanners können weitere für die Herstellung relevante Informationen wie dreidimensionale Röntgendaten (CT, DVT) in ein Dateiformat integriert werden. Anschließend ist es wichtig, dass die Datenformate der Konstruktionsdatei an die Fertigungsmaschine angepasst sind, sodass die Übertragung der konstruierten Daten an die Fertigungseinheit funktioniert. Als Schlüsseldateiformat hat sich das STL-Format (surface tessellation language) etabliert [9]. Es dient als zentrale Schnittstelle, um die generierten Daten in die CAD-Systeme zu

integrieren. Zusätzlich können weitere Informationen wie beispielweise der Verlauf der Präparationsgrenze oder Farbinformationen als „Construction Information“ in einer Zusatzdatei übermittelt werden.

### **2.2.3 Computer Aided Manufacturing (CAM)**

Es lassen sich zwei grundlegend verschiedene Verfahren unterscheiden: die subtraktive und additive Fertigungstechnologie. Während bei der subtraktiven Herstellung der Zahnersatz durch Kombination von Fräsen, Schleifen sowie Rotation eines Rohlings mittels CNC-Technik gefertigt wird, werden bei der additiven Technologie die einzelnen Schichten durch Verschmelzen oder Polymerisieren aufgetragen [10]. Das subtraktive Verfahren hat sich als Standardverfahren für die Produktion qualitativ hochwertiger Restaurationen in der CAD/CAM-Technologie etabliert. Die Möglichkeit, neuartige Werkstoffe wie beispielsweise Hochleistungspolymere und Oxidkeramiken zu verarbeiten, kann als Schlüssel für den Erfolg der CAD/CAM-Technologie gesehen werden. Wie zu erwarten ist allerdings auch die subtraktive CAD/CAM-Fertigung kein reines Erfolgsmodell. Nachteilig ist anzuführen, dass der Verschleiß der meist in einer Ronde oder Block gefertigten hochwertigen Materialien sowie der Zeitaufwand sehr hoch ist. Außerdem sind die Fräser für den subtraktiven Fertigungsprozess sehr anfällig, so dass hier ein hochfrequenter Austausch erfolgen muss.

Diesen Nachteil kann hingegen die additive Fertigung ausgleichen, die sich immer mehr durchsetzt und vor allem wirtschaftlich sehr attraktiv ist. Seit der ersten Patentierung eines 3D-Druckverfahrens in der Dentalindustrie im Jahre 1984 ist die Bandbreite der Restaurationsmöglichkeiten durch additive Fertigung stetig gewachsen. An der Charité Berlin wird derzeit eine Studie durchgeführt, die ein 2020 zugelassenes Hybridkeramikmaterial im klinischen Einsatz testet. Bereits

vorliegende in-vitro-Studien zeigen gleiche oder sogar bessere mechanische Eigenschaften im Vergleich zu konventionellen Verbundmaterialien. Auch die Herstellung von Zirkonoxidrestaurationen mittels 3D-Druck wird experimentell untersucht. Dies ist der erste Durchbruch bei der Herstellung definitiver Restaurationen, während bisher nur provisorische oder Hilfsversorgungen vor einer umfangreichen Rekonstruktion oder Implantation hergestellt wurden [35, 36, 37]. Obwohl auf dem Gebiet der 3D-gedruckten Prothesenherstellung sicherlich noch intensiver Forschungsbedarf besteht, gibt es in der aktuellen Literatur vielversprechende Anzeichen für den zunehmenden Einsatz von additiv hergestellten Prothesen [38].

### **2.3 Messprinzipien der Intraoralscanner**

Die hohen Anforderungen der Zahnmedizin an die Genauigkeit der Scans sowie die schwierigen Sicht- und Lichtverhältnisse im Patientenmund erfordern eine komplexe Technologie der Intraoralscanner. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Scanner CEREC Primescan AC (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) und 3Shape TRIOS 4 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) ähneln sich prinzipiell in ihrem optischen Aufbau und ihren Funktionen. Die Technologie hingegen basiert auf zwei grundsätzlich verschiedenen Messprinzipien:

- Messprinzip der CEREC Primescan AC: Triangulation in Kombination mit konfokalem Messungs- und Tiefenschärfeprinzip [39]
- Messprinzip des 3Shape TRIOS 4: Konfokale Mikroskopie [40]

Beides sind lichtoptische Verfahren zur Generierung von dreidimensionalen Oberflächendaten.

### 2.3.1 Messprinzip der Triangulation

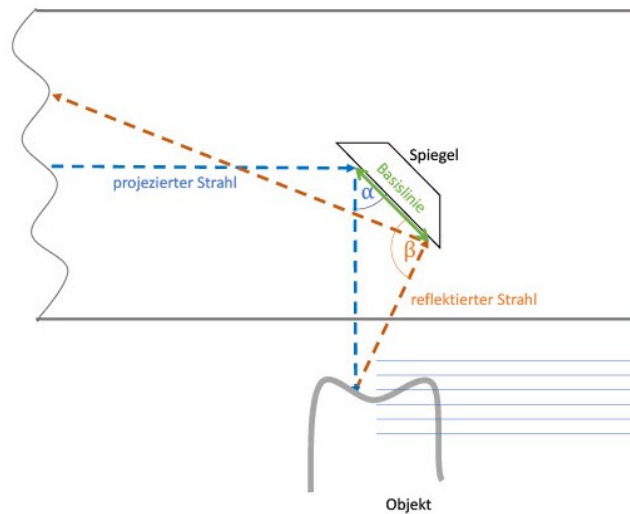


Abbildung 2 Funktionsprinzip der Triangulation (Darstellung in Anlehnung an [39])

Bei dem Triangulationsverfahren basiert die Berechnung des Abstandes auf einem einfachen mathematischen Prinzip nach Thales: Der Objektabstand, d.h. in unserem Fall ein Punkt auf der Zahnreihe, lässt sich aus dem bekannten Abstand zwischen Projektor und Sensor (= Basislinie) sowie den beiden angrenzenden Winkeln bestimmen. Mithilfe eines Theodoliten, einem sogenannten Winkelmessgerät, sollen die beiden Winkel  $\alpha$  und  $\beta$  möglichst genau gemessen werden [9].

Zur optischen Vermessung von dreidimensionalen Objekten wird mit kurzwelligem Licht ein dynamisches Muster aus hellen und dunklen Streifen erzeugt und durch einen Kollimator, das Linsensystem und die Projektionsoptik auf die Oberfläche abgebildet. Zeitgleich erfolgt eine Auswertung des Helligkeitskontrasts mittels konfokalem Mess- und Tiefenschärfeprinzip. Hochaufgelöste, integrierte CCD-Sensoren detektieren die Winkeldifferenz zwischen den ausgesandten und den reflektierten Lichtstrahlen. Das bedeutet, dass das projizierte Streifenmuster entsprechend der Form des fotografierten Objekts um einen bestimmten Winkel

verändert und mit dem Originalbild verglichen wird. Als Projektionsquelle wird ein Lichtstrahl im Spektrum des blauen kurzwelligen Lichts verwendet. Aufgrund der erhöhten Lichtdurchlässigkeit bei transparenten oder metallischen Objekten kann es zu Fehlreflexionen kommen, die zu Erfassungsfehlern führen. Aus diesem Grund führt das Bepudern der Oberfläche oft zu besseren Ergebnissen. Der in dieser Studie verwendete Scanner CEREC Primescan AC von Dentsply Sirona nutzt diese Triangulationstechnik in Kombination mit einem konfokalen Mess- und Tiefenschärfeprinzip.

### 2.3.2 Messprinzip der konfokalen Mikroskopie

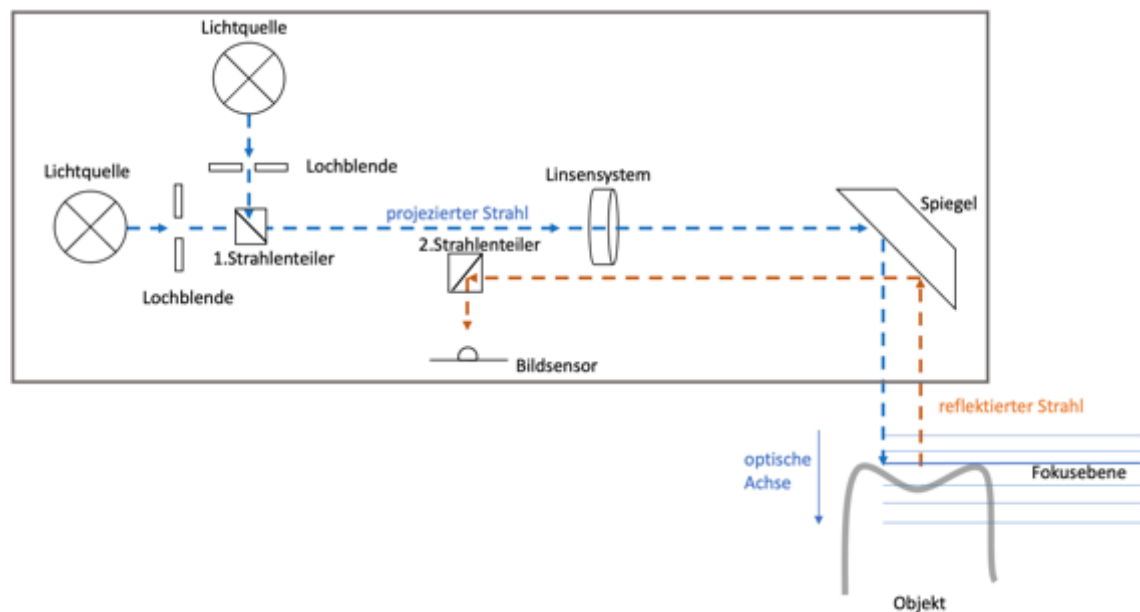


Abbildung 3 Messprinzip der konfokalen Mikroskopie ( Darstellung in Anlehnung an [40])

Die konfokale Mikroskopie ist ein Messprinzip, das auf der Erfassung eines 3D-Objektes mittels einer optischen Tiefenvermessung beruht. Der Strahl wird zunächst von mindestens zwei Lichtquellen erzeugt und gelangt durch eine Lochblende auf einen sogenannten 1. Strahlenteiler. Der dadurch erzeugte Lichtstrahl besteht aus einer zeitlichen Variation von Mustern. Dieser modifizierte Strahl wird dann durch ein optisches System von Linsen und mittels eines Spiegels auf das



Objekt projiziert. Die reflektierten Strahlen kehren auf demselben Weg durch die Linsen zurück und bilden ein Überlagerungsmuster aus Hell-Dunkel-Kontrasten. Dieses wird durch einen 2. Strahlenteiler auf die CCD-Chips des Bildsensors abgebildet. Zur Berechnung der dreidimensionalen Daten werden die Kontrastunterschiede der in den verschiedenen Positionen generierten Aufnahmen miteinander verglichen und die Distanz daraus errechnet. Das Linsensystem enthält entlang der optischen Achse eine Fokusebene mit einem bestimmten Z-Wert, der zuvor mithilfe der Kalibrierdaten festgelegt wird. Diese Fokusebene kann senkrecht zum Objekt verschoben werden, sodass die Scanpositionen eine Distanz von z.B. 0,1 mm haben. In diesem Beispiel kann damit eine Tiefe von 10 mm durch 100 Scanpositionen abgescannt werden. Insgesamt werden beim Scannen für jeden fokussierten Z-Wert die entsprechenden Raumkoordinaten in der X- und Y-Achse erhoben und daraus schichtweise eine dreidimensionale Punktwolke erstellt [9, 28]. Dieses System wird für die direkte intraorale Datenerfassung mit dem 3Shape TRIOS 4 Scanner verwendet. Der wesentliche Unterschied zwischen den Messtechnologien der in dieser Studie verwendeten Intraoralscanner ist der Winkel des Lichtstrahls und die daraus resultierende Reflexion. Dieser Winkel ist bei der konfokalen Mikroskopie identisch, was als Kolinearität bezeichnet wird. Strukturen, die in einem steilen Winkel zum einfallenden Lichtstrahl von bis zu 85 Grad liegen, können so leichter abgebildet werden.

## 2.4 Klinische Anwendung

Obwohl wissenschaftliche Studien den klinischen Nutzen nicht nur für die Fallplanung und Vorbehandlung, sondern auch für die Herstellung von Einzelzahnkronen bis mehrgliedrigen Restaurationen belegen, nutzt nach aktuellen Daten derzeit nur etwa ein Zehntel der Zahnärzte den digitalen Workflow [27].

Während die Anwendung im Ganzkieferbereich noch umstritten ist, liegt das Potenzial in der Kombination von bereits etablierten digitalen Möglichkeiten und den ursprünglichen konventionellen Techniken im Sinne vielfältigerer, kreativer Behandlungsstrategien für jeden individuellen Patientenfall [3, 41]. Ein Beispiel hierfür ist das an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU München entwickelte Konzept der Münchner Schiene, die als Planungshilfe und provisorische Versorgung im Rahmen der Herstellung neuer komplexer und umfangreicher Versorgung erfolgreich zum Einsatz kommt [42]. Verantwortlich für die rasante Entwicklung der digitalen Zahnmedizin sind die Optimierung von Software- und Hardwarekomponenten, die Einführung innovativer Werkstoffe und weitere Fortschritte in der Fertigungstechnologie, die wie Zahnräder ineinandergreifen [9, 35].

Zusätzliche äußere Einflüsse, wie die Möglichkeit, neue Hochleistungsmaterialien wie Oxidkeramiken zu verarbeiten, haben zu einem rasanten Fortschritt und einer Etablierung in der Zahnmedizin geführt. Durch die kontinuierliche Verbesserung der mechanischen und optischen Eigenschaften nimmt das Indikationsfeld von vollkeramischen, monolithischen Restaurationen weiter zu [15]. So werden die guten Forschungsergebnisse sowie die klinischen Ergebnisse der technischen Entwicklung von Intraoralscannern mitunter als Treiber für die Manifestation und den Erfolg der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin angesehen, sodass heute von einer neuen Ära gesprochen wird. Insgesamt wird der direkte

digitale Workflow durch die stetige Verbesserung der Materialvielfalt, die Etablierung neuer Fertigungsverfahren, die gesteigerte Effizienz und den damit verbundenen Patientenkomfort immer attraktiver [27, 35, 36, 43].

## **2.5 Aktuelle Studienlage**

Die steigende Verfügbarkeit von Studien über Intraoralscanner in den letzten Jahren zeigt, dass insbesondere in Bezug auf Ganzkieferscans ein Bedarf an wissenschaftlicher Evidenz besteht. Hinzu kommt, dass im Laufe der Zeit immer wieder aktuelle Scansysteme mit neuer Hard- und Software entwickelt werden. Bisher gibt es noch keinen klaren Konsens darüber, welches Scannermodell oder welcher Workflow die besten klinischen Resultate erzielt und ob Ganzkieferscans die notwendige Genauigkeit erfüllen. Für die Genauigkeit fehlt eine exakte Definition im Hinblick auf Präzision und Richtigkeit nach ISO 5725-1:1994 [43]. Die Richtigkeit kann als Übereinstimmung des generierten Datensatzes mit einer zuvor festgelegten Referenz beschrieben werden. Präzision ist definiert als ein Maß für die Reproduzierbarkeit von Ergebnissen eines Versuchs, der unter vorgegebenen Kriterien durchgeführt wird.

Mit dieser Studie soll die Richtigkeit und Präzision von zwei Intraoralscannern der neuesten Generation evaluiert werden. Daher werden die im Folgenden dargestellten Faktoren Stichprobenumfang  $N$ , Größe des Scanbereichs, Scanstrategie und Datenanalyse / Statistik einzeln und unabhängig voneinander untersucht.

### **Stichprobenumfang $N$**

Die Anzahl der durchgeführten Scans pro Scanstrategie, d.h. der Stichprobenumfang  $N$ , spielt eine Rolle für die statistische Aussagekraft der Studie. Je größer

der Stichprobenumfang, desto größer ist die Teststärke und damit die Aussagekraft. Aus diesem Grund wurde im Gegensatz zu bereits durchgeführten Studien mit einer maximalen Fallzahl von  $N = 5-15$  die Zahl in der vorliegenden Studie auf  $N = 25$  erhöht [44, 45].

### **Größe des Scanbereichs**

Darüber hinaus stellt die Größe des Scanbereichs einen beeinflussenden Faktor dar. Sie hängt davon ab, ob die geplante Restauration auf einen einzelnen Stumpf beschränkt ist oder sich über den gesamten Zahnbogen erstreckt [46, 47]. In Bezug auf den ersten Schritt der direkten Digitalisierung, zeigen aktuelle Studien für Restaurationen von einzelnen Zähnen bis hin zu einem Quadranten eine klinisch akzeptable Genauigkeit [11]. Im Vergleich zur konventionellen Herstellungsmethode oder Fertigung mittels indirekter Digitalisierung, war die Qualität ebenfalls vergleichbar oder teilweise sogar besser [2, 12, 41, 48].

Nach aktuellem Stand der Forschung gibt es noch keine eindeutige Überlegenheit der direkten Digitalisierung für Scans des gesamten Kieferbogens [34, 49]. In-vitro-Studien zeigen jedoch, dass sowohl durch direkte als auch durch indirekte Digitalisierung Genauigkeitswerte der Ganzkieferscans im Bereich der klinischen Toleranz erreicht werden. Damit wird die direkte Digitalisierung im Vergleich zur indirekten Digitalisierung konkurrenzfähig [21, 50, 51].

In der Literatur finden sich aber auch gegenteilige Aussagen, wonach die indirekte Digitalisierung mittels Laborscanner teilweise bessere Ergebnisse erzielt [41]. Jedoch wurde bei einigen Studien oft noch auf Systeme zurückgegriffen, die eine vorherige Bepuderung mit Titaniumdioxid benötigen [52, 53]. Aber auch ohne die Verwendung von Titaniumdioxid konnten ähnliche Ergebnisse wie mit

puderbasierten Systemen erzielt werden [54]. Die Lücke bei der klinischen Evidenz von Ganzkieferscans wurde durch derzeit verfügbare Literatur geschlossen [33, 49]. Beim Vergleich von indirekter und direkter Ganzkieferdigitalisierung unter optimalen Bedingungen erzielte der direkte digitale Workflow vergleichbare und in Bezug auf die Genauigkeit bei einigen Messparametern sogar bessere Ergebnisse [33].

Darüber hinaus ist zu berücksichtigen, dass nicht nur die Digitalisierung als erster Schritt des Workflows die Genauigkeit des hergestellten Zahnersatzes beeinflusst, sondern auch die nachfolgenden Arbeitsschritte des *Computer Aided Designs* und *Computer Aided Manufacturings*. Letztendlich ist das Resultat und damit die Passung der einzugliedernden Restauration entscheidend. Hierfür wurden Studien durchgeführt, die die Genauigkeit des direkt gefertigten Zahnersatzes über den Zementspalt der Krone bewerteten. Daraus ging hervor, dass die Genauigkeit in Bezug auf Einzelzahnkronen als klinisch akzeptabel bewertet werden kann [55]. Nach der Definition der DGZMK aus dem Jahr 1999 werden Restaurationen als „klinisch akzeptabel“ definiert, wenn ihr Randspalt unter einem Schwellenwert von 100 µm liegt.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Ganzkieferscans immer noch eine Herausforderung für Intraoralscanner darstellen und die Größe der Abweichung von der Referenz proportional zur Größe des Scanbereichs zunimmt [34, 41, 52, 56].

### **Scanstrategie**

Die Bedeutung des Scanprotokolls für die Genauigkeit und Präzision des generierten Datensatzes wurde bereits mehrfach nachgewiesen [44, 57]. Einer Studie zufolge kann die Scengenauigkeit bis zu 100 % von der Strategie beeinflusst

werden [54]. Andere in der Literatur verfügbaren Studien zeigen ebenfalls signifikante Abweichungen, wenn verschiedene Strategien verwendet werden [58, 59, 60]. Bisher ist jedoch keine systematische Untersuchung zur Beeinflussung der Genauigkeit des Ganzkieferscans durch Variation des Scanbewegungsmusters oder der Segmentation des Scanabschnitts durchgeführt worden. Aus der systematischen Kombination der Scansegmentierung mit dem Scanbewegungsmuster ergaben sich in der vorliegenden Studie neun verschiedene Scanstrategien pro Scanner. Der mögliche Einfluss dieser Strategien auf die Richtigkeit und Präzision der Ganzkieferscans sollte in dieser Studie untersucht werden.

### **Datenanalyse / Statistik**

Der wichtigste Faktor ist die Analysemethode des generierten Datensatzes. Hierfür wird zunächst ein möglichst genauer Referenzdatensatz benötigt, mit dem die virtuellen Modelle dann verglichen werden können. Eine allgemeingültige Richtlinie für die beste Analysemethode gibt es derzeit nicht. Dadurch entsteht bei den unterschiedlichen Methoden der Auswertung das Problem, dass die Forschungsergebnisse nicht miteinander vergleichbar sind. Einige Forschungsgruppen verwenden bisher die Überlagerungsmethode nach dem Best-Fit-Algorithmus, wobei es zu einer Aufsummierung von Abweichungen kommen kann und somit keine Rückschlüsse auf klinisch relevante lineare Abweichungen getroffen werden können [44, 48, 57, 61]. Bei der Methode von Muallaha et al., 2017 wurden Abstände an einem mit Bohrungen versehenen Referenzmodell gemessen und mit Testscans verglichen. Dreidimensionale Abweichungen und Rotationen konnten jedoch nicht berücksichtigt werden.

Die in der vorliegenden Studie verwendete Analyse­methode unter Verwendung einer metrischen, repositionierbaren Struktur als Referenzobjekt bietet den Vorteil, dass sie sowohl in-vitro als auch in-vivo angewendet werden kann. Damit kann die Aussagekraft dieser Studie auch für die klinische Anwendung enorm verbessert werden [33, 49, 57, 62].

Insgesamt ist die aktuelle Literaturverfügbarkeit zur Genauigkeit von Ganzkieferscans noch als dünn zu bewerten. Derzeit besteht noch keine Einigkeit darüber, welcher Scanner am besten geeignet ist oder ob die Anwendung bei einem kompletten Zahnbogen das für die klinische Anwendung erforderliche Maß an Genauigkeit erreicht [34, 52].

### **3. Zielsetzung der Studie**

Ziel dieser in-vitro-Studie ist es, die Genauigkeit der direkten Digitalisierung in Abhängigkeit von der Art des Intraoralscanners und von neun verschiedenen Scanstrategien zu untersuchen. Digitalisiert wird ein Ganzkiefermodell des Oberkiefers. Dazu werden die beiden Scansysteme CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4 verwendet und sowohl die Genauigkeit als auch die Präzision der erhobenen Daten analysiert.

Als Parameter werden sowohl Abweichungen der linearen Distanzen in Bezug auf die X-, Y- und Z-Achse als auch Rotationsdiskrepanzen in der koronalen und sagittalen Richtung untersucht. Durch die Verwendung einer bereits in-vivo etablierten Methodik [51] kann von einer hohen Aussagekraft der durchgeführten Forschungsarbeit für die klinische Anwendung ausgegangen werden.

Folgende Nullhypothesen werden aufgestellt:

1. Es treten beim Vergleich der unterschiedlichen Scansysteme CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4 keine quantitativen Unterschiede im Sinne von linearen Abweichungen in der X-, Y- und Z-Achse sowie im Bereich der Winkelparameter in Bezug auf den am Versuchsmodell fixierten Metallsteg auf.
2. Die Scanstrategie mit Variation der Segmentierung des Scanbereichs hat keinen Einfluss auf die Genauigkeit des dreidimensionalen Scandatensatzes.
3. Die Scanstrategie mit Variation des Bewegungsmusters hat keinen Einfluss auf die Genauigkeit des dreidimensionalen Scandatensatzes.



## 4. Material und Methoden

Für die Durchführung der Studie wurde ein Oberkiefer-Ganzkiefer Modell aus Polyurethan (AlphaDie MF, LOT 2012008441; Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) mit einer homogenen, leicht matten Oberfläche verwendet. Zwischen den beiden oberen Molaren wurde ein Steg aus Metall als Referenzstruktur befestigt (GARANT, DIN 875-00-g; Hoffmann Group, Munich, Germany).



Abbildung 4 Oberkieferstudienmodell mit Metallsteg

### 4.1 Referenzvermessung des Metallstegs

Die Referenzvermessung des später im Modell integrierten metallischen Verbindungsstegs erfolgte mit einem Koordinationsmessgerät (CMM: Mitutoyo Crysta Apex C 574; Createch Medical Mendaro, Spain; software: MCOSMOS Mitutoyo Software; Mitutoyo, Neuss, Germany). Diese Messung wurde bei einer Temperatur von 20 °C mit einem höchstzulässigen Fehler von (MPE<sub>e</sub>) der CMM von  $1,9 \mu\text{m} + (3 \cdot L/1000)$  durchgeführt. Nachfolgend wurde der durch die CMM generierte

STL-Datensatz in die Analysesoftware importiert (Geomagic Control 2015; Version: 2015.3.1.0, 64-bit, Geomagic, Morrisville, MC, US) und mit der später beschriebenen Methode analysiert. Die berechnete Länge betrug 50,445 mm und wurde als Referenzlänge (R) festgelegt.

## 4.2 Direkte Datenerfassung:

Um die in-vitro-Scanbedingungen möglichst äquivalent zu gestalten, wurde der Metallsteg mit dem formstabilen Modellierkunststoff Pattern Resin LS (Fa. GC Germany GmbH) auf dem Modell befestigt und das gesamte Modell wiederum mit Wachsstreifen rot (Fa. Yeti Dentalprodukte GmbH) an der Ecke einer Tischkante fixiert. Das heißt, dass nur die Scanvorrichtung bewegt wurde, um alle Oberflächen zu erfassen. Alle Scans wurden zudem bei reinem Tageslicht durchgeführt. Für die Digitalisierung wurde die folgende Gruppierung nach der Art der Segmentierung und dem Bewegungsmuster vorgenommen:

I. Segmentierung	II. Bewegungsmuster
<b>1. Ganzkiefer (G)</b>	
	a) Linear ( $G_L$ )
	b) Zick-Zack ( $G_Z$ )
	c) Kombiniert ( $G_K$ )
<b>2. Halbkiefer (H)</b>	
	a) Linear ( $H_L$ )
	b) Zick-Zack ( $H_Z$ )
	c) Kombiniert ( $H_K$ )
<b>3. Sextant (S)</b>	
	a) Linear ( $S_L$ )
	b) Zick-Zack ( $S_Z$ )
	c) Kombiniert ( $S_K$ )

Tabelle 1 Überblick über die verwendeten Scanstrategien

Vorteil und Begründung dieser Versuchsanordnung war die nach Wissen der Autoren erstmalige Kombination dieser beiden Parameter, sodass der Einfluss der jeweiligen Scanstrategie mit der Kombination aus einer Art der Segmentierung mit einer Art des Bewegungsmusters evaluiert werden konnte.

Folgende intraorale Digitalisierungssysteme, welche vor Studienbeginn auf die jeweils aktuelle Softwareversion aktualisiert wurden, kamen zur Anwendung:

**1. CEREC Primescan AC**, Gruppe PRI; Softwareversion 2015.3.1.0, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany

**2. 3Shape TRIOS 4**, Gruppe TRI, Softwareversion 1.7.6.1, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland

Bei den Aufnahmen wurde zur Erfassung bei dem Scanner CEREC Primescan AC der „*extraorale Modus*“ und bei dem Scanner 3Shape TRIOS 4 der „*insane speed mode*“ verwendet. Die Scanaufnahmen wurden 25-mal pro Scanstrategie wiederholt ( $N=25$ ). Um eine Lernkurve während des eigentlichen Testverfahrens zu vermeiden, wurden vor Beginn der Studie eine Reihe von Tests mit kleinspannigen Metallmodellen einer Einzelzahn- oder Brückenpräparation durchgeführt, um alle zu verwendenden Scanstrategien zu testen. Zu Beginn jedes Scandurchgangs wurde eine Kalibrierung des Scangeräts Primescan AC mithilfe des „*Calibration Sets Primescan*“ nach Herstellerangaben durchgeführt. Für den Scanner 3Shape TRIOS 4 stand laut Herstellerangaben nur ein Kalibrierset für die Farbkalibrierung zur Verfügung. Da in unserem Studiendesign nur STL-Datensätze ohne Farbinformationen berücksichtigt wurden, wurde das Kalibrierset nicht verwendet. Es wurden maximal zwei Scans pro Scanvorgang durchgeführt, sodass eine Beeinflussung durch die Erwärmung des Scangerätes mit möglicher Beeinflussung ausgeschlossen werden konnte. Nach jedem Versuchsdurchlauf

wurde eine Pause von etwa 30 Minuten eingehalten. Die Scanzeit lag zwischen 02:30 und 03:30 Minuten pro Scan. Abschließend wurden Bereiche mit aufgetretenen Überlagerungen oder fehlenden digitalen Informationen erneut gescannt.

In folgender Abbildung wird das Studiendesign dargestellt:

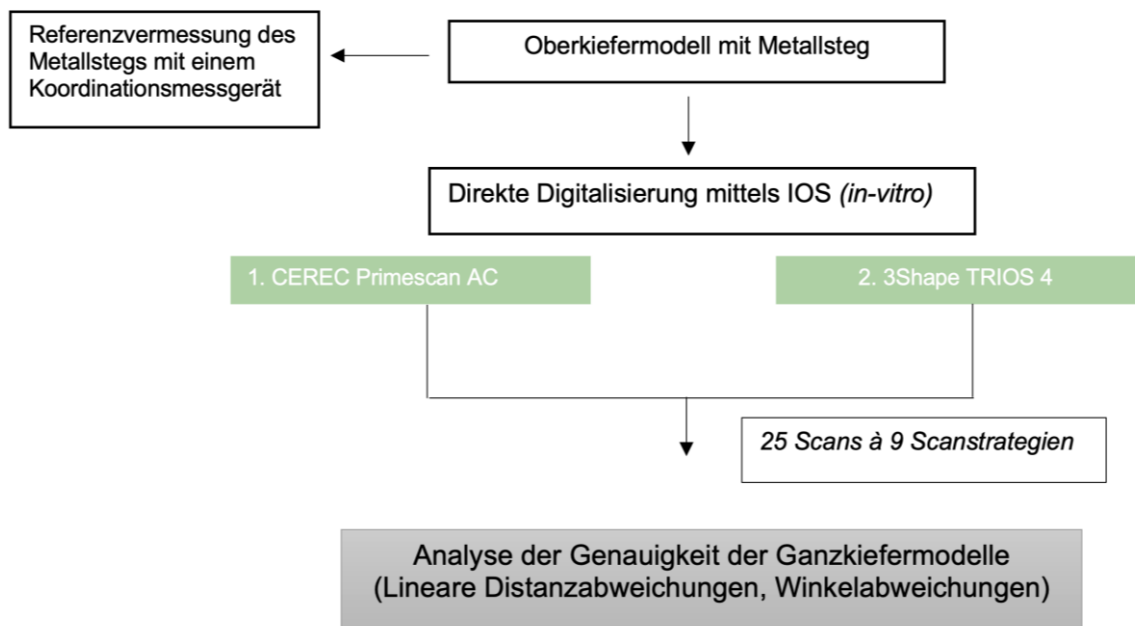


Abbildung 5 Studiendesign

### 4.2.1 Scanstrategien: Ganzkieferscan (Gruppe G)

Die Gruppe mit dem Bereich „Ganzkiefer“ lässt sich in die drei Bewegungsarten Linear ( $G_L$ ), Zick-Zack ( $G_Z$ ) und Kombiniert ( $G_K$ ) unterteilen.

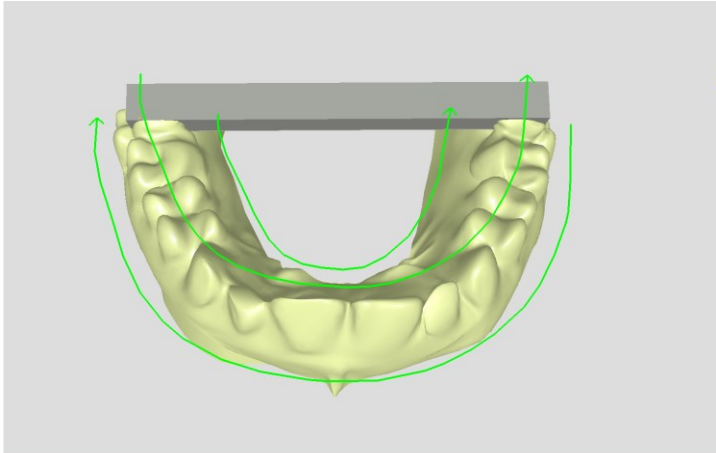
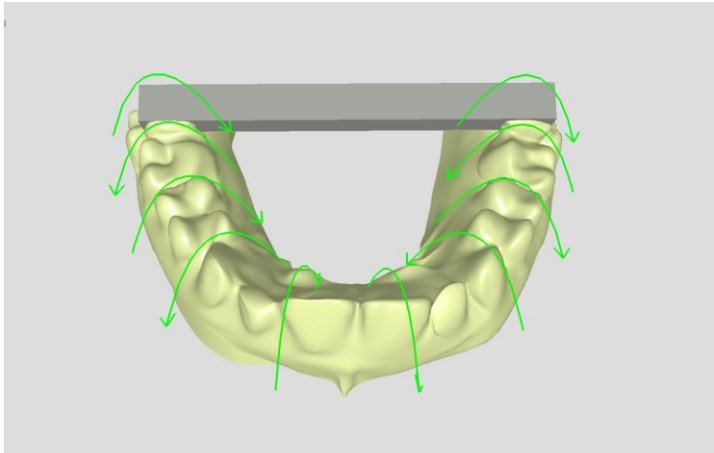
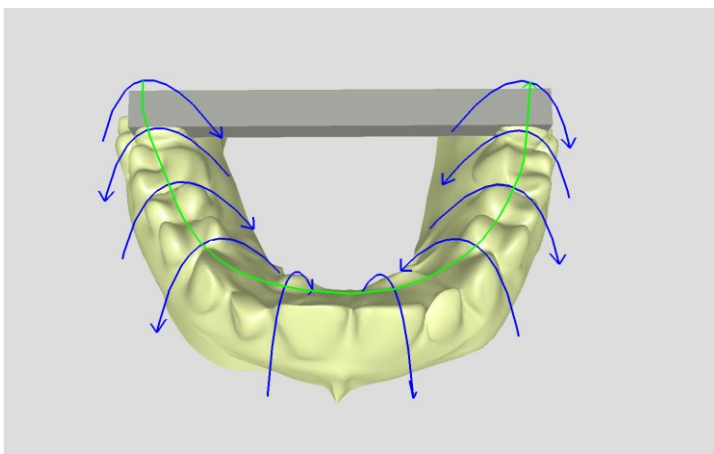


Abbildung 6 Scanstrategie  $G_L$

Mit der Scanstrategie  $G_L$  wurden die gesamten Flächen des Oberkiefermodells in drei Zügen ohne Unterbrechung digitalisiert. Zu Beginn wurde der Scankopf im Bereich der Kaufläche des II. Quadranten in Regio 28 parallel zur Kaufläche ausgerichtet. Maximal 1,5 cm des Steges wurden miterfasst. Nach Fortsetzung des Scanvorgangs bis zum Bereich der Prämolaren, wurde der Scankopf anschließend zur Erfassung der inzisalen Flächen 90 Grad gedreht und in einen Winkel von etwa 45 Grad geschwenkt. Im ersten Sextanten wurde der Scanvorgang auf die gleiche Weise wie im dritten Sextanten fortgesetzt und nach Erfassung des Zahnes 18 nach bukkal geschwenkt. Analog zum ersten Scanabschnitt wurde der Scanprozess im zweiten Abschnitt bis zum Zahn 28 fortgesetzt, der Scankopf anschließend zur Erfassung der Palatinalflächen in einem Winkel von 45 Grad geneigt und wieder zum Ende des I. Quadranten zurückgeführt.

**Scanstrategie G<sub>Z</sub> - Ganzkiefer / Zick-Zack (n = 1-25)**Abbildung 7 Scanstrategie G<sub>Z</sub>

Bei Scanstrategie G<sub>Z</sub> wurde die anfängliche Erfassung der Okklusalfäche des Zahnkranzes ausgelassen und der gesamte Zahnbogen wurde durch eine Zick-Zack-Bewegung des Scankopfes digitalisiert. Der Scanvorgang wurde in der Region 28 begonnen und in einem Zug bis zur Region 18 fortgesetzt. Dies beinhaltete zusätzlich die Erfassung von etwa 1,5 cm des Stegendes auf beiden Seiten. Im Bereich der Frontzähne von Zahn 23 bis 13 wurde im Vergleich zum Seitenzahnbereich eine größere Neigung zur vestibulären und palatinalen Oberfläche vorgenommen, um die längere klinische Krone der Frontzähne zu kompensieren.

**Scanstrategie G<sub>K</sub> - Ganzkiefer / Kombiniert (n = 1-25)**Abbildung 8 Scanstrategie G<sub>K</sub>

Die Scanstrategie  $G_K$  ergab sich aus einer Kombination von Scanstrategie  $G_L$  und  $G_z$ . Nach der parallelen okklusalen Ausrichtung in Regio 28, einschließlich der Erfassung von 1,5 cm des Stegendes, wurde der Scankopf linear von Regio 28 zur Regio 18 bewegt, um die okklusalen Flächen zu erfassen. In der Frontzahnregion wurde der Scankopf zur besseren Flächenabbildung um 90 Grad gedreht. Anschließend wurden in einem zweiten Scanabschnitt die bukkalen und palatinalen Flächen, beginnend bei Zahn 18, in einem Zick-Zack-Muster aufgenommen und bis zur Regio 28 zurückgeführt. Der gesamte Scan wurde ohne Unterbrechung durchgeführt.

#### 4.2.2 Scanstrategien: Halbkieferscan (Gruppe H)

Bei Scanstrategie  $H_L$  bis  $H_K$  wurde der Oberkiefer virtuell in Regio 11/21 in zwei Hälften geteilt und damit die digitale Erfassung in zwei Abschnitte gegliedert. Zur Orientierung war eine kleine Übergangsfläche notwendig, sodass die Frontzahnfläche von Zahn 23 bis 13 jeweils zweifach gescannt wurde. Diese Aufteilung wurde mit dem Bewegungsmuster Linear, Zick-Zack und Kombiniert digitalisiert.

##### Scanstrategie $H_L$ - Halbkiefer / Linear (n = 1-25)

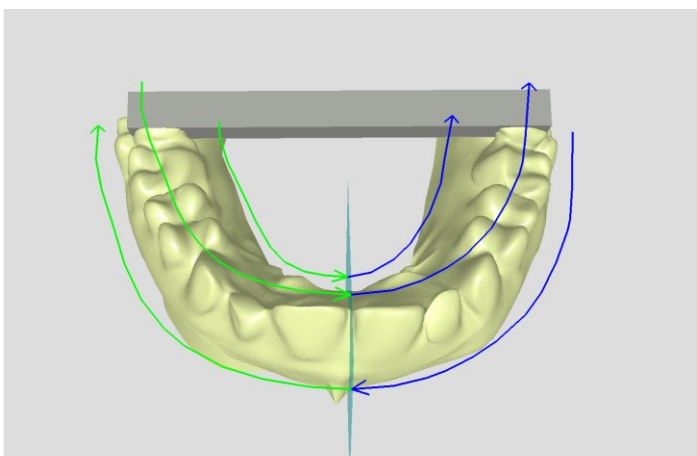


Abbildung 9 Scanstrategie  $H_L$

Nach paralleler Ausrichtung des Scankopfes am distalen Ende des II. Quadranten wurden bei Scanstrategie H<sub>L</sub> die Flächen in der Abfolge okklusal, bukkal und palatinal gescannt. Das Bewegungsmuster war linear und der Neigungswinkel betrug 45 Grad für die bukkalen und palatinalen Flächen. Zusätzlich wurden ca. 1,5 cm des jeweiligen Stegendes miterfasst. Der erste Scanabschnitt wurde ausgehend von Regio 28 in Regio 13 beendet. Danach erfolgte ein horizontaler Versatz zurück zu Regio 23 und die zweite Hälfte wurde mit demselben Bewegungsmuster und derselben Scansequenz wie der erste Abschnitt digitalisiert.

### **Scanstrategie H<sub>Z</sub> - Halbkiefer / Zick-Zack (n = 1-25)**

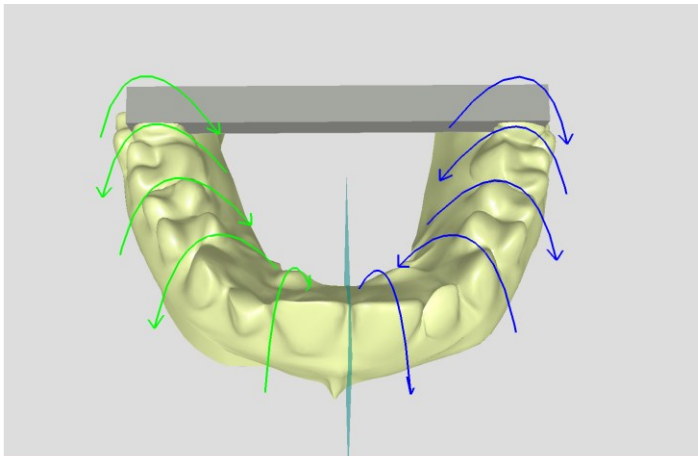


Abbildung 10 Scanstrategie H<sub>Z</sub>

Bei Scanstrategie H<sub>Z</sub> entfiel die okklusale Ausrichtung des Scankopfes zu Beginn des Scandurchlaufs. Der Zahnbogen des Oberkiefers wurde aufgrund der Halbkieferteilung in zwei Scanabschnitten digitalisiert. In einem Zick-Zack-Muster wurde zunächst von Zahn 28 nach Zahn 13 gescannt und anschließend mit dem gleichen Scanmuster von Region 23 bis 18. Eine zusätzliche Erfassung von ca. 1,5 cm der beiden Stegenden wurde berücksichtigt.



### Scanstrategie H<sub>K</sub> - Halbkiefer / Kombiniert (n = 1-25)

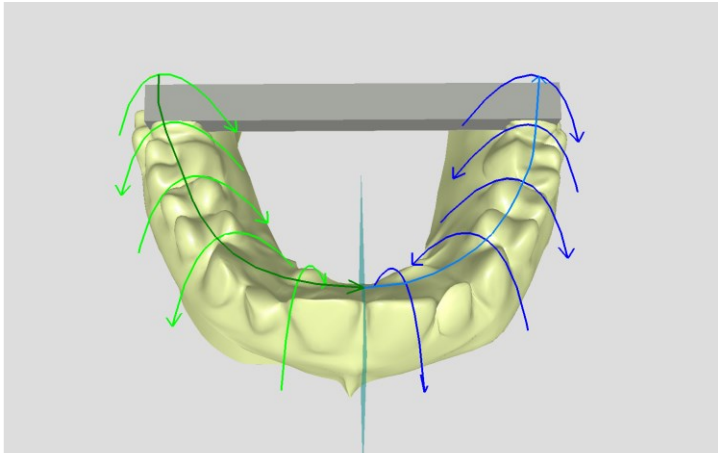
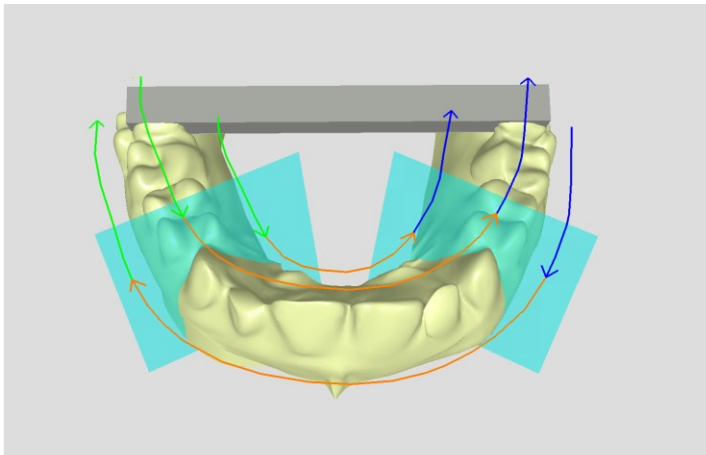


Abbildung 11 Scanstrategie H<sub>K</sub>

Die Scanstrategie H<sub>K</sub> gliederte sich ebenfalls in zwei Scanabschnitte: Zunächst wurde der Halbkiefer von Regio 28 bis 13 digitalisiert, und in einem zweiten Schritt der Kiefer von Regio 23 bis 18 vervollständigt. Als Orientierungsstruktur wurde der Zahnbogen des Oberkiefers von okklusal und inzisal aufgenommen, wobei der distal orientierte Scankopf an der Frontzahnfläche um 90 Grad nach vorne gedreht wurde. Ohne Unterbrechung wurden anschließend die vestibulären und palatinalen Flächen mit einem Zick-Zack-Muster digitalisiert und der Scan einschließlich der Erfassung beider Stegenden vervollständigt.

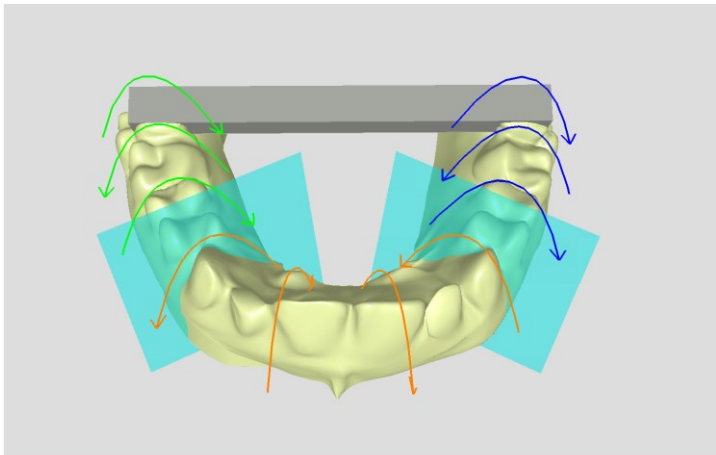
#### 4.2.3 Scanstrategien: Sextantenscan (Gruppe S)

Bei den Strategien S<sub>L</sub> – S<sub>K</sub> wurde der Oberkieferzahnbogen in Sextanten unterteilt, sodass sich drei Scanabschnitte ergaben. Durch die Überlappung von jeweils einem Zahn wurde eine lückenlose Datenerfassung sichergestellt. Die drei Strategien dieser Gruppe unterschieden sich anhand ihres Bewegungsmusters in Linear, Zick-Zack und Kombiniert.

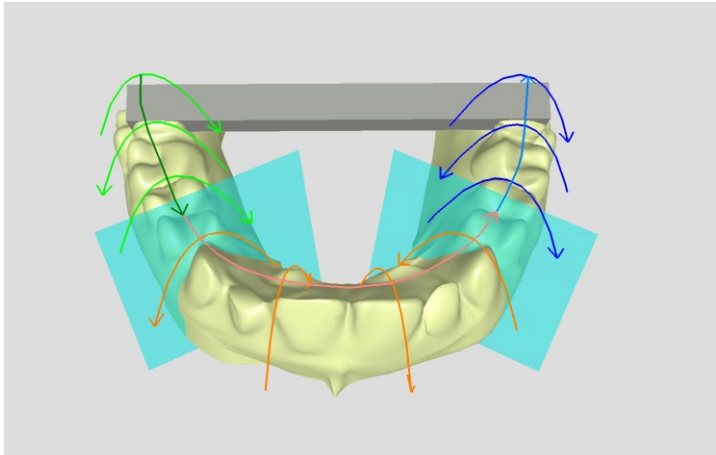
**Scanstrategie S<sub>L</sub> - Sextanten / Linear (n = 1-25)**Abbildung 12 Scanstrategie S<sub>L</sub>

Mit einem linearen Bewegungsmuster wurden bei der Scanstrategie S<sub>L</sub> die okklusalen, palatinalen und bukkalen Flächen in dieser festgelegten Reihenfolge gescannt. Zwischen den drei Segmenten gab es keine Unterbrechungen und die Digitalisierung der Stegenden erfolgte jeweils im ersten und dritten Sextanten.

Beginnend am Zahn 28 startete zunächst die Erfassung der okklusalen Flächen bis zum Zahn 23 nach anterior. Anschließend wurde der Scankopf zur Erfassung der bukkalen Fläche in posteriorer Richtung zurückgeführt und bei Zahn 28 nach palatinal geschwenkt. Mit der linearen Rückbewegung nach anterior wurde der erste Scanabschnitt beendet. Diese Scanabfolge wurde auch in den beiden nächsten Scanabschnitten beibehalten: Im anterioren Abschnitt wurde der Scankopf im 90-Grad-Winkel zu den Inzisalflächen ausgerichtet, um die vestibulären Flächen zu erfassen, und zur Kauspitze von Zahn 13 bewegt.

**Scanstrategie S<sub>Z</sub> - Sextanten / Zick-Zack (n = 1-25)**Abbildung 13 Scanstrategie S<sub>Z</sub>

Bei der Scanstrategie S<sub>Z</sub> wurden alle Zähne des Oberkiefermodells in drei Scanssegmenten mit einem Zick-Zack-Muster gescannt. Ausgehend von Regio 28 wurden alle Flächen durch die Rotationsbewegung bis zum Zahn 23 digitalisiert. Nach sagittaler Ausrichtung des Scankopfes wurde im zweiten Segment die Front gescannt. Danach wurde der Scan mit der Digitalisierung der Zähne 13 – 18 mit distaler Ausrichtung des Scankopfes abgeschlossen. Im ersten und dritten Scanssegment wurden jeweils etwa 1,5 cm des Stegendes erfasst.

**Scanstrategie S<sub>K</sub> - Sextanten / Kombiniert (n = 1-25)**Abbildung 14 Scanstrategie S<sub>K</sub>

Scanstrategie S<sub>K</sub> vereinte die beiden Bewegungsmuster Linear und Zick-Zack als Kombination. Zunächst wurde die Okklusalfläche als Orientierungsstruktur gescannt, danach wurde der jeweilige Sextant von bukkal und palatinal durch Scannen im Zick-Zack-Muster vervollständigt. Der Scankopf wurde zunächst im posterioren Bereich (Regio 28) nach distal ausgerichtet, nach anterior bis zur Frontzahnregion bewegt und in entgegengesetzter Richtung im Zick-Zack-Muster zurückbewegt. Durch die bukkale und palatinale Neigung ergab sich ein Winkel von 45 Grad zum Zahn. Nach der Unterbrechung und dem anschließenden horizontalen Versatz zur Regio 23 als Startpunkt für den zweiten Sextanten, wurde der Scan nach gleicher Scansystematik fortgesetzt. Der dritte Scanabschnitt begann in der Regio 13 und bildete mit Digitalisierung des Zahns 18 und anschließender Rückbewegung auch den Endpunkt des Scans. Die Digitalisierung der beidseitigen Begrenzung des Steges im Bereich von jeweils 1,5 cm wurde berücksichtigt.

### 4.3 Dreidimensionale Auswertung der Datensätze

Jede einzelne Scandatei wurde im nächsten Schritt als STL-Datensatz (surface tessellation language) aus der jeweiligen Scansoftware der Scanner CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4 mit dem Exporttool exportiert und zusammen mit dem vorher generierten Referenzdatensatz in die Analysesoftware Geomagic Control 2015 Foundation Software importiert. Ziel war es, die Längen- und Winkelabweichungen zwischen dem Referenzdatensatz und den einzelnen Scandateien zu ermitteln. Die anschließende Festlegung der Modellachse erfolgte über eine 5-Punkt-Ausrichtung, sodass die Raumachsen der beiden Datensätze identisch angeordnet waren und eine korrekte Positionierung gewährleistet war. Hierfür wurde ein Standardkoordinatensystem verwendet und die Ebenen wie folgt definiert:

$XZ = \textit{Coronale Ebene}$

$XY = \textit{Transversale Ebene}$

$ZY = \textit{Sagittale Ebene}$

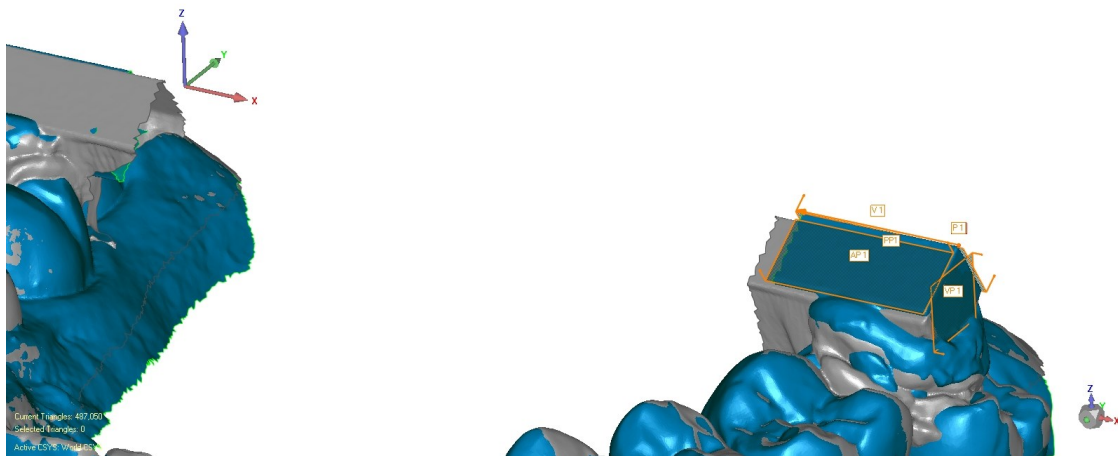


Abbildung 15 Ausrichtung des Datensatzes in der Analysesoftware Geomagic Control 2015 Foundation Software

Die X-Achse wurde in horizontaler, die Y-Achse in sagittaler und die Z-Achse in vertikaler Richtung ausgerichtet. Diese Vorausrichtung in einem virtuellen dreidimensionalen Koordinatensystem war die Voraussetzung für die anschließende Konstruktion der Oberflächengeometrie durch Auswahl des Modus „Contact Feature“ in der Software. So erfolgte die Konstruktion der Ebenen, Linien und Punkten an den jeweiligen Flächen der beiden Stegenden. Die Koordinaten in der X-, Y- sowie Z-Achse dienten nach Übertragung in ein Excel-Tabellenblatt als Grundlage zur Berechnung der linearen und angulären Abweichungen.

Mit Hilfe des Modus „Contact Feature“ der Analysesoftware wurden an jedem Stegende eine anteriore Fläche (AP 1 und AP 2), eine posteriore Fläche (PP 1 und PP 2) sowie eine Vestibuläre (VP 1 und VP 2) konstruiert. (siehe Abb. 16)

#### Erster Quadrant:

- Anteriore Fläche (AP 1)
- Posteriore Fläche (PP 1)
- Vestibuläre Fläche (VP 1)

#### Zweiter Quadrant:

- Anteriore Fläche (AP 2)
- Posteriore Fläche (PP 2)
- Vestibuläre Fläche (VP 2)

Durch die Schnittpunkte der einzelnen Flächen ließen sich daraus weitere Raumlinien und Raumpunkte definieren: Die Schnittlinien der anterioren und posterioren Fläche ergab jeweils die horizontalen Vektoren des Steges (erster Quadrant,  $\vec{V}1$ ; zweiter Quadrant,  $\vec{V}2$ ). Daraus resultierte wiederum mit dem Schneiden des Vektors  $\vec{V}1$  und der Fläche VP1 bzw. des Vektors  $\vec{V}2$  und der Fläche VP2 die Punkte

P1 bzw. P2. Zur metrischen Analyse wurde die vestibuläre Fläche des 2. Quadranten (VP2) um die berechnete Referenzlänge des Metallsteges ( $L = 50,4452$  mm) in Richtung des ersten Quadranten parallel verschoben, um die Fläche VP2' zu konstruieren. Aus der Fläche VP2' mit dem Vektor  $\vec{V}2$  ergab sich der konstruierte Punkt P2'.

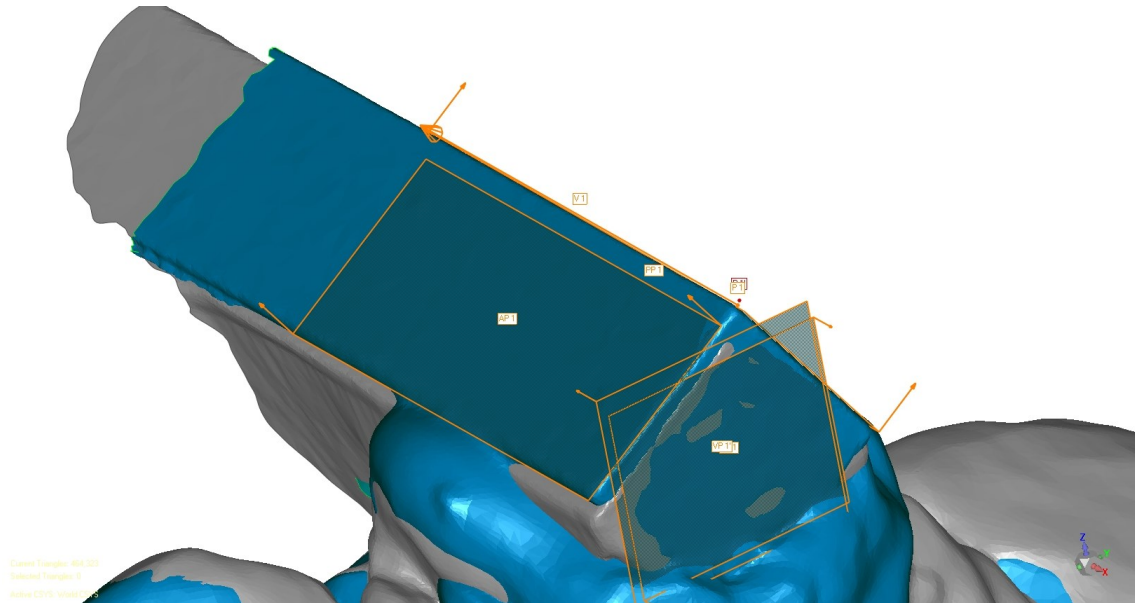


Abbildung 16 Konstruktion der Flächen im 1. Quadranten

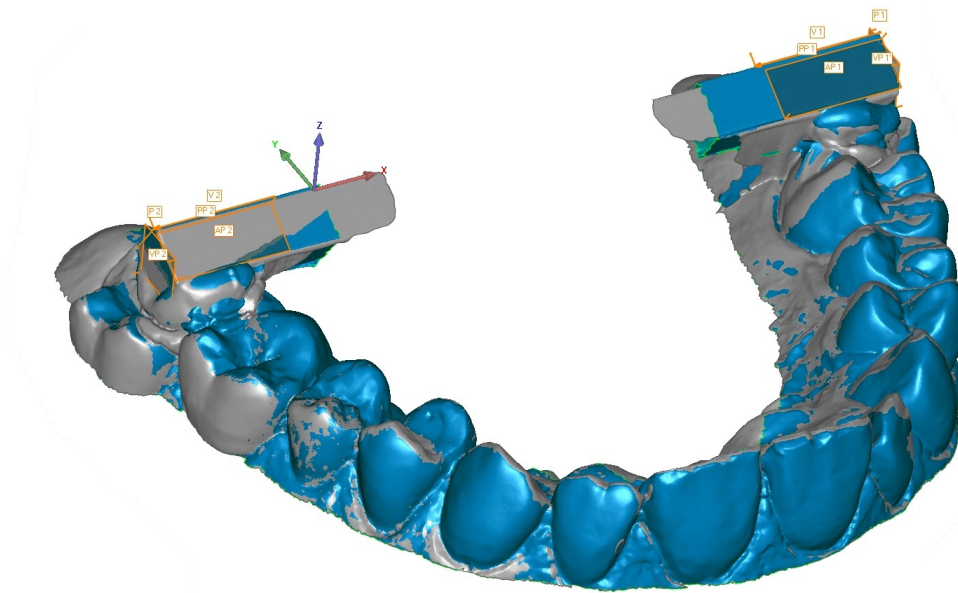


Abbildung 17 Konstruktion der Flächen im Kontaktfeaturemodus

### 4.3.1 Analyse der Länge des Metallstegs

Um die Koordinaten der Punkte P1 und P2 in eine reale Länge umzuwandeln, wurden die X-, Y- und Z-Koordinaten der beiden Punkte zur Berechnung des Abstands bzw. zur Länge des Steges durch folgende euklidische Formel berechnet:

$$L = \sqrt{(x_{P1} - x_{P2})^2 + (y_{P1} - y_{P2})^2 + (z_{P1} - z_{P2})^2}$$

*L: Steglänge im virtuellen Datensatz*

Die Längendifferenz ( $\Delta L$ ) ergab sich aus der Subtraktion der Referenzlänge R von der Längenmessung L des Stegs im jeweiligen virtuellen Datensatz:

$$\Delta L = L - R$$

### 4.3.2 Analyse linearer Differenzen in X-, Y- und Z-Achse

Zur Berechnung der linearen Abweichungen in der X-, Y- und Z-Achse, wurde anschließend der vektorielle Fehler  $\vec{V}_E$  zwischen P2' und P1 analysiert.



Hierfür wurde die Ebene VP2 um die Referenzlänge R in Richtung des Vektors  $\vec{V}_2$  verschoben, sodass die Ebene VP2' entstand. An der Schnittstelle der neuen Ebene VP2' mit  $\vec{V}_2$  wurde der Punkt P2' konstruiert.

Der vektorielle Fehler  $\vec{V}_E$  wurde mit folgender Formel berechnet:

$$\vec{V}_E = \begin{pmatrix} x_{P1} - x_{P2'} \\ y_{P1} - y_{P2'} \\ z_{P1} - z_{P2'} \end{pmatrix}$$

x, y, z: x-, y- und z-Koordinaten der Punkte P1 und P2'

### 4.3.3 Analyse der Winkeldifferenz in Bezug auf den Metallsteg

Für die Berechnung des Verwindungsgrades der beiden Stegenden wurde zunächst  $\alpha_{\text{gesamt}}$  wie folgt berechnet:

$$\alpha_{\text{gesamt}} = \alpha \cos = \frac{x_{V1} * x_{V2} + y_{V2} * y_{V2} + z_{V1} * z_{V2}}{\sqrt{x_{V1}^2 + y_{V1}^2 + z_{V1}^2} * \sqrt{x_{V2}^2 + y_{V2}^2 + z_{V2}^2}} * \frac{180}{\pi}$$

x, y, z: x-, y- und z-Koordinaten der Vektoren V1 und V2.

Um den Gesamtwinkel  $\alpha_{\text{gesamt}}$  und damit den Grad der Verwindung des Steges sowohl in okklusaler Ebene als auch koronaler Ebene zu differenzieren, wurde dieser mithilfe folgender Gleichungen differenziert berechnet.

$$\alpha_{\text{coronal}} = \alpha \cos = \frac{x_{V1} * x_{V2} + y_{V2} * y_{V2}}{\sqrt{x_{V1}^2 + y_{V1}^2} * \sqrt{x_{V2}^2 + y_{V2}^2}} * \frac{180}{\pi}$$

$$\alpha_{\text{horizontal}} = \alpha \cos = \frac{x_{V1} * x_{V2} + z_{V1} * z_{V2}}{\sqrt{x_{V1}^2 + z_{V1}^2} * \sqrt{x_{V2}^2 + z_{V2}^2}} * \frac{180}{\pi}$$

x, y, z: x-, y- und z-Koordinaten der Vektoren V1 und V2.

#### 4.4 Statistische Datenanalyse

Die statistische Datenanalyse erfolgte mit der Statistiksoftware SPSS Statistics (Version 26.0.0.0, IBM, Armonk, NY, USA). Das Signifikanzniveau wurde auf 5% ( $p < 0,05$ ) festgelegt. Zunächst wurden in der deskriptiven Statistik die Standardabweichung, der Mittelwert, der Median, minimale und maximale Abweichung sowie das 95% Konfidenzintervall errechnet. Anschließend wurden der Kolmogorov Smirnow und Shapiro-Wilk Test zur Beurteilung der Normalverteilung durchgeführt. Als nicht-parametrische Tests wurden in einem zweiten Schritt der Kruskal-Wallis und der Mann-Whitney-U Test durchgeführt. Der Kruskal Wallis Test wurde verwendet, um den Einfluss von drei verschiedenen Faktoren bei fehlender Normalverteilung zu bestimmen: Hersteller des Scanners, Scansegmentierung und Bewegungsmuster des Scanners. Der Mann-Whitney-U Test wurde unter Verwendung der Bonferroni-Korrektur ( $p < 0,016666$ ) angewandt, um weitere statistisch signifikante Unterschiede zwischen den drei Scanstrategien innerhalb einer Gruppe zu analysieren. Die Standardabweichung wurde für die Analyse der Präzision (gemäß ISO 5725-1) verwendet [43]. Die gewonnenen Ergebnisse wurden anschließend mittels Boxplots visualisiert.

## 5. Ergebnisse

### 5.1 Deskriptive Statistik

Tabelle 2 Analyse der linearen Abweichungen der CEREC Primescan AC

		$\Delta L$ ( $\mu m$ )	VE ( $\mu m$ )	VE(x) ( $\mu m$ )	VE(y) ( $\mu m$ )	VE(z) ( $\mu m$ )
Strategie GL	MW	-64,94	171,53	-67,92	-34,46	121,22
	SD	58,84	59,41	59,03	60,58	75,32
	Min	-169,07	49,77	-173,24	-126,79	(-59,77)
	<b>Med</b>	<b>-61,67<sup>A/1/a</sup></b>	<b>181,65<sup>A,C/1/a</sup></b>	<b>-65,13<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-44,12<sup>A/1/a</sup></b>	<b>127,89<sup>A/1/a</sup></b>
	Max	60,95	288,59	60,24	78,16	272,12
	95% CI	-89,24/-40,65	147,00/196,05	-92,28/-43,56	-59,46/-9,45	90,13/152,32
Strategie GZ	MW	-66,59	301,86*	-50,30	41,59*	148,29
	SD	92,73	215,91	95,53	256,96	184,96
	Min	-261,60	52,45	-262,30	-642,98	-360,63
	<b>Med</b>	<b>-59,09<sup>A/1/a</sup></b>	<b>242,12<sup>B/1/a</sup></b>	<b>-61,57<sup>A/1/a</sup></b>	<b>47,96<sup>B/1/a</sup></b>	<b>159,20<sup>A,B/1/a</sup></b>
	Max	152,92	945,63	243,22	940,55	539,82
	95% CI	-104,87/-28,31	212,74/390,99	-89,73/-10,86	-64,47/147,66	71,94/224,64
Strategie GK	MW	-76,23	205,54*	-74,59	19,34*	127,60
	SD	67,11	143,63	73,25	149,18	117,78
	Min	-258,54	44,94	-266,69	-133,18	-125,56
	<b>Med</b>	<b>-92,44<sup>A/1/a</sup></b>	<b>164,93<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-93,13<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-24,96<sup>A/1,2/a</sup></b>	<b>123,22<sup>A/1/a</sup></b>
	Max	74,67	803,07	78,61	601,37	460,59
	95% CI	-103,94/-48,53	146,25/264,83	-104,83/-44,35	-42,24/80,92	78,98/176,22
Strategie HL	MW	-63,45	175,91*	-61,31	-53,01*	26,16
	SD	73,98	88,16	80,35	132,94	91,23
	Min	-208,70	43,61	-209,81	-439,21	-141,91
	<b>Med</b>	<b>-65,38<sup>A/1/a</sup></b>	<b>151,6<sup>C,A/1/a</sup></b>	<b>-65,42<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-26,40<sup>A,B/1/a</sup></b>	<b>21,67<sup>B/1/a</sup></b>
	Max	97,88	443,0	96,66	137,00	225,42
	95% CI	-93,99/-32,90	139,52/212,31	-94,48/-28,14	-107,89/1,86	-11,51/63,82
Strategie HZ	MW	-86,05*	322,01*	-89,07*	115,89*	77,71*
	SD	132,44	313,47	132,91	283,71	282,10
	Min	-448,36	33,68	-446,19	-204,45	-1037,96
	<b>Med</b>	<b>-60,13<sup>A/1/a</sup></b>	<b>177,74<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-62,45<sup>A/1/a</sup></b>	<b>6,53<sup>A/1/a</sup></b>	<b>112,88<sup>A/1/a</sup></b>
	Max	155,07	1123,22	154,87	923,66	474,73
	95% CI	-140,72/-31,37	192,61/451,41	-143,93/-34,30	-1,23/232,99	-38,74/194,15
Strategie HK	MW	-86,66	238,95	-77,72	10,97	43,48*
	SD	67,27	142,08	88,11	208,04	142,25
	Min	-233,82	50,79	-234,56	-553,95	-442,04
	<b>Med</b>	<b>-79,58<sup>A/1/a</sup></b>	<b>215,08<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-82,15<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-3,16<sup>A/1/a</sup></b>	<b>62,36<sup>A/1/a</sup></b>
	Max	35,21	575,84	131,88	432,82	223,60
	95% CI	-114,43/-58,88	180,30/297,61	-114,09/-41,34	-74,90/96,84	-15,24/102,21
Strategie SL	MW	-49,94	182,13*	-50,10	68,91*	12,97
	SD	46,27	116,81	46,27	163,53	107,61
	Min	-134,28	44,50	-135,1	-313,18	-185,56
	<b>Med</b>	<b>-41,74<sup>A/1/a</sup></b>	<b>164,63<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-42,44<sup>A/1/a</sup></b>	<b>68,7<sup>A/2/a</sup></b>	<b>2,77<sup>A/2/a</sup></b>
	Max	33,76	524,96	33,41	484,95	186,92
	95% CI	-69,04/-30,82	133,91/230,36	-69,20/-31,00	1,42/136,41	-31,45/57,39
Strategie SZ	MW	-79,20	303,54*	-81,18*	147,89*	153,65
	SD	96,24	237,87	99,16	241,0	174,42
	Min	-304,23	45,93	-334,15	-157,98	-145,63
	<b>Med</b>	<b>-84,30<sup>A/1/a</sup></b>	<b>192,89<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-86,04<sup>A/1/a</sup></b>	<b>56,16<sup>A/1/a</sup></b>	<b>130,41<sup>B/1/a</sup></b>
	Max	70,98	1016,27	71,23	827,17	541,89
	95% CI	-118,94/-39,46	205,35/401,74	-122,11/-40,24	48,42/247,36	81,65/225,64
Strategie SK	MW	-85,08	216,37*	-83,54	41,15	45,81*
	SD	61,04	120,51	67,58	141,54	165,74
	Min	-236,11	75,88	-235,46	-263,70	-436,34
	<b>Med</b>	<b>-84,32<sup>A/1/a</sup></b>	<b>210,34<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-85,03<sup>A/1/a</sup></b>	<b>34,34<sup>A/1/a</sup></b>	<b>31,84<sup>A,B/1/a</sup></b>
	Max	16,72	584,13	102,13	279,91	522,57
	95% CI	-110,28/-59,87	166,62/266,12	-111,44/-55,64	-17,28/99,57	-22,61/114,23

MW=Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum, 95% KI= 95% Konfidenzintervall  
 \*nicht normalverteilt, hochgestellte Großbuchstaben weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den Scanstrategien bei verschiedenen Bewegungsmuster hin. Hochgestellte Zahlen weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen Scenstrategien in Bezug auf die Segmentierung hin. Hochgestellte Kleinbuchstaben zeigen signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den verschiedenen IOS an.

Tabelle 3 Analyse der linearen Abweichungen des 3Shape TRIOS 4

		$\Delta L$ ( $\mu m$ )	VE ( $\mu m$ )	VE(x) ( $\mu m$ )	VE(y) ( $\mu m$ )	VE(z) ( $\mu m$ )
Strategie GL	MW	185,83	578,58*	188,16	29,03	-431,24
	SD	94,40	210,44	93,47	297,06	254,04
	Min	-17,14	228,97	-8,94	-459,15	-1179,11
	<b>Med</b>	<b>196,11<sup>A/1/b</sup></b>	<b>537,55<sup>A/1/b</sup></b>	<b>207<sup>A/1/b</sup></b>	<b>20,39<sup>A/1/a</sup></b>	<b>-444,24<sup>A/1/b</sup></b>
	Max	348,74	1204,86	333,77	506,93	101,53
	95% CI	146,86/224,79	491,71/665,45	149,57/226,74	-93,60/151,65	-536,10/-326,38
Strategie GZ	MW	-87,63	970,45	-22,04*	438,37*	-665,42*
	SD	148,51	280,71	252,44	342,08	465,98
	Min	-323,37	420,73	-305,96	-518,90	-1349,85
	<b>Med</b>	<b>-146,76<sup>B/1/a</sup></b>	<b>960,53<sup>B/1/b</sup></b>	<b>-131,1<sup>B/1/a</sup></b>	<b>472,03<sup>B/1/b</sup></b>	<b>-712,83<sup>B/1/b</sup></b>
	Max	246,82	1559,98	906,07	1064,03	981,62
	95% CI	-148,93/26,32	854,57/1086,33	-126,24/82,17	297,17/579,58	-857,78/-473,07
Strategie GK	MW	-253,30	863,32	-254,45	422,28*	-53,74
	SD	239,34	331,95	260,51	336,32	670,37
	Min	-621,20	241,81	-679,25	-611,27	-1117,23
	<b>Med</b>	<b>-258,96<sup>C/3/b</sup></b>	<b>800,19<sup>B/1/b</sup></b>	<b>-254,47<sup>C/1/b</sup></b>	<b>451,25<sup>B/1/b</sup></b>	<b>-76,33<sup>A/1,2/a</sup></b>
	Max	408,54	1545,83	426,87	877,61	1296,51
	95% CI	-352,09/-154,50	726,30/1000,35	-361,98/-146,10	283,45/561,20	-330,46/222,97
Strategie SL	MW	-182,43	1145,03	-124,07	713,15	-654,21
	SD	227,88	376,48	241,52	478,55	478,01
	Min	-606,85	381,31	-589,41	-275,27	-1687,91
	<b>Med</b>	<b>-150,73<sup>A/2/a</sup></b>	<b>1158,43<sup>A/2/b</sup></b>	<b>-141,74<sup>A/2/a</sup></b>	<b>719,4<sup>A/2/b</sup></b>	<b>-613,25<sup>A/1/b</sup></b>
	Max	229,00	1923,21	427,14	1817,94	596,90
	95% CI	-276,49/-88,36	989,63/1300,44	-223,77/-24,37	515,62/910,69	-851,53/-456,89
Strategie SZ	MW	-69,50	764,05	-67,83	360,12	-479,21
	SD	170,39	387,14	180,01	345,09	476,85
	Min	-390,35	80,33	-368,57	-569,47	-1830,94
	<b>Med</b>	<b>-94,65<sup>A/1/a</sup></b>	<b>785,07<sup>B/1,2/b</sup></b>	<b>-106,56<sup>A/1/a</sup></b>	<b>393,26<sup>B/1/b</sup></b>	<b>-427,10<sup>A/1,2/b</sup></b>
	Max	314,96	1849,02	310,68	939,60	513,32
	95% CI	-139,83/0,84	604,24/923,85	-142,14/6,48	217,67/502,57	-676,04/-282,37
Strategie SK	MW	-66,52	626,46	-60,70	548,10	-225,35
	SD	96,94	202,72	96,90	195,37	180,75
	Min	-325,49	235,22	-318,87	122,35	-607,64
	<b>Med</b>	<b>-70,04<sup>A/2/a</sup></b>	<b>612,12<sup>B/2/b</sup></b>	<b>-63,19<sup>A/2/a</sup></b>	<b>573,98<sup>A,B/1/b</sup></b>	<b>-242,63<sup>B/1/b</sup></b>
	Max	91,83	1017,01	98,06	975,32	173,73
	95% CI	-106,54/-26,50	542,77/710,14	-100,69/-20,7	467,45/628,74	-299,96/-150,75
Strategie HL	MW	-204,84	1014,29	-192,95	840,88	-501,46
	SD	119,25	167,96	117,12	174,42	135,87
	Min	-489,31	588,64	-475,34	380,95	-773,32
	<b>Med</b>	<b>-189,49<sup>A/2/b</sup></b>	<b>1027,83<sup>A/2/b</sup></b>	<b>-176,92<sup>A/2/b</sup></b>	<b>818,07<sup>A/2/b</sup></b>	<b>-492,15<sup>A/1/b</sup></b>
	Max	26,31	1389,60	37,72	1242,07	-200,41
	95% CI	-254,07/-155,61	944,96/1083,62	-241,30/-144,61	768,89/912,88	-557,55/-445,37
Strategie HZ	MW	98,77*	606,62*	59,31	258,02	-224,69*
	SD	240,23	261,81	276,24	295,61	403,21
	Min	-220,14	306,51	-655,37	-313,38	-1047,87
	<b>Med</b>	<b>48,18<sup>B/2/a</sup></b>	<b>550,28<sup>B/2/b</sup></b>	<b>4,2<sup>B/1/a</sup></b>	<b>302,36<sup>B/1/a</sup></b>	<b>-312,06<sup>B/2/b</sup></b>
	Max	786,30	1275,83	791,24	709,44	1056,23
	95% CI	-0,40/197,93	498,55/714,70	-54,72/173,34	136,00/380,04	-391,13/-58,24
Strategie HK	MW	-68,78*	526,63	-68,19*	413,95	36,29*
	SD	137,62	277,04	136,63	249,81	316,31
	Min	-510,07	151,08	-515,23	-35,32	-398,40
	<b>Med</b>	<b>-45,99<sup>B/1/a</sup></b>	<b>520,78<sup>B/2/b</sup></b>	<b>-48,67<sup>B/2/a</sup></b>	<b>427,72<sup>B/1/b</sup></b>	<b>-9,77<sup>C/2/a</sup></b>
	Max	157,90	1117,80	158,07	876,1	850,82
	95% CI	-126,90/-10,67	409,65/643,61	-125,88/-10,50	308,46/519,43	-97,29/169,85

MW=Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum, 95% KI= 95% Konfidenzintervall  
 \*nicht normalverteilt, hochgestellte Großbuchstaben weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den Scanstrategien bei verschiedenen Bewegungsmustern hin. Hochgestellte Zahlen weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen Scanstrategien in Bezug auf die Segmentierung hin. Hochgestellte Kleinbuchstaben zeigen signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den verschiedenen IOS an.

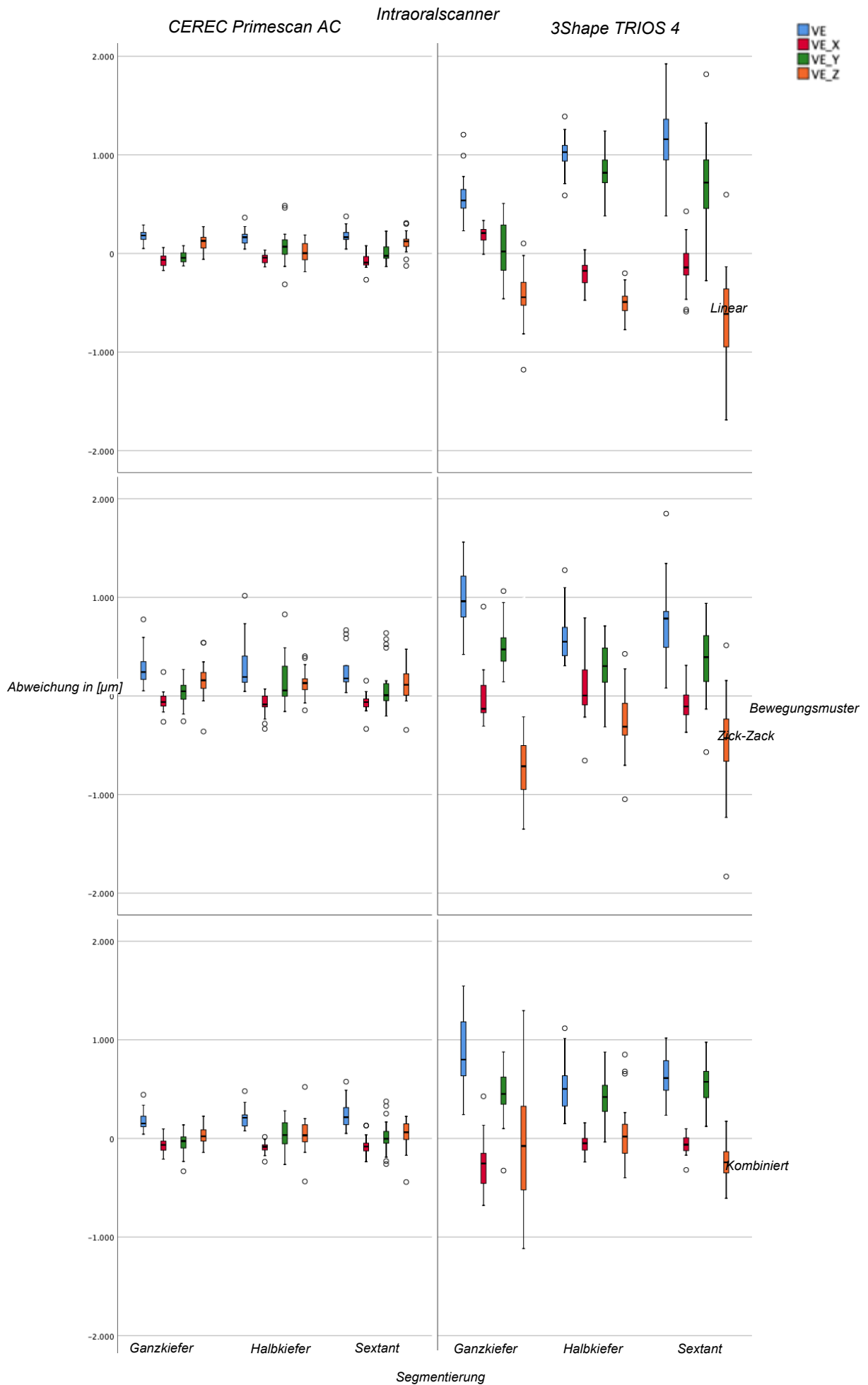


Abbildung 18 Statistische Analyse bei den Scannern CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4

Tabelle 4 Analyse der Winkelabweichungen bei dem Scanner CEREC Primescan AC

Strategie	Winkelabweichung gesamt (°)					Winkelabweichung coronal (°)					Winkelabweichung axial (°)				
	SD	MW	Med	Min/Max	95% CI	SD	MW	Med	Min/Max	95% CI	SD	MW	Med	Min/Max	95% CI
<b>GL</b>	0,12	0,21	0,21 <sup>A/1/a</sup>	0,00/0,57	0,15/0,27	0,13	0,17*	0,14 <sup>A,B/1/a</sup>	0,00/0,56	0,11/0,23	0,06	0,09	0,08 <sup>A/1/a</sup>	0,00/0,21	0,05/0,12
<b>GZ</b>	0,50	0,48*	0,36 <sup>B/1/a</sup>	0,09/2,00	0,26/0,69	0,35	0,33 <sup>†</sup>	0,25 <sup>B/1/a</sup>	0,04/1,43	0,18/0,48	0,38	0,32 <sup>†</sup>	1,40 <sup>B/1/a</sup>	0,17/1,4	0,15/0,48
<b>GK</b>	0,32	0,32*	0,23 <sup>A/1/a</sup>	0,05/1,59	0,17/0,45	0,15	0,21*	0,18 <sup>A/1/a</sup>	0,03/0,65	0,14/0,27	0,32	0,19*	0,12 <sup>A/1,2/a</sup>	0,01/1,58	0,04/0,33
<b>HL</b>	0,19	0,29*	0,26 <sup>A/1/a</sup>	0,08/0,78	0,20/0,37	0,12	0,15	0,14 <sup>A/1/a</sup>	0,01/0,4	0,10/0,21	0,18	0,22*	0,17 <sup>A/2/a</sup>	0,05/0,72	0,14/0,30
<b>HZ</b>	0,21	0,31*	0,27 <sup>A/1/a</sup>	0,08/1,01	0,21/0,40	0,14	0,18*	0,14 <sup>A/1/a</sup>	0,01/0,47	0,11/0,24	0,21	0,22 <sup>†</sup>	0,17 <sup>A/1/a</sup>	0,02/0,91	0,12/0,31
<b>HK</b>	0,17	0,29	0,27 <sup>A/1/a</sup>	0,06/0,77	0,20/0,36	0,16	0,20	0,17 <sup>A/1/a</sup>	0,00/0,65	0,13/0,27	0,13	0,17 <sup>†</sup>	0,12 <sup>A/1/a</sup>	0,02/0,51	0,11/0,23
<b>SL</b>	0,14	0,23*	0,22 <sup>A/1/a</sup>	0,06/0,69	0,16/0,30	0,10	0,15	0,16 <sup>A/1/a</sup>	0,00/0,31	0,11/0,20	0,15	0,14*	0,09 <sup>A,B/1/a</sup>	0,00/0,68	0,07/0,20
<b>SZ</b>	0,36	0,46*	0,33 <sup>A/1/a</sup>	0,07/1,32	0,17/0,66	0,19	0,30	0,32 <sup>A/1/a</sup>	0,01/0,67	0,22/0,38	0,35	0,30 <sup>†</sup>	0,14 <sup>A/1/a</sup>	0,01/1,22	0,15/0,45
<b>SK</b>	0,58	0,42*	0,25 <sup>A/1/a</sup>	0,08/2,66	0,17/0,67	0,33	0,26*	0,21 <sup>A/1/a</sup>	0,01/1,56	0,12/0,41	0,49	0,31 <sup>†</sup>	0,16 <sup>A/1/a</sup>	0,04/2,16	0,10/0,52

MW=Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum, 95% KI= 95% Konfidenzintervall

\*nicht normalverteilt, hochgestellte Großbuchstaben weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den Scanstrategien bei verschiedenen Bewegungsmuster hin. Hochgestellte Zahlen weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen Scanstrategien in Bezug auf die Segmentierung hin. Hochgestellte Kleinbuchstaben zeigen signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den verschiedenen IOS an.

Tabelle 5 Analyse der Winkelabweichungen bei dem Scanner 3Shape TRIOS 4

Strategie	Winkelabweichung gesamt (°)					Winkelabweichung coronal (°)					Winkelabweichung axial (°)				
	SD	MW	Med	Min/Max	95% CI	SD	MW	Med	Min/Max	95% CI	SD	MW	Med	Min/Max	95% CI
<b>GL</b>	0,29	1,03	0,99 <sup>A/1/b</sup>	0,33/1,75	0,91/1,15	0,34	0,94	0,96 <sup>A/1/b</sup>	0,18/1,74	0,80/1,08	0,20	0,34	0,29 <sup>A/1/b</sup>	0,07/0,75	0,07/0,75
<b>GZ</b>	0,27	1,29	1,27 <sup>B/1/b</sup>	0,74/1,76	1,18/1,40	0,37	0,78	0,80 <sup>A/1/b</sup>	0,08/1,47	0,62/0,93	0,34	0,94	1,02 <sup>B/3/b</sup>	0,13/1,76	0,13/1,76
<b>GK</b>	0,72	1,75	1,49 <sup>A/2/b</sup>	0,33/2,81	1,37/1,85	0,86	1,31	0,45 <sup>A,B/2/b</sup>	0,11/2,25	0,45/0,86	0,48	0,95	1,26 <sup>A/2/b</sup>	0,31/2,72	0,31/2,72
<b>HL</b>	0,33	1,56	1,51 <sup>A/2/b</sup>	0,76/2,14	1,42/1,69	0,26	0,96	0,91 <sup>A/1/b</sup>	0,44/1,4	0,85/1,06	0,33	1,20	1,20 <sup>A/2/b</sup>	0,62/1,95	0,62/1,95
<b>HZ</b>	0,67	1,06*	0,82 <sup>B/2/b</sup>	0,19/2,93	0,78/1,34	0,76	0,88*	0,65 <sup>A/1/b</sup>	0,01/2,88	0,56/1,19	0,25	0,41	0,38 <sup>B/1/b</sup>	0,01/0,91	0,01/0,91
<b>HK</b>	0,53	1,22	1,15 <sup>B/2/b</sup>	0,47/2,52	1,00/1,45	0,73	0,89*	0,73 <sup>A/1,2/b</sup>	0,03/2,29	0,58/1,20	0,35	0,60	0,63 <sup>B/2/b</sup>	0,06/1,17	0,06/1,17
<b>SL</b>	0,58	1,61	1,73 <sup>C/3/b</sup>	0,40/3,62	1,45/2,05	0,50	0,65*	1,30 <sup>A/1/b</sup>	0,03/3,37	0,96/1,67	0,64	1,36	1,03 <sup>B/1/b</sup>	0,15/1,87	0,15/1,87
<b>SZ</b>	0,45	1,08	1,04 <sup>B/1,2/b</sup>	0,29/2,00	0,89/1,27	0,50	0,78	0,70 <sup>B/1/b</sup>	0,10/1,95	0,57/0,99	0,33	0,64	0,65 <sup>B/2/b</sup>	0,08/1,18	0,08/1,18
<b>SK</b>	0,27	0,89*	0,81 <sup>B/1/b</sup>	0,58/1,56	0,77/0,10	0,26	0,38	0,34 <sup>A/2/a</sup>	0,03/0,98	0,27/0,48	0,28	0,76	0,73 <sup>B/1,2/b</sup>	0,12/1,56	0,12/1,56

MW=Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum, 95% KI= 95% Konfidenzintervall

\*nicht normalverteilt, hochgestellte Großbuchstaben weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den Scanstrategien bei verschiedenen Bewegungsmuster hin. Hochgestellte Zahlen weisen auf signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen Scanstrategien in Bezug auf die Segmentierung hin. Hochgestellte Kleinbuchstaben zeigen signifikante Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den verschiedenen IOS an.

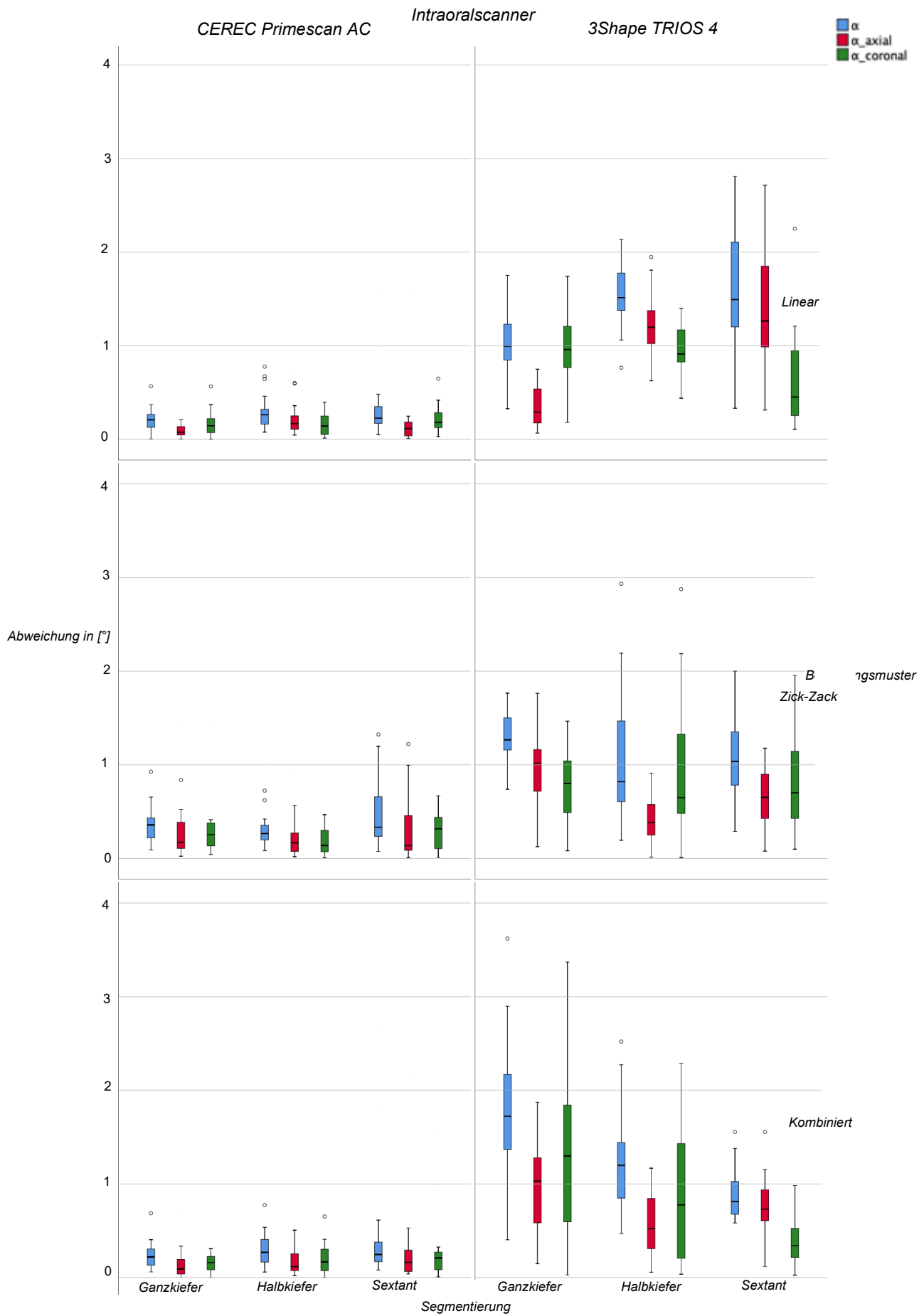


Abbildung 19 Statistische Analyse bei den Scannern CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4



## **Deskriptive Analyse der linearen Abweichungen bei der CEREC Primescan**

### **AC**

#### **Vektorfehler in der X-Achse**

Bei **PRI** liegen die mittleren positiven und negativen Abweichungen der linearen Parameter in einem Bereich von  $-92,44 \mu\text{m}$  bis  $242,12 \mu\text{m}$ . In Bezug auf die X-Achse können bei unseren Versuchen sowohl negative als auch positive Werte registriert werden, wobei die Negativen mit einem Verhältnis von 29 zu 225 Werten deutlich überwiegen. Die Varianz der Mediane liegt im Bereich von weniger als  $100 \mu\text{m}$  mit einem Minimum von  $-42,44 \mu\text{m}$  bei Strategie  $H_L$  und einem Maximum von  $-93,13 \mu\text{m}$  bei Strategie  $S_L$ . Negative Werte bewirken also eine steilere Parabelform und somit einen schmaleren Kiefer, positive Werte sprechen für eine Verbreiterung des Kieferbogens. Bei der Analyse des Vektorfehlers sind 2/9 Strategien (Shapiro-Wilk: Strategie  $S_z$ : 0,002 und Strategie  $H_z$ : 0,044) nicht normalverteilt in Bezug auf die X-Achse.

#### **Vektorfehler in der Y-Achse**

Von allen drei Achsen weist die Y-Achse mit einem Minimum von  $-642,98 \mu\text{m}$  und einem Maximum von  $940,55 \mu\text{m}$  (Strategie  $G_z$ ) die größte Varianz der Messwerte auf. Es werden bei allen Strategien sowohl negative als auch positive Werte berechnet, wobei die Positiven etwas häufiger sind. (Verhältnis 118:225 Messwerte). Dementsprechend entsprechen negative Werte einer Kompression einer der beiden Seiten des Alveolarkamms und positive Werte einer Längenverzerrung. Es hängt davon ab, ob der Punkt  $P2'$  in Relation zum Referenzpunkt  $P1$  zu weit hinten (negativer Wert) oder zu weit vorne (positiver Wert) abgebildet wird.

Die Analyse der Werte in der Y-Achse zeigt bei 6/9 Strategien keine Normalverteilung der Ergebnisse.

### **Vektorfehler in der Z-Achse**

Die Z-Achse bezieht sich auf die vertikale Lage des Kiefers bzw. Stegs in Relation zum Referenzdatensatz. Bei allen Scanstrategien gibt es sowohl positive als auch negative Messergebnisse. In einem Verhältnis von 175 zu 225 Scanergebnissen überwiegen die positiven Werte. Die Mediane liegen alle im positiven Bereich von einem Minimum von 2,77  $\mu\text{m}$  bis zu einem Maximum von 159,20  $\mu\text{m}$ . Übertragen auf das Modell bedeuten die positiven Werte, dass die Position des Alveolarkamms im Vergleich zum Referenzmodell zu hoch ist. In Bezug auf die Z-Achse sind 3/9 Strategien (Shapiro-Wilk: Strategie  $S_z$ :  $p=0,000$ , Strategie  $S_k$ :  $p=0,002$  und Strategie  $H_k$ :  $p=0,013$ ) nicht normalverteilt.

### **Deskriptive Analyse der Winkelabweichungen bei der CEREC Primescan**

#### **AC**

Bei den Winkelabweichungen liegt der größte Medianwert bei  $1,40^\circ$  und der kleinste bei  $0,08^\circ$ . Die Untersuchung der Messwerte der Winkelparameter ergibt, dass für den Gesamtwinkel  $\alpha$  nur zwei Scanstrategien normalverteilt sind (Strategie  $G_L$  und Strategie  $H_k$ ).  $\alpha_{axial}$  beeinflusst diese Verteilung maßgeblich, da nur Strategie  $G_L$  normalverteilt ist. Für  $\alpha_{coronal}$  liegt bei 4/9 Scanstrategien eine Normalverteilung vor.

## **Deskriptive Analyse der linearen Abweichungen bei dem Scanner 3Shape**

### **TRIOS 4**

#### **Vektorfehler in der X-Achse**

Beim Scanner TRI weisen die linearen Parameter mittlere Abweichungen zwischen  $-712,83 \mu\text{m}$  und  $1158,43 \mu\text{m}$  auf. Für  $\vec{V}_E(x)$  befinden sich alle Mediane mit Ausnahme von Strategie  $G_L$  und Strategie  $H_z$  im negativen Bereich. Hier liegt das Minimum bei  $-254,47$  (Strategie  $G_K$ ) und das Maximum bei  $207,00$  (Strategie  $G_L$ ). Bis auf Strategie  $G_z$  und Strategie  $H_K$  zeigt sich bei allen Strategien eine Normalverteilung.

#### **Vektorfehler in der Y-Achse**

Insgesamt liegen alle Mediane von  $\vec{V}_E(y)$  im positiven Bereich zwischen  $20,39 \mu\text{m}$  (Strategie  $G_L$ ) und  $719,40 \mu\text{m}$  (Strategie  $S_L$ ). Insgesamt führt dies zu einer Streckung des Kiefers in sagittaler Richtung. Mit Ausnahme von Strategie  $G_z$  und Strategie  $G_K$  liegt bei allen Strategien eine Normalverteilung vor.

#### **Vektorfehler in der Z-Achse**

Der Boxplot zeigt rein negative Werte für den Vektorfehler in der Z-Achse mit einem Minimum bei  $-712,83 \mu\text{m}$  (Strategie  $G_z$ ) und einem Maximum von  $-9,77 \mu\text{m}$  (Strategie  $H_K$ ). In der vertikalen Achse stehen die positiven Werte für eine zu hohe oder zu niedrige Lage des Randpunkts  $P2'$  in Relation zum Referenzsteg. Die Strategien  $G_z$ ,  $H_z$  und  $H_K$  sind nicht normalverteilt.

**Deskriptive Analyse der Winkelabweichungen bei dem Scanner 3Shape****TRIOS 4**

Bei den Winkelabweichungen liegt der maximale Medianwert bei  $1,73^\circ$  und der minimale bei  $0,65^\circ$ . Der Winkel  $\alpha_{axial}$  ist für alle Scanstrategien normalverteilt. Der Winkel  $\alpha_{coronal}$  ist bei Strategie S<sub>L</sub>, Strategie H<sub>Z</sub> und Strategie H<sub>K</sub> nicht normalverteilt. Wird der Gesamtwinkel  $\alpha$  betrachtet, so sind die Strategien S<sub>K</sub> und H<sub>Z</sub> nicht normalverteilt.

## 5.2 Einfluss des Intraoralscanners

### *Richtigkeit*

Der Scanner PRI zeigt für die Messgrößen  $\vec{V}_E$ , den Gesamtwinkel  $\alpha$  sowie  $\alpha_{axial}$  für alle Strategien eine signifikant bessere Richtigkeit als TRI.

Beim Vergleich der beiden Scanner in Bezug auf die Y-Achse zeigt PRI für die meisten Strategien signifikant bessere Werte. In der Z-Achse zeichnet sich ein ähnliches Ergebnis ab: PRI zeigt für die Mehrzahl der Strategien (außer Strategie  $G_K$  und Strategie  $H_K$ ) signifikant bessere Werte auf als TRI. Für den Parameter  $\alpha_{coronal}$  ist der Scanner PRI für fast alle Strategien (außer Strategie  $S_K$ ) besser als TRI.

### *Präzision*

Die Analyse der Präzision zeigt, dass der Scanner PRI für  $\vec{V}_E$ ,  $\vec{V}_E(x)$ ,  $\vec{V}_E(z)$ ,  $\alpha_{coronal}$  für alle Strategien eine bessere Präzision als TRI aufweist. Für  $\vec{V}_E(z)$  ergibt sich für alle Strategien außer Strategie  $S_K$  eine geringere Standardabweichung. Für  $\alpha_{gesamt}$  und  $\alpha_{axial}$  ist die Standardabweichung bei allen Strategien außer  $S_K$  und  $G_Z$  geringer. Somit ist die Präzision für die meisten Parameter für PRI besser als für TRI.

## 5.3 Einfluss des Bewegungsmusters

### *Lineare Abweichungen bei dem Scanner PRI*

#### *Richtigkeit*

Für die Parameter  $\vec{V}_E$  und  $\vec{V}_E(y)$  resultiert die Strategie  $G_L$  in signifikant besseren Werten als die Strategie  $G_Z$ . Für den Parameter  $\vec{V}_E$  zeigt die Strategie  $G_K$  ebenfalls signifikant bessere Werte als die Strategie  $G_Z$ .

Für den Parameter  $\vec{V}_E(z)$  ist die Strategie  $G_K$  besser als  $G_L$  und die Strategie  $H_L$  hat eine höhere Richtigkeit als  $H_Z$ .

### *Präzision*

Für  $\vec{V}_E$  und  $\vec{V}_E(y)$  stimmen die signifikant besseren Richtigkeitswerte mit einer gleichzeitig geringeren Standardabweichung überein. Für den Parameter  $\vec{V}_E(z)$  zeigt die Strategie  $G_L$  gegenüber  $G_K$  eine bessere Präzision.

### ***Winkelabweichungen bei dem Scanner PRI***

#### *Richtigkeit*

Das Bewegungsmuster *Linear* ( $G_L$ ) zeigt sich sowohl für  $\alpha_{\text{gesamt}}$  als auch für  $\alpha_{\text{axial}}$  signifikant besser als *Zick-Zack* ( $G_Z$ ). Das Bewegungsmuster *Kombiniert* ( $G_K$ ) ist ebenfalls signifikant besser als das *Zick-Zack* Muster ( $G_Z$ ) für  $\alpha_{\text{gesamt}}$  und  $\alpha_{\text{coronal}}$ .

Insgesamt lässt sich also feststellen, dass die Bewegungsarten *Linear* oder *Kombiniert* bei  $\vec{V}_E$ ,  $\vec{V}_E(y)$ ,  $\vec{V}_E(z)$  sowie bei allen gemessenen Winkelparametern signifikant besser sind als *Zick-Zack*.

#### *Präzision*

Bei den Winkelabweichungen sind die deutlich besseren Werte für die Richtigkeit mit einer gleichzeitig geringeren Standardabweichung vereinbar.

### ***Lineare Abweichungen bei dem Scanner TRI***

#### *Richtigkeit*

Für das Bewegungsmuster *Zick-Zack* sind  $\vec{V}_E$ ,  $\vec{V}_E(x)$ ,  $\vec{V}_E(y)$  im Vergleich zu *Linear* signifikant besser. Für die Parameter  $\vec{V}_E$ ,  $\vec{V}_E(x)$ ,  $\vec{V}_E(y)$ ,  $\vec{V}_E(z)$  hat  $H_K$  eine signifikant höhere Genauigkeit als  $H_L$ . Demgegenüber zeigt  $G_L$  im Vergleich zu  $G_Z$  und  $G_K$  eine signifikant bessere Genauigkeit für die Parameter  $\vec{V}_E$ , und  $\vec{V}_E(y)$ .

#### *Präzision*

Innerhalb der Gruppe der *Sextanten*-Segmentierung zeigt die Strategie  $S_Z$  gegenüber  $S_L$  und  $S_K$  eine bessere Präzision. Für  $\vec{V}_E$ , und  $\vec{V}_E(y)$  ist die Standardabweichung der Strategie  $G_L$  im Vergleich zu den Strategien  $G_Z$  und  $G_K$  geringer.

### ***Winkelabweichungen bei dem Scanner TRI***

#### *Richtigkeit*

Für die Winkel  $\alpha_{\text{gesamt}}$  und  $\alpha_{\text{axial}}$  führen die Bewegungsformen *Zick-Zack* und *Kombiniert* zu einer signifikant höheren Richtigkeit und Präzision als *Linear*. Der Winkel  $\alpha_{\text{coronal}}$  ist im statistischen Vergleich für *Kombiniert* besser als für *Zick-Zack*. Nur für den Scanbereich *Ganzkiefer* zeigt die Bewegungsform *Linear* bei den Parametern  $\alpha_{\text{gesamt}}$  und  $\alpha_{\text{axial}}$  statistisch bessere Ergebnisse als *Zick-Zack* und *Kombiniert*.

#### *Präzision*

Bei den Winkelabweichungen stehen die signifikant besseren Richtigkeitswerte im Einklang mit einer gleichzeitig geringeren Standardabweichung für die Gruppen *Ganzkiefer* und *Sextant*.

## 5.4 Einfluss der Scansegmentierung

### *Lineare Abweichungen bei dem Scanner PRI*

#### *Richtigkeit*

Für  $\vec{V}_E(y)$  ist die Scansegmentierung *Ganzkiefer* besser als *Halbkiefer*. Für den Parameter  $\vec{V}_E(z)$  hat die *Halbkiefer*-Segmentierung die höchste Richtigkeit.

#### *Präzision*

Für  $\vec{V}_E(y)$  ergibt die *Ganzkiefer*-Segmentierung eine kleinere Standardabweichung als die *Halbkiefer*-Segmentierung. Für den Parameter  $\vec{V}_E(z)$  hat die *Halbkiefer*-Segmentierung im Vergleich zur *Sextanten*-Segmentierung eine bessere Präzision.

### *Winkelabweichungen bei dem Scanner PRI*

#### *Richtigkeit*

Für den axialen Winkel ist zu erkennen, dass die *Ganzkiefer*-Segmentierung signifikant besser ist als die *Halbkiefer*-Segmentierung.

#### *Präzision*

Bei der Winkelabweichung ist der signifikant bessere Richtigkeitswert des Winkels  $\alpha_{\text{axial}}$  mit einer geringeren Standardabweichung vereinbar.



**Lineare Abweichungen bei dem Scanner TRI:****Richtigkeit**

Für  $\vec{V}_E$  und  $\vec{V}_E(y)$  resultiert die Strategie  $G_L$  im Vergleich zu  $H_L$  und  $S_L$  in signifikant besseren Richtigkeitswerten. Im Gegensatz dazu weisen die Parameter  $\vec{V}_E$ ,  $\vec{V}_E(x)$  und  $\vec{V}_E(z)$  für die Strategien  $H_Z$  und  $H_K$  im Vergleich zu  $G_Z$  und  $G_K$  eine signifikant höhere Richtigkeit auf. Bei den Parametern  $\vec{V}_E$  und  $\vec{V}_E(x)$  ist die Unterteilung *Sextant* ( $S_K$ ,  $S_L$ ) besser als *Ganzkiefer* ( $G_K$ ,  $G_L$ ).

**Präzision**

Die Standardabweichung ist bei den Strategien  $H_Z$ ,  $H_K$  geringer als bei  $G_Z$ ,  $G_K$  für  $\vec{V}_E$ ,  $\vec{V}_E(x)$  und  $\vec{V}_E(z)$ . Für  $\vec{V}_E$  und  $\vec{V}_E(x)$  ist die *Sextanten*-Segmentierung ( $S_K$ ,  $S_L$ ) im Vergleich zur *Ganzkiefer*-Segmentierung ( $G_K$ ,  $G_L$ ) präziser.

**Winkelabweichung bei dem Scanner TRI****Richtigkeit**

Für  $\alpha_{axial}$  sind die Strategien  $H_Z$  und  $H_K$  im Vergleich zu  $G_Z$  und  $G_K$  signifikant besser. Für  $\alpha_{coronal}$  zeigt die Scansegmentierung *Sextant* ( $S_K$ ,  $S_L$ ) signifikant höhere Richtigkeitswerte im Vergleich zu *Ganzkiefer* ( $G_K$ ,  $G_L$ ).

**Präzision**

Die Präzisionsergebnisse stimmen mit den signifikant besseren Richtigkeitswerten für die Winkelabweichung überein: für  $\alpha_{gesamt}$  und  $\alpha_{axial}$  ist die Strategie  $G_L$  im Vergleich zu  $H_L$  und  $S_L$  besser. Ebenso resultiert der Winkel  $\alpha_{axial}$  in einer besseren Präzision für die Strategien  $H_Z$  und  $H_K$  im Vergleich zu den Strategien  $G_Z$  und  $G_K$ .

## 5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bezüglich der Achsen des Koordinatensystems ergeben sich folgende Ergebnisse: In der X-Achse zeigen beide Intraoralscanner eine Verschmälerung des Zahnbogens in Relation zum Referenzdatensatz. Für die Y-Achse zeigt TRI nur positive Abweichungen, während PRI sowohl positive als auch negative Abweichungen aufweist. Das heißt, das Modell wird in anterior-posteriorer Richtung entlang der Y-Achse verschoben. In Bezug auf die Z-Achse treten bei beiden Scannern entgegengesetzte Effekte auf. Für den Scanner PRI liegt der Punkt P2' in Referenz zu P1 tendenziell eher zu hoch, für den Scanner TRI zu niedrig.

In der von uns durchgeführten Studie zeigt der Scanner PRI bis auf wenige Ausnahmen eine signifikant bessere Richtigkeit und Präzision für die erfassten Parameter als das Vergleichsgerät TRI. Bei der Analyse des Einflusses der Scanstrategien ist die Richtigkeit und Präzision des Scanners PRI für die Kombination Ganzkiefer mit dem Bewegungsmuster *Linear* oder *Kombiniert* für die meisten gemessenen Parameter signifikant besser im Vergleich zu *Zick-Zack*. Im Gegensatz dazu zeigt der Scanner TRI für die Kombination der *Sextanten*-Segmentierung mit dem Bewegungsmuster *Zick-Zack* oder *Kombiniert* für die meisten gemessenen Parameter eine bessere Richtigkeit und Präzision als mit dem Scanbewegungsmuster *Linear*. Ebenso gibt es Unterschiede in der Genauigkeit der Scans in Bezug auf die verschiedenen Scansegmentierungen: Unabhängig vom verwendeten Scanner weist das Bewegungsmuster *Linear* in Kombination mit der *Ganzkiefer- oder Halbkiefersegmentierung* eine signifikant bessere Richtigkeit im Vergleich zu der *Sextanten*-Segmentierung auf.

## **6. Diskussion**

In der vorliegenden Studie wurden zwei Scanner mit verschiedenen Messprinzipien zum Scannen eines Ganzkiefermodells verwendet, um mögliche Unterschiede (in Bezug auf Richtigkeit und Präzision) zwischen den Scangeräten sowie bei Verwendung von neun verschiedenen Scanstrategien zu untersuchen. Bei den Scangeräten handelt es sich um die CEREC Primescan AC und den Scanner 3Shape TRIOS 4. Laut aktueller Literatur gehören diese Scanner zu den genauesten Scanner für Ganzkieferscans, die derzeit verfügbar sind [49, 59]. Für die dreidimensionale Erfassung der Abweichungen wurden die linearen Messwerte sowie die Rotationsparameter in koronaler, transversaler und sagittaler Ebene erhoben.

Darüber hinaus sollte der Einfluss systematisch kombinierter Scanstrategien analysiert werden, die sich hinsichtlich der Segmentierung des Scanbereichs und des Scanbewegungsmusters unterscheiden. Nach dem derzeitigen Stand der Forschung ist es bisher noch nicht möglich, eine eindeutige Empfehlung für ein Scangerät oder die Anwendung einer bestimmten Scanstrategie für Ganzkieferscans abzugeben.

### **6.1 Einfluss des Intraoralscanners**

Die erste Hypothese, dass es keine signifikanten Differenzen zwischen den beiden Scannern in Bezug auf Richtigkeit und Präzision gibt, muss abgelehnt werden. Sowohl bei allen Winkelparametern als auch den linearen Parametern waren signifikante Abweichungen zwischen den beiden Scangeräten festzustellen. Auch in der bereits vorhandenen Literatur finden sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen Scangeräten, wenn verschiedene IOS-Systeme für Ganzkieferscans verwendet wurden [21, 48, 63].

Unabhängig von der Scanstrategie zeigte der Scanner CEREC Primescan AC im Vergleich zum 3Shape TRIOS 4 für nahezu alle gemessenen Parameter eine höhere Richtigkeit und Präzision. Das gilt für die Z-Achse ebenso wie für die anterior-posteriore Richtung entlang der Y-Achse. Auch bezüglich  $\alpha_{\text{gesamt}}$  und  $\alpha_{\text{axial}}$  zeigte sich CEREC Primescan AC in allen Messwerten signifikant besser gegenüber 3Shape TRIOS 4.

Die Genauigkeit von intraoralen Scans wird von mehreren Faktoren beeinflusst: Die Kalibrierung [24], die Scanstrategie [54], der Behandler [23] und die Lichtverhältnisse [25] können eine Rolle spielen. Im Rahmen der Studie wurden diese Kriterien bei jedem Scan konstant gehalten. Bei beiden Scannern wurden die neun Scanstrategien nach gleicher Systematik angewandt. Einschränkend muss erwähnt werden, dass in der hier vorliegenden Studie auf eine Simulation der intraoralen Lichtverhältnisse z.B. mittels Phantomkopf verzichtet wurde und der extraorale Modus des jeweiligen Scangeräts verwendet wurde. Die erhobenen Daten müssen unter Berücksichtigung dieser Einflüsse bewertet werden [64]. Des Weiteren müssen Softwarekomponenten als weiterer wichtiger Aspekt betrachtet werden. Vor Beginn der Studie wurden die Scanner auf die jeweils neueste Softwareversion aktualisiert. Der Einfluss von Scanalgorithmen auf die Genauigkeit des Scanners wurde in der Literatur bereits mehrfach nachgewiesen [41, 65, 66]. Eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist demnach bei unterschiedlichen Softwareversionen nur bedingt möglich [67]. Seitens der Hersteller mangelt es allerdings an detaillierten Informationen zu den genauen Softwarealgorithmen. Als Alternative dazu können Unterschiede bei den Hardwarekomponenten ein Grund für die entstandenen Abweichungen sein. Außerdem ist es möglich, dass die Präzision der einzelnen erhobenen Datensätze untereinander durch den Überlagerungs- oder Nachbearbeitungsalgorithmus verändert wird. Denkbar ist

beispielsweise ein Herausfiltern von Ausreißern sowie eine Glättung bestimmter Strukturen. Dieser Algorithmus stand den Autoren nicht zur Verfügung [11, 66].

Auch die verschiedenen Scantechnologien können eine mögliche Erklärung für die großen Diskrepanzen sein. Der Scanner CEREC Primescan AC nutzt eine Technologie, welche das System der lichteoptischen Triangulation in Kombination mit dem konfokalen Mess- und Tiefenschärfeprinzip anwendet. Dadurch scheint der Scanner von häufigen Änderungen der Fokusebene aufgrund der Verwendung einer variablen Bildaufnahmeoptik nicht beeinträchtigt zu werden [39]. Demgegenüber verwendet der Scanner 3Shape TRIOS 4 das Prinzip der rein konfokalen Mikroskopie, wobei lediglich reflektierte Strahlen in der Schärfenebene durch den Sensor erfasst werden. Bereiche vor und hinter der Fokusebene können nicht scharf gestellt werden [68]. Damit die Lichtstrahlen den Interdentalraum erfassen können, ist eine stärkere Neigung des Scankopfes notwendig. Nach einer Studie von Schlenz et al., 2020 [69] können interproximale Unterschnitte mit dem Scanner CEREC Primescan AC im Vergleich zum 3Shape TRIOS 4 besser abgebildet werden.

Ein nicht zu vernachlässigender Aspekt ist der Größenunterschied der Scankameras. Das Scanfeld der CEREC Primescan AC ist größer gestaltet. Das bedeutet, dass weniger Einzelbilder notwendig sind, um den gesamten Zahnbogen zu erfassen und potenzielle Überlagerungsfehlern zu vermeiden. Nach den Recherchen der Autoren gibt es bis dato nur wenige Studien, die mit der neuesten Version des Scanners 3Shape TRIOS 4 und dem neuesten IOS-System der Firma Sirona arbeiten. Der in der vorliegenden Studie beobachtete Trend steht jedoch im Einklang mit den Ergebnissen ähnlicher Studien wie Schmidt et al., 2020 [49] oder kürzlich veröffentlichten Studien von Kontis et al., 2022 [70] oder Waldecker

et al, 2022 [46]. Auch in der Studie von Ender et al., 2019 [41] zeigte der Scanner CEREC Primescan AC eine höhere Richtigkeit im Vergleich zu anderen IOS-Geräten.

Insgesamt wurden bei beiden Scannern bezüglich der X-Achse mehr negative als positive mittlere Abweichungen festgestellt. Das deutet auf eine Verschmälerung des gesamten Zahnbogens in der Horizontalen in Bezug auf die X-Achse hin. In der Literatur finden sich hierzu widersprüchliche Angaben: Während einige Autoren auch bei älteren Scangeräten auf eine Kompression des Zahnbogens hinweisen [52], zeigen andere Studien eher eine Verbreiterung des Kiefers im Seitenzahnbereich [57, 63]. Die Autoren betonen, dass insbesondere lange Vestibulärflächen der Frontzähne zusammen mit der geringeren oro-vestibulären Breite aufgrund der weniger komplexen Anatomie eine Herausforderung darstellen [69]. Neueste Erkenntnisse mit systematischem Vergleich der Lage einer Lücke in einem teilbezahnten Gebiss weisen jedoch darauf hin, dass insbesondere eine posteriore Lage der Zahnreihenunterbrechung nahe dem Scanbeginn einen negativen Einfluss auf die Genauigkeit des Scans hat [70].

## **6.2 Einfluss des Bewegungsmusters**

Die zweite Hypothese, die besagt, dass das Bewegungsmuster keinen Einfluss auf die Richtigkeit und Präzision des Datensatzes hat, konnte ebenfalls widerlegt werden. Für jeden Scanner erwiesen sich jeweils zwei Bewegungsmuster gegenüber einer dritten Variation als vorteilhaft. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden drei verschiedene Bewegungsmuster systematisch mit drei möglichen Segmentierungen des Kiefers kombiniert. So wurden nicht nur bereits in der Literatur beschriebene Strategien verwendet, sondern auch neue Strategien entwickelt. Mit Hilfe der systematischen Kombination von linearen und kippenden Bewegungen

sollen Unterschnitte besser abgebildet werden. Die Beeinflussung der Genauigkeit durch die Scanstrategie wurde mehrfach in der Literatur nachgewiesen [54, 58]. Es gibt bisher jedoch noch keine klare Evidenz, welche Strategie in Bezug auf Richtigkeit und Präzision die besten Ergebnisse erzielt. Eine bessere Genauigkeit durch eine komplexere Scanstrategie wurde von Passos et al. [59] nachgewiesen. Für die CEREC Primescan AC stellte sich eine Strategie mit rein linearen Bewegungen als vorteilhaft dar. Es wurde angenommen, dass die gleichförmige Bewegung zu weniger Unterbrechungen bei der Bildaufnahme führt [59]. Im Gegensatz dazu empfehlen Müller et. al [58] das Scannen nach dem vom Hersteller vorgegebenen Scanprotokoll.

Nach Auswertung der Statistik ließen sich keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die X-Achse zwischen den verschiedenen Scanstrategien bei der CEREC Primescan AC feststellen. Bei den Abweichungen in der Y- und Z-Achse zeigen die Strategien *Kombiniert* und *Linear* eine signifikant bessere Richtigkeit als *Zick-Zack*. Dasselbe gilt auch für die Parameter  $\alpha_{\text{gesamt}}$ ,  $\alpha_{\text{coronal}}$  und  $\alpha_{\text{axial}}$ . Diese Ergebnisse wurden durch eine gleichzeitig bessere Präzision unterstützt, sodass insgesamt gesagt werden kann, dass die Genauigkeit der beiden Bewegungsformen *Kombiniert* und *Linear* im Vergleich zu *Zick-Zack* vorteilhaft für den Scanner CEREC Primescan AC sind.

Bei dem Bewegungsmuster *Zick-Zack* spiegelte sich die Abweichung in der Z-Achse in der signifikanten Abweichung in koronaler Ebene wider. Ursächlich hierfür kann eine systematisch zu hohe Positionierung der Punkte in der Z-Achse sein, die im Rahmen des Überlagerungsprozesses über den gesamten Kieferbogen aufsummiert werden. Als weiterer Grund für die signifikant schlechteren Er-

gebnisse bei der Strategie *Zick-Zack* ist denkbar, dass die okklusale Orientierungsstruktur fehlt, was zu einem größeren Fehler durch ungenaue Bildüberlappung führt. Zudem können die wechselnden Bewegungsformen beim *Zick-Zack*-Muster aufgrund des häufigen Wechsels der Fokusebene ein Nachteil sein. Diese Annahme stimmt auch mit Erkenntnissen aus bereits vorhandener Literatur überein [59]. Damit ist die zweite Nullhypothese für die X-Achse insgesamt anzunehmen, während sie für die Y- und Z-Achse und alle Winkelparameter abzulehnen ist.

Für den Scanner 3Shape TRIOS 4 konnte eine signifikant höhere Richtigkeit für die Bewegungsmuster *Zick-Zack* und *Kombiniert* im Vergleich zum linearen Bewegungsmuster für alle gemessenen Parameter festgestellt werden. Im Hinblick auf die Präzision kann dieses Ergebnis für die Gruppe Sextant bestätigt werden. Möglicherweise lassen sich die signifikant besseren Werte für die Strategien *Zick-Zack* und *Kombiniert* im Vergleich zum linearen Bewegungsmuster durch die Anwendung einer Rotationsbewegung und die damit verbundene bessere Abbildung von Unterschnitten erklären. Bei der konfokalen Mikroskopie erfolgt eine dynamische Anpassung der Fokusebene anhand der Kontrastinformation der gescannten Oberflächenpixel [66, 71]. Die zweite Hypothese kann damit für alle gemessenen linearen und angulären Parameter bei beiden verwendeten Scannern abgelehnt werden.



### 6.3 Einfluss der Scansgmentierung

Nach der Überprüfung der dritten Hypothese kann auch diese abgelehnt werden. Der signifikante Einfluss der Unterteilung des Kiefers während des Scanvorgangs wurde für alle gemessenen Parameter nachgewiesen.

In der Literatur herrscht weitgehend Einigkeit darüber, dass eine größere Scandistanz mit einer Aufsummierung von Fehlern und einer daraus resultierenden höheren Abweichung verbunden ist, insbesondere bei Ganzkieferscans [68]. Durch die Unterteilung des Kiefers in zwei bis drei Abschnitte während des Scans sollte der aufsummierte Fehler innerhalb eines Zahnbogens reduziert werden. Diese These kann allerdings nur teilweise bestätigt werden.

Für  $\vec{V}_E(x)$  konnte beim Scanner 3Shape TRIOS 4 eine bessere Richtigkeit und Präzision für die Scansgmentierung *Halbkiefer* und *Sextant* gegenüber *Ganzkiefer* analysiert werden, während für PRI keine statistisch signifikanten Unterschiede erkennbar waren. Für  $\vec{V}_E(z)$  zeigte die Segmentierung *Halbkiefer* bei beiden Scannern eine höhere Richtigkeit als *Ganzkiefer*. Die bessere Präzision bei *Sextant* und *Halbkiefer* im Vergleich zur Scansgmentierung *Ganzkiefer* kann möglicherweise durch den Algorithmus des Scanners 3Shape TRIOS 4 erklärt werden: Durch die große Anzahl von aufgenommenen Bildern pro Scansgment ist ein kleinerer Bereich für die Überlappung der Bilder von Vorteil [66].

Im Gegensatz dazu war die Richtigkeit und Präzision für  $\vec{V}_E(y)$  und  $\alpha_{axial}$  der Strategie *Ganzkiefer* für beide Scangeräte besser gegenüber der *Halbkiefer*- oder der *Sextanten*-Segmentierung. Denkbar ist, dass sich in Bezug auf die Y-Achse der Fehler in anterior-posteriorer Richtung durch den größeren Scanabschnitt aufsummiert. Als klinische Folge können Abweichungen des Winkels  $\alpha_{axial}$  zu einer

Fehlpassung der Restauration aufgrund einer Verschiebung in Richtung der Y-Achse führen.

## **Diskussion der Methodik**

### **Referenzmodell**

Die Scans wurden an einem bewährten in-vitro-Setup eines Oberkiefermodells durchgeführt. Laut Kuhr et al. [62] ergibt sich dadurch der Vorteil einer größeren Fläche im Gaumenbereich, die als Orientierungsstruktur dienen kann. Durch die anatomische Form des Modells mit physiologisch gestalteten Zähnen ähnelt das Studiendesign einem klinischen Setup. Das Modell wurde aus Polyurethan hergestellt, ein Material, das sich aufgrund seiner positiven Eigenschaften hinsichtlich der Formstabilität und Widerstandsfähigkeit sehr gut für Genauigkeitsstudien eignet. Andererseits ist die opake Eigenschaft des Materials als Einschränkung zu nennen. Dies bedeutet, dass der Einfluss von zahnspezifischen Materialeigenschaften wie der Transluzenz nicht untersucht werden kann. Die Verwendung eines Stegs als Referenzobjekt hat sich in bereits durchgeführten Studien als verlässliche Vorgehensweise etabliert. Durch die Erhebung von linearen Parametern und Winkelabweichungen werden Unterschiede in Relation zum Referenzdatensatz in allen drei Raumachsen erfasst [57]. Für die Bestimmung von Vektorlängen sind reproduzierbare Messpunkte an linearen Objekten gegenüber anatomischen Strukturen ein deutlicher Vorteil [50].

Bei Scannern, die auf der Messtechnik der parallelen konfokalen Mikroskopie basieren, wurden signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Modellmaterialien nachgewiesen [72]. Im Hinblick auf die signifikant schlechteren Ergebnisse des 3Shape TRIOS 4 kann ein möglicher Einfluss durch das Material des linearen Messobjektes vermutet werden. In unserem Studienaufbau wurde ein Referenzobjekt mit metallischer Oberfläche verwendet. Durch die glänzenden,

metallischen Eigenschaften des Objekts kann es bei der Digitalisierung durch die lichtoptischen Digitalisierungssysteme zu Reflexionen kommen. Materialien mit matten Oberflächeneigenschaften wären aus diesem Grund vermutlich besser geeignet. Zudem kann die Position des Referenzstegs als ein limitierender Faktor für die Aussagekraft der vorliegenden Studie gesehen werden, da der Steg lediglich im Bereich der ersten Molaren befestigt war und damit keine Aussage über den Ursprung der entstandenen Abweichung getroffen werden kann. Aus diesem Grund wäre eine Befestigung von zusätzlichen Referenzstrukturen sinnvoll.

In Versuchen vor Beginn der Studie wurden die einzelnen Scanstrategien klar definiert und erprobt, sodass Lerneffekte im Verlauf der Durchführung möglichst vermieden werden konnten. Minimale Änderungen im Scanablauf, wie z.B. eine unterschiedliche Distanz zum Oberkiefermodell sowie ein Wechsel der Scangeschwindigkeit, können nicht ausgeschlossen werden. Der Einfluss dieser Faktoren könnte beispielsweise durch eine automatisierte Digitalisierung mittels eines robotergestützten Scanvorgangs verringert werden. Zudem ist fraglich, ob die in dieser Studie verwendete komplexe Abfolge von Scanstrategien in-vivo umgesetzt werden kann. Vor allem die klinische Umsetzbarkeit könnte hinsichtlich des limitierten Platzangebots im Unterkiefer sowie vor dem Aspekt der Wirtschaftlichkeit ein Problem darstellen. Daher sollte eine zeitnahe klinische Umsetzung des Studiendesigns angestrebt werden.

### **Dreidimensionale Datenauswertung**

Bei einem Großteil der aktuellen Literatur hat sich die Analyse der dreidimensionalen Ganzkieferdatensätze mittels Best-Fit-Algorithmus etabliert [11, 44, 54]. Diese Methodik analysiert metrische Abweichungen mittels Überlagerung des Referenzdatensatzes mit den indirekt oder direkt digital erfassten Scandaten.

Durch die grafische Darstellung, die sich aus der Errechnung der Differenzflächen ergibt, können die maximalen Unterschiede zwischen zwei Datensätzen an der genauen Position innerhalb des Zahnbogens erkannt werden [45]. Der Softwarealgorithmus kann jedoch unerkannte Fehlpositionierungen verursachen, wobei große Ungenauigkeiten in einem Scanbereich zu Abweichungen in einem anderen Bereich führen können. Es ist nicht möglich, lineare Abstände zu bestimmen und damit genaue Aussagen über die spätere intraorale Passung zu treffen. Durch die fehlende Standardisierung der Auswertungsmethode unterscheidet sich die Darstellung der berechneten Abweichungen vom Referenzdatensatz. So variieren beispielsweise die Parameter „Root Mean Square Error“, der Mittelwert oder die positive und negative Abweichung im Umfang der berücksichtigten Messwerte. Außerdem variiert die Interpretation der statistischen Ergebnisse sowie die Messung der Abweichungen [41, 63, 73]. Aus diesem Grund ist es schwierig, die Ergebnisse der durchgeführten Studie mit bereits vorhandener Literatur zu vergleichen.

Die von Güth et al. entwickelte Methodik [57] vermeidet die Überlagerungsfehler innerhalb der Datensätze, indem nur der Steg im Sinne einer realen Geometrie als Referenzobjekt zählt. Die Bestimmung der Genauigkeit der Ergebnisse erfolgte nach ISO 5725-1 [43] durch eine Kombination von Richtigkeit und Präzision. Demnach beschreibt die Präzision, inwieweit die unabhängig voneinander generierten Datensätze übereinstimmen. Die Richtigkeit ist als Abweichung eines Datensatzes von einer festgelegten Referenz definiert. Jedoch ist die in unserer Studie verwendete Methodik zur Auswertung der Präzision als Einschränkung zu nennen. Nach der 2021 von Mehl et al. [74] veröffentlichten Leitlinie kann die Standardabweichung der Richtigkeit nur dann zur Bewertung der Präzision ver-

wendet werden, wenn die Ergebnisse normalverteilt sind. Aus diesem Grund haben die in dieser Studie getroffenen Aussagen zur Präzision nur eingeschränkte Gültigkeit.

Voraussetzung für die Aussagekraft der Längen- und Winkelabweichungen ist, dass alle Datensätze einschließlich des Referenzdatensatzes nach dem gleichen Verfahren ausgewertet werden. Systematische Abweichungen können somit als äquivalent gesehen werden. Entscheidender Vorteil ist, dass die Vektor- bzw. Winkelungenauigkeiten sowohl bezogen auf die X-, Y- sowie Z-Achse erhoben werden und damit eine genauere Aussage über die spätere intraorale Passung der Restauration getroffen werden kann. Auch eine erfolgreiche in-vivo-Anwendung dieser Methodik wurde bestätigt [51].

## **6.4 Limitationen der in-vitro-Studie**

Wie bei jeder wissenschaftlichen Forschung gibt es auch bei der vorliegenden Arbeit einige Einschränkungen. Beim klinischen Einsatz von Intraoralscannern sollten immer patientenspezifische Aspekte wie Bewegungen, Reflexionen des Speichels, Umgang mit den Weichgeweben sowie Platzmangel berücksichtigt werden. Es ist zu beachten, dass in dieser Studie nur der initiale Abschnitt des digitalen Workflows untersucht wird. Die Genauigkeit des hergestellten Zahnersatzes hängt unter anderem von der Anzahl der Schnittstellen, der Konstruktion der Fertigungsdatei sowie dem Fräsvorgang ab [72, 75]. Um jedoch eine Empfehlung für die Praxis zu formulieren, müssen nach dieser Studie weitere klinische Studien mit Umsetzung der genannten Scanstrategien durchgeführt werden. Neben den Genauigkeitsunterschieden sollten dabei auch wichtige klinische Parameter wie Zeiteffizienz, Umsetzbarkeit und Patientenakzeptanz als entscheidende Faktoren für eine Empfehlung berücksichtigt werden. Damit beurteilt werden kann, ob bessere Genauigkeitswerte zu einer besseren Passung der Restauration führen, wäre es sinnvoll, in künftigen Studien den gesamten Workflow einzubeziehen.

## 7. Schlussfolgerungen

Unter Berücksichtigung der Limitationen der hier vorliegenden Dissertation konnten folgende Thesen abgeleitet werden:

1. CEREC Primescan AC erreichte in nahezu allen Messkriterien (d.h. Längen- und Winkelabweichungen) eine höhere Richtigkeit und Präzision als der Scanner 3Shape TRIOS 4 des Herstellers 3Shape unabhängig von der verwendeten Scanstrategie.
2. Bei der CEREC Primescan AC resultierte die Kombination Ganzkiefer mit dem Bewegungsmuster *Linear* oder *Kombiniert* ( $G_L$ ,  $G_K$ ) in einer besseren Richtigkeit und Präzision für die meisten gemessenen Parameter als die *Zick-Zack*-Bewegung ( $G_Z$ ). Bei dem Scanner 3Shape TRIOS 4 konnten für fast alle gemessenen Parameter signifikant bessere Ergebnisse für die Bewegungsmuster *Zick-Zack* und *Kombiniert* ( $S_Z$ ,  $S_K$ ) analysiert werden als mit der linearen Scanbewegung ( $S_L$ ).
3. Für CEREC Primescan AC und 3Shape TRIOS 4: Das Bewegungsmuster *Linear* in Kombination mit der *Ganzkiefer*- oder *Halbkiefer*segmentierung ( $G_L$ ,  $H_L$ ) zeigte eine signifikant bessere Richtigkeit gegenüber der *Sextanten*-Segmentierung ( $S_L$ ) für die Y- und Z-Achse.

## 8. Literaturverzeichnis

1. Khalifa N. Digital Impressions. Digitization in Dentistry: Clinical Applications. Cham: Springer International Publishing; 2021.169-187.
2. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. *Journal of Prosthodontic Research*. 2021;65(3):291-297.
3. Schweiger J, Edelhoff D, Güth J. Update digitale Zahnheilkunde 2020—Aktuelle Möglichkeiten und Limitationen. *Bayerisches Zahnärzte Blatt*. 2020;57:42-52.
4. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44-56.
5. Schweiger J, Edelhoff D, Güth J-F. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(9):2010.
6. Prause E, Hey J, Beuer F, Nicic R. 3-D-gedruckte Restaurationen als neue Therapiemöglichkeit. *zm online*. 2021;13:44-50.
7. Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*. 2013;10(84):20130203.
8. Schubert O, Schweiger J, Stimmelmayer M, Nold E, Güth J-F. Digital implant planning and guided implant surgery—workflow and reliability. *British dental journal*. 2019;226(2):101-108.
9. Schweiger J, Kieschnick A. CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde: teamwork media GmbH; 2017. 7-73.
10. Schweiger J, Edelhoff D, Schubert O. Digitale Modellherstellung. *QZ—Quintessenz Zahntechnik*. 2019;45:40-61.
11. Schmidt A, Benedickt CR, Schlenz MA, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of four different intraoral scanners according to different preparation geometries. *The International Journal of Prosthodontics*. 2021;34(6):756-762.
12. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clinical oral investigations*. 2015;19(8):2027-2034.
13. Tidehag P, Ottosson K, Sjögren G. Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study. *Operative dentistry*. 2014;39(3):308-316.
14. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):555-560.
15. Schubert O, Erdelt K-J, Tittenhofer R, Hajtó J, Bergmann A, Güth J-F. Influence of intraoral scanning on the quality of preparations for all-ceramic single crowns. *Clinical oral investigations*. 2020;24:4511-4518.
16. Beuer F, Groesser J, Schweiger J, Hey J, Güth JF, Stimmelmayer M. The digital one-abutment/one-time concept. A clinical report. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*. 2015:21-26.
17. Edinger DH, Beuer F. Rehabilitation of one-piece screw-retained implant crowns placed at second-stage surgery—a retrospective patient series. *Clinical Oral Investigations*. 2021;25:1345-1351.
18. Reich S, Kühne C. Das Dynamische Digitale Modell (DDM) als fünfte Dimension. *zm online*. 2021;13:30-35.
19. Suese K. Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dental materials journal*. 2020:2019-2224.
20. Schlenz MA, Stillersfeld JM, Wöstmann B, Schmidt A. Update on the Accuracy of Conventional and Digital Full-Arch Impressions of Partially Edentulous and Fully Dentate Jaws in Young and Elderly Subjects: A Clinical Trial. *Journal of Clinical Medicine*. 2022;11(13):3723.



21. Winkler J, Gkantidis N. Trueness and precision of intraoral scanners in the maxillary dental arch: an in vivo analysis. *Scientific reports*. 2020;10(1):1-11.
22. Kontis P, Güth J-F, Schubert O, Keul C. Accuracy of intraoral scans of edentulous jaws with different generations of intraoral scanners compared to laboratory scans. *J Adv Prosthodont*. 2021;13(5):316.
23. Rutkūnas V, Gečiauskaitė A, Jegelevičius D, Vaitiekūnas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *European Journal of Oral Implantology*. 2017;10:101-120.
24. Rehmann P, Sichwardt V, Wöstmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(1).
25. Kienbaum HS. Einfluss des Umgebungslichtes auf die Genauigkeit und Scanzeit von Ganzkieferscans. Munich: Ludwig-Maximilians-University Munich; 2020.
26. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505.
27. Tittenhofer RN. Untersuchung zum Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels LAVA COS auf die Qualität von Zahnpräparationen. Munich: Ludwig-Maximilians-University Munich; 2018.
28. Sichwardt V. Vergleichende Studie zur Untersuchung der Genauigkeit von vier unterschiedlichen intraoralen Scannern. Giessen: Justus-Liebig-University Giessen; 2015.
29. Schweiger J, Kieschnick A. CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde: teamwork media GmbH; 2017. 32-34.
30. Al-Bakri I, Hussey D, Al-Omari W. The dimensional accuracy of four impression techniques with the use of addition silicone impression materials. *The Journal of clinical dentistry*. 2007;18(2):29-33.
31. Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical oral investigations*. 2013;17(4):1201-1208.
32. Revilla-León M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022:230-240.
33. Keul C, Güth J-F. Influence of intraoral conditions on the accuracy of full-arch scans by Cerec Primescan AC: an in vitro and in vivo comparison. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2022;25(1):17-25.
34. Jennes M-E, Soetebeer M, Beuer F. In vivo full-arch accuracy of intraoral scanners: a narrative review. *Int J Comput Dent*. 2022;25:9-16.
35. Güth J-F, Brandt S, Schweiger J. Innovationen in der prothetisch-rekonstruktiven Zahnmedizin. *zm online*. 2021:42-49.
36. Prause E, Hey J, Beuer F, Nicić R. 3-D-gedruckte Restaurationen als neue Therapiemöglichkeit. *zm online*. 2021;13:44-49.
37. Prause E, Hey J, Beuer F, Schmidt F. Wear resistance of 3D-printed materials: A systematic review. *Dentistry Review*. 2022:100051.
38. Schweiger J, Erdelt K-J, Edelhoff D, Müller H, Güth J-F. 3-D-Druck von definitivem Zahnersatz. *Quintessenz Zahntechnik*. 2021;4:374-381.
39. Tewes M, Berner M. Device, method and system for generating dynamic projection patterns in a confocal camera. *Google Patents*; 2020.
40. Berner M, inventor; Google Patents, assignee. Optical system for a confocal microscope. 2010.
41. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete-and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *International journal of computerized dentistry*. 2019;22(1):11-19.
42. Edelhoff D, Schweiger J. CAD/CAM tooth-colored splints for the esthetic and functional evaluation of a new vertical dimension of occlusion. *Quintessence Dental Technician Year Book*. 2014;37:1610-1623.

43. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results-Part 1: General principles and definitions (ISO 5725-1: 1994)1997.
44. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*. 2015;46(1):9-17.
45. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions-an in-vitro study. *International journal of computerized dentistry*. 2011;14(1):11-21.
46. Waldecker M, Rues S, Behnisch R, Rammelsberg P, Bömicke W. Effect of scan-path length on the scanning accuracy of completely dentate and partially edentulous maxillae. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022.
47. Schmidt A, Billig J-W, Schlenz MA, Wöstmann B. The influence of using different types of scan bodies on the transfer accuracy of implant position: An in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2021;34:254-260.
48. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(3):313-320.
49. Schmidt A, Klussmann L, Wöstmann B, Schlenz MA. Accuracy of digital and conventional full-arch impressions in patients: an update. *Journal of clinical medicine*. 2020;9(3):688.
50. Muallaha J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P, et al. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2017;20(2):151-164.
51. Keul C, Güth J-F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical oral investigations*. 2020;24(2):735-745.
52. Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, et al. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(3):382-388.
53. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clinical oral investigations*. 2017;21(5):1445-1455.
54. Ender A, Mehl A. Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems. *International journal of computerized dentistry*. 2013;16:11-21.
55. Boeddinghaus M. Vergleichsstudie zur Genauigkeit von intraoralen optischen Abformungen und einem konventionellen Abformmaterial: eine In-vivo-Studie. Giessen: Justus-Liebig-University Giessen; 2014.
56. Braian M, Wennerberg A. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;122(2):129-136.
57. Güth J-F, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clinical oral investigations*. 2016;20(7):1487-1494.
58. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international*. 2016;47(4):343-349.
59. Passos L, Meiga S, Brigagão V, Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent*. 2019;22(4):307-319.
60. Mai HY, Mai H-N, Lee C-H, Lee K-B, Kim S-y, Lee J-M, et al. Impact of scanning strategy on the accuracy of complete-arch intraoral scans: a preliminary study on segmental scans and merge methods. *J Adv Prosthodont*. 2022;14(2):88.
61. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *The Journal of the American Dental Association*. 2020;151(2):127-135.
62. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *Journal of dentistry*. 2016;55:68-74.
63. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral investigations*. 2014;18(6):1687-1694.

64. Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2017;78(6):466-471.
65. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *International Journal of Prosthodontics*. 2018;31(4):375-376.
66. Schmidt A, Benedickt CR, Schlenz MA, Rehmann P, Wöstmann B. Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *journal of prosthodontic research*. 2020;64(2):167-174.
67. Aswani K, Wankhede S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2019;5(3):53-57.
68. Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bömicke W. Accuracy of complete-arch intraoral scans based on confocal microscopy versus optical triangulation: a comparative in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;126(3):414-420.
69. Schlenz MA, Schubert V, Schmidt A, Wöstmann B, Ruf S, Klaus K. Digital versus conventional impression taking focusing on interdental areas: a clinical trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020;17(13):4725.
70. Kontis P, Güth J-F, Keul C. Accuracy of full-arch digitalization for partially edentulous jaws—a laboratory study on basis of coordinate-based data analysis. *Clinical oral investigations*. 2022;26(4):3651-3662.
71. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014;54:203-221.
72. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1461-1471.
73. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(1):36-42.
74. Mehl A, Reich S, Beuer F, Güth J-F. Accuracy, trueness, and precision—A guideline for evaluation of these basic values in digital dentistry. *Int J Comput Dent*. 2021;24:341-352.
75. Keul C, Güth J-F. Einfluss der Scanstrategie auf die Genauigkeit digitaler Ganzkieferabformungen. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2018;127(01/02):14-23.

## 9. Danksagung

Ich möchte mich gerne bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung meiner Promotionsarbeit begleitet und in vielfältiger Weise unterstützt und mitgewirkt haben.

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. med. dent. Daniel Edelhoff, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

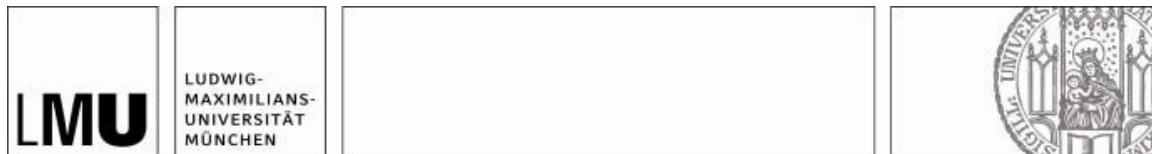
Ein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth (ZZMK (Carolinum) der Goethe-Universität Frankfurt am Main, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik) für seine kompetente und freundschaftliche Betreuung und die Unterstützung, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau PD Dr. med. dent. Christine Keul (Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik) für die ausgezeichnete Unterstützung und ihr kontinuierliches Engagement während des gesamten Zeitraums bedanken. Ihre umfangreiche Korrekturarbeit, der fachliche Rat und die inhaltlichen Anregungen waren mir eine große Hilfe.

Der Hanns-Seidel-Stiftung e. V. danke ich für die Auswahl als Promotionsstipendiatin und sowohl die finanzielle als auch ideelle Förderung.

Zuletzt danke ich meiner gesamten Familie und meinen Freunden, besonders meinen Eltern, meinem Bruder Lukas und Philipp, die mich während der gesamten Zeit meines Studiums und meinem Projekt Dissertation in jeglicher Hinsicht immer unterstützt und ermutigt haben.

## 10. Affidavit



### Eidesstattliche Versicherung

Schlögl, Kerstin

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**„Pilotstudie zur Genauigkeit von digitalen Abformungen in Abhängigkeit vom verwendeten Intraoralscanner und der Scanstrategie“**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 05.03.2024

Ort, Datum

Schlögl Kerstin

Unterschrift Doktorandin/Doktorand