

Aus der
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

**Der Einfluss der Scanstrategie
auf die Genauigkeit der digitalen Abformung
– eine In-vitro-Studie**

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

vorgelegt von

Harutyun Oberholzer

aus

Jerewan (Armenien)

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth
Mitberichterstatter:	PD Dr. Dalia Kaisarly
Mitbetreuung durch die promovierte Mitarbeiterin:	PD Dr. Christine Keul, M.Sc.
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	20.12.2023

Hinweise:

- 1) Die im folgenden Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises beziehungsweise des Zeichens ® sollte daher nicht abgeleitet werden, dass kein Schutz besteht.
- 2) Um die Lesbarkeit der vorliegenden Arbeit zu erleichtern, wurde auf eine zusätzliche Formulierung der weiblichen Form verzichtet. Die ausschließliche Verwendung der männlichen Form ist dabei explizit als geschlechtsunabhängig zu verstehen.

In Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	3
2. LITERATURÜBERSICHT	3
2.1 DIE VERSCHIEDENEN WORKFLOWS	3
2.2 KONVENTIONELLER WORKFLOW.....	5
2.2.1 Abformmaterialien	5
2.2.2 Abformtechniken.....	9
2.2.3 Modellherstellung.....	10
2.3 DIGITALER WORKFLOW	10
2.3.1 Computer aided impressioning (CAI)	11
2.3.2 Computer aided design (CAD).....	17
2.3.3 Computer aided manufacturing (CAM)	18
2.3.4 Subtraktive und additive Verfahren	18
2.4 VERGLEICH ZWISCHEN KONVENTIONELLER UND DIGITALER DIGITALISIERUNG.....	21
2.4.1 Behandlungsdauer	21
2.4.2 Be- und Verarbeitungsgeschwindigkeit	21
2.4.3 Reduktion von Fehlerquellen	22
2.5 UNTERSUCHUNGSMETHODEN UND EINFLUSSFAKTOREN ZUR GENAUIGKEIT VON IOS.....	23
2.5.1 Untersuchungsmethoden zur Genauigkeit von IOS	23
2.5.2 Einflussfaktoren zur Genauigkeit von IOS	25
3. ZIEL DER STUDIE.....	27
4. MATERIAL UND METHODE	28
4.1 REFERENZMESSUNG DES REFERENZKÖRPERS	29
4.2 DEFINITION DER FEATURES	29
4.3 DIREKTE DIGITALISIERUNG DES ANALYSEMODELLS.....	31
4.3.1 Scanstrategie 1-Hersteller (n = 20).....	31
4.3.2 Scanstrategie 2-Zick-Zack (n = 20).....	32
4.3.3 Scanstrategie 3-Sextanten (n = 20).....	34
4.4 REFERENZVERMESSUNG (REF) DES METALLSTEGS.....	35
4.5 DREIDIMENSIONALE ANALYSEN DER DATENSÄTZE	36
4.5.1 Lineare Parameter.....	36
4.5.2 Winkelparameter	37
4.6 STATISTISCHE AUSWERTUNG	37
5. ERGEBNISSE	39
5.1 TESTUNG DER LINEAREN ABWEICHUNGSPARAMETER AUF NORMALVERTEILUNG	39
5.2 DESKRIPTIVE STATISTIK.....	40
5.3 LÄNGENABWEICHUNG.....	41
5.4 VEKTORLÄNGE.....	42
5.5 VEKTORFEHLER AUF DER X-, Y- UND Z-ACHSE	44
5.6 WINKELPARAMETER	50
5.7 OBER- UND UNTERKIEFER IM VERGLEICH	56
5.7.1 Scanstrategie 1-Hersteller.....	56
5.7.2 Scanstrategie 2-Zick-Zack.....	56
5.7.3 Scanstrategie 3-Sextant	56

6. DISKUSSION	57
6.1 MATERIAL UND METHODE	57
6.2 ERGEBNISSE AKTUELLER STUDIEN	59
6.3 OBER-UND UNTERKIEFER.....	64
6.3.1 Oberkiefer.....	64
6.3.2 Unterkiefer.....	65
6.3.3 Vergleich zwischen Ober- und Unterkiefer.....	66
6.4 RELEVANZ DER STUDIE	67
7. ZUSAMMENFASSUNG	73
8. LITERATURVERZEICHNIS.....	75
9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	90
10. TABELLENVERZEICHNIS	91
11. DANKSAGUNG.....	92
12. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	93

1. Einleitung

Seit dem Beginn prothetischer zahnärztlicher Behandlungen bildet die konventionelle Abformung den ersten Arbeitsschritt. Auch wenn sie von der Mehrzahl der Patienten als sehr unangenehm wahrgenommen wird, war sie bisher für die Anfertigung einer prothetischen Versorgung unumgänglich [1].

Sowohl die eingesetzten Abformmaterialien als auch die Methoden und Techniken haben sich in den letzten Jahrhunderten weiterentwickelt [2]. Während lange Zeit mit Abformgips als Abformmaterial gearbeitet wurde, sind heute digitale Abformungen mit einem Intraoralscanner (IOS) möglich. Der durch den IOS generierte Datensatz kann danach anhand von computer aided design / computer aided manufacturing Technologien (CAD/CAM) für die Herstellung eines Zahnersatzes verwendet werden [3].

Die CAD/CAM-Technologie wurde ursprünglich für den Maschinenbau entwickelt, um die Herstellung und Verarbeitung von Werkstücken zu erleichtern [4]. Zunehmend finden diese neuen technologischen Möglichkeiten ihren Weg auch in die Zahnmedizin.

Bereits 1971 machte François Duret, der als Pionier der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin gilt, die ersten Versuche. Seit diesem Zeitpunkt wurden IOS und CAD/CAM-Systeme beständig weiterentwickelt. Im Jahre 1987 brachte die Firma Siemens, heute Sirona Dental Systems, nach dem Erwerb der Vermarktungslizenz der Cerec-Methode, das CAD/CAM-System „Cerec 1“ auf den Markt [5, 6]. Heute sind diverse IOS verschiedener Anbieter auf dem Markt verfügbar, die sich in ihrem Aufbau, ihrer Technik und Funktion zwar unterscheiden, aber doch alle das gleiche Ziel verfolgen, nämlich eine präzise digitale Wiedergabe der intraoralen Situation des Patienten zu ermöglichen [7].

2. Literaturübersicht

2.1 Die verschiedenen Workflows

Ein Workflow beschreibt die Abfolge von Arbeitsschritten, die für die Herstellung eines Zahnersatzes erforderlich sind. Dabei beeinflusst die Genauigkeit der Abformung des oralen Weich- und Hartgewebes des Patienten die Qualität des Zahnersatzes.

In der folgenden Abbildung 1 werden anhand eines Brückengerüsts zunächst die unterschiedlichen Arbeitsschritte der drei Workflow-Typen dargestellt: Konventioneller Workflow, digitaler Workflow und eine Kombination aus den beiden Workflows. Das Brückengerüst dient dabei als ein Beispiel, da sich mit der

CAD/CAM-Technologie unter anderem Kronen, Totalprothesen und Schienen herstellen lassen können. Bei allen oben genannten Versorgungungen wird das gleiche Prinzip der CAD/CAM-Technologie angewandt.

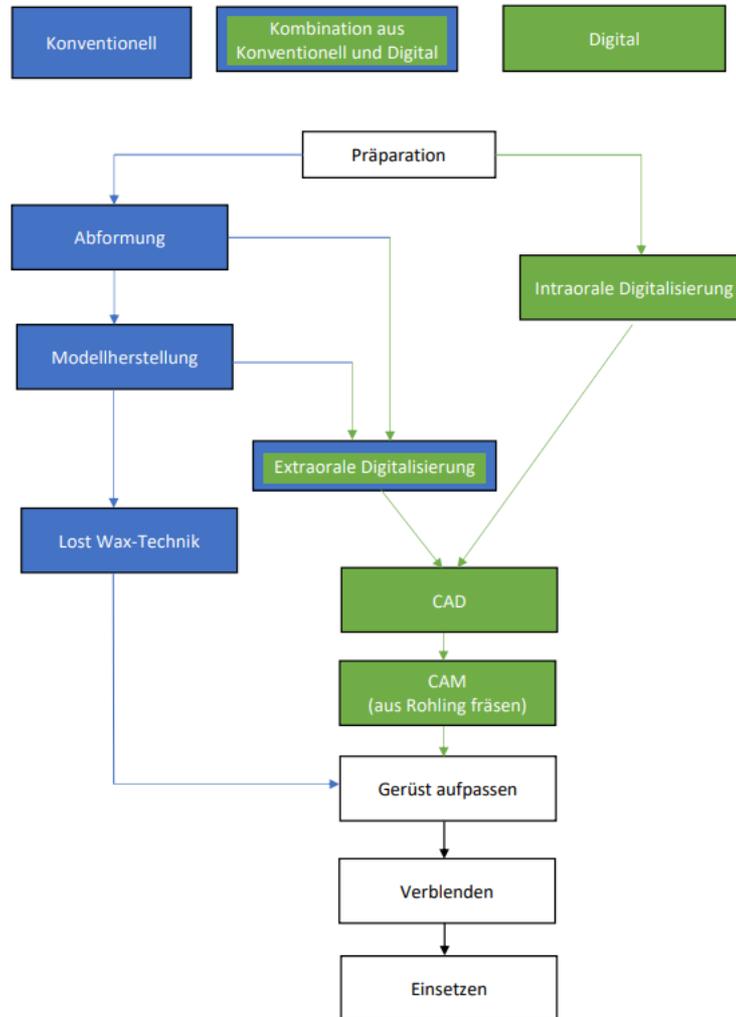


Abbildung 1: Workflow, eigene Darstellung

Grundsätzlich wird zwischen dem konventionellen und dem digitalen Workflow unterschieden. Der konventionelle Workflow setzt eine Abformung voraus, die zu einem physischen Gipsmodell führt. Beim Einsatz eines Intraoralscans als Teil des digitalen Workflows wird ohne eine Abformmasse ein digitales Modell generiert, das danach ähnlich wie beim physischen Gipsmodell über CAD/CAM-Technologien weiterbearbeitet werden kann. Ein Beispiel dafür ist das Trimmen des physischen Gipsmodells, das mit dem „Zurechtschneiden“ des generierten Datensatzes durch CAD/CAM vergleichbar ist. Der konventionelle Workflow nutzt demgegenüber die Lost-Wax-Technik für die Herstellung eines Gerüsts beziehungsweise die Silikonwall- und/oder Kuvettentechnik für Teil- und Totalprothesen [8].

Wenn das konventionell hergestellte Gipsmodell extraoral mit einem Scanner digitalisiert wird, dann können die weiterführenden Schritte im digitalen Workflow fortgesetzt werden. Dies bildet den Schnittpunkt zwischen dem konventionellen und dem digitalen Workflow, was auch als konventionell-digitaler Workflow bezeichnet wird.

2.2 Konventioneller Workflow

Beim konventionellen Workflow kann die Abformung mit verschiedenen Abformmaterialien und Abformtechniken durchgeführt werden. Dabei sind die Dimensionsstabilität, die Detailwiedergabe, die Reißfestigkeit, die Fließeigenschaft, die Verarbeitbarkeit, die Kosten und die Patientenverträglichkeit wichtige Parameter für die Auswahl des Abformmaterials [2].

2.2.1 Abformmaterialien

Alle Abformmaterialien lassen sich anhand ihrer physikalischen Eigenschaften in irreversibel (chemischer Aushärtvorgang unumkehrbar), reversibel (Aushärtvorgang durch thermische Änderung umkehrbar), plastisch (starr und somit unformbar) und elastisch (beweglich) unterteilen [2, 5, 6]. Die Tabelle 1 gibt eine Übersicht der Abformmaterialien.

Physikalische Eigenschaft	Abformmaterial	Untergruppe
Irreversibel starr	Abformgips Zinkoxid-Eugenol-Pasten Kunststoffe	
Reversibel starr	Kompositionsmassen Abformguttapercha	
Reversibel elastisch	Hydrokolloide	

Irreversibel elastisch	Alginat Elastomere	Polysulfide Polyether Silikone A-Silikone C-Silikone
---------------------------	-----------------------	--

Tabelle 1: Abformmaterialien, eigene Darstellung

Für die Herstellung von prothetischen Versorgungen werden vor allem die folgenden Abformmaterialien eingesetzt:

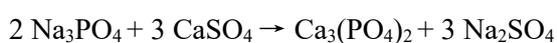
- Alginat
- Polyether
- Silikone (A- und C-Silikone)

Alginat

Alginat eignen sich besonders gut für Situationsabformungen und werden außerdem bei Patienten verwendet, deren Zähne einen hohen Lockerungsgrad aufweisen. Sie werden nicht für Präparationen verwendet, weil ihre Genauigkeit nicht ausreichend ist beziehungsweise dabei anderen Abformmaterialien gegenüber unterlegen sind [7]. Ein Vorteil der Alginat besteht darin, dass sie nach der Abbindereaktion weiterhin eine weiche Struktur aufweisen, wodurch das Risiko einer unerwünschten Zahnextraktion beim Abhebevorgang reduziert wird. Neben ihrem Einsatz zur Herstellung von Diagnosemodellen werden Alginatabformungen auch für die Herstellung von Interimsprothesen verwendet.

Alginat bestehen aus 15 % Estern der Alginsäure, 16 % Calciumsulfat, das als Reaktor dient, 4 % Zinkoxid, 3 % Kaliumtitanfluorid, 60 % Diatomeenerde, 2 % Natriumphosphat und 2 % Farb- und Geschmacksstoffen [9, 10].

Beim Abbinden kommt es zu einer chemischen Reaktion zwischen Natriumphosphat und Calciumsulfat nach der folgenden Reaktionsgleichung:



Die Nachteile von Alginaten sind eine geringe Dimensionsstabilität, eine hohe Reißfestigkeit, eine Beschränkung auf ein einmaliges Ausgießen und die Notwendigkeit einer sofortigen Weiterverarbeitung für die Abformung. Letzteres ist erforderlich, weil das Alginat bei geringer oder zu hoher Wassereinwirkung

entsprechend schrumpfen oder aufquellen kann, wodurch dann die Detailwiedergabe verfälscht werden könnte [10].

Polyether

In den 1960er Jahren wurde die Abformmasse Polyether vorgestellt, die aus einer Basismasse und einer Katalysatorpaste besteht. Die Basismasse enthält Polyether-Makromomere mit reaktionsfreudigen Ringgruppen, während die Katalysatorpaste kationische Starter enthält. Das Abbinden des Polyethers wird durch die kationischen Starter in der Katalysatorpaste initiiert, die sich mit den Ringgruppen verbinden. Dadurch wird die geöffnete Ringgruppe ebenfalls zu einem Kation, das dann mit weiteren Ringgruppen reagiert, wodurch es zu einer Kettenreaktion kommt [6].

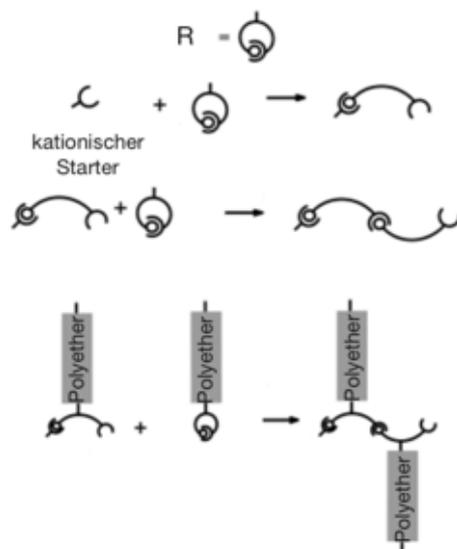


Abbildung 2: Abbindereaktion des Impregums in Anlehnung an [11]

In der Abbildung 2 wird vereinfacht der Ablauf der Abbindereaktion am Beispiel des Polyethers Impregum dargestellt (3M, Seefeld, Deutschland) [11]. Dabei steht R für die reaktionsfreudigen Ringgruppen in der Basispaste, die mit den kationischen Startern in der Katalysatorpaste eine Reaktion eingehen, was zum Abbinden des Impregums führt.

Die anorganischen Füllstoffe sind ausschlaggebend für die hohe Steifigkeit und die Dimensionsstabilität nach dem Abbinden des Polyethers. Während die Weichmacher die Viskosität beeinflussen, sind die Triglyceride maßgeblich für das thixotrope Verhalten. Thixotrope Materialien verfügen über eine Rheologie, bei der sie sich unter Druck verformen und bei fehlendem Druck in ihrer Position verharren. Durch den Kristallisationseffekt der Triglyceride bleibt die Masse bei fehlender

Kraftausübung stabil und ein dreidimensionales Netzwerk entsteht. Bei Krafteinwirkung kommt es zu einer Umstrukturierung der Kristalle, was zu einer höheren Fließfähigkeit des Polyethers führt (siehe Abbildung 3) [11].

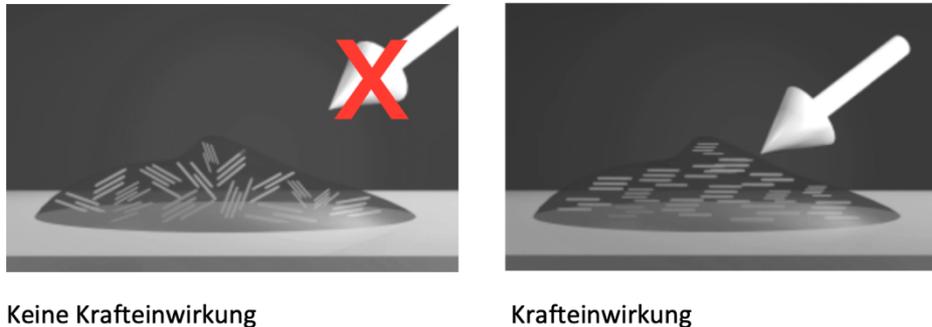


Abbildung 3: Verhalten von Impregum ohne Krafteinwirkung und mit Krafteinwirkung in Anlehnung an [11]

Polyether verhalten sich hydrophil und verfügen über eine hohe Dimensionsstabilität und eine genaue Detailwiedergabe. Daher wird Polyether insbesondere für Präzisionsabformungen benutzt [2, 12].

Dennoch sollte bei der Abformung die hohe Abzugskraft dieser Abformmasse berücksichtigt werden, um eine unerwünschte Zahnextraktion, insbesondere bei Zähnen mit einem hohen Lockerungsgrad, vermeiden zu können. Dafür können bei bestimmten Bereichen Wachsausblockungen vorgenommen werden oder es muss auf andere Abformmaterialien ausgewichen werden [6].

Silikone

Silikone, die auch als Polyvinylsiloxane (PVS) bezeichnet werden, sind seit Mitte der 1970er Jahre auf dem Markt verfügbar [5]. Sie bestehen aus Siloxanen, die aufgrund einer Polymerisationsreaktion eine lange Polymerkette bilden (siehe Abbildung 4) [2]. Dabei reagiert die Basispaste, die endständige Hydrosilan-Moleküle enthält, mit der Akzeptorpaste, die Siloxan-Oligomere enthält, unter der Einwirkung eines Katalysators, wie zum Beispiel Platin [13].

Bei den Silikonen wird in Abhängigkeit von der Vernetzungsreaktion zwischen A-Silikonen (Additions-Silikone) und C-Silikonen (Kondensations-Silikone) unterschieden. Bei den C-Silikonen, die 1955 eingeführt wurden, entsteht ein zusätzliches Produkt, wie beispielsweise Wasser oder Alkohol. Diese Nebenprodukte führen bei den C-Silikonen zu einer unerwünschten Schrumpfung, die wiederum die exakte Detailwiedergabe beeinträchtigt [2]. Allerdings kann die Schrumpfung über die Füllstoffanteile kompensiert werden. Je größer der Anteil der Füllstoffe ist, umso höher ist die Viskosität und umso geringer ist auch die Schrumpfung. Durch die verschiedenen Viskositäten der C-Silikone verfügen sie

über eine große Anwendungsbreite [6]. Bei den A-Silikon, die erst seit 1975 verfügbar sind, entsteht kein zusätzliches Produkt mehr [13].

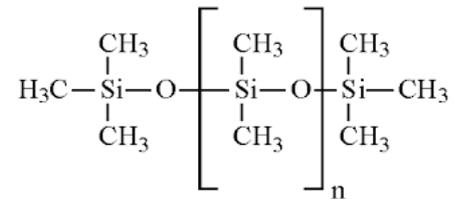


Abbildung 4: Allgemeine Strukturformel eines Silikons, eigene Darstellung

2.2.2 Abformtechniken

Die Qualität einer Abformung hängt vom Abformmaterial und von der Abformtechnik ab [5-7, 14, 15]. Weil das abzuformende Gebiet häufig unter Blut- und Speichleinwirkung steht, wodurch die Abformung negativ beeinflusst werden kann, sollte eine möglichst gute Abformtechnik angewandt werden [6, 7, 9, 12, 16].

Die gängigsten Abformtechniken wurden im Laufe der Zeit weiter verfeinert und können nach verwendeten Komponenten (Phasen) und Anzahl von Arbeitsschritten (Zeitigkeit) unterschieden werden.

Monophasenabformung

Bei der Monophasenabformung handelt es sich um eine einphasige und einzeitige Abformtechnik, mit der zum Beispiel Alginate und Polyether verarbeitet werden. Dabei wird nur eine Abformmasse verwendet beziehungsweise nur ein Arbeitsschritt mit nur einer verwendeten Komponente durchgeführt [17].

Doppelmischabformung

Bei diesem Verfahren werden mehrere elastische Abformmassen mit unterschiedlicher Viskosität eingesetzt. Mit dieser Technik werden PVS verarbeitet, wobei es sich um eine zweiphasige und einzeitige Abformtechnik handelt [6]. Dabei wird zuerst eine elastische Abformmasse mit geringer Viskosität entlang des Sulkus verteilt, während der Abformlöffel mit dem gleichen Abformmaterial mit höherer Viskosität aufgefüllt und im Mund appliziert wird [17]. Im Rahmen der Aushärtungsphase verbinden sich die beiden Abformmassen mit den unterschiedlichen Viskositäten [12].

Korrekturabformung

Die Korrekturabformung gehört zu den zweiphasigen und zweizeitigen Abformungen.

In der ersten Phase (Primärabformung) wird zunächst der Kiefer abgeformt. Diese Primärabformung wird danach an den Stellen ausgeschnitten, bei denen eine sehr genaue Wiedergabe der Situation erforderlich ist, wie zum Beispiel präparierte Zähne. Außerdem werden bei der Primärabformung Abflussrillen und unter sich gehende Bereiche ausgeschnitten. Durch das Ausschneiden dieser Bereiche wird das Eingliedern der Primärabformung in den Kiefer während der zweiten Phase (Sekundärabformung) erleichtert. Die Sekundärabformung erfolgt mit einer Abformmasse mit geringer Viskosität. Die Abflussrillen in der Primärabformung erleichtern den Abfluss der Abformungsmasse während der Sekundärabformung [18].

Die Schwierigkeit bei dieser Technik besteht in der Angemessenheit des bei der Sekundärabformung eingesetzten Drucks. Der Druck sollte so hoch sein, dass die Korrekturmasse in den Sulkus gepresst wird, um eine möglichst ideale Abformung zu ermöglichen. Er sollte aber auch nicht zu hoch sein, um keine Stauchung der Primärmasse zu erzeugen. Denn ein zu großer Anpressdruck könnte zu kleinen Stümpfen auf dem Gipsmodell führen, während ein zu geringerer Anpressdruck zu großen Stümpfen auf dem Gipsmodell führen könnte.

2.2.3 Modellherstellung

Die konventionelle Modellherstellung umfasst das Ausgießen der Abformungen mit Gips. Das ausgehärtete Meistermodell wird danach vom Zahntechniker für die Anfertigung des Zahnersatzes verwendet.

Für Meistermodelle eignet sich der Klasse IV Gips (Superhartgips) mit geringer Expansion, da er über Kantenfestigkeit, Genauigkeit und eine gute Verarbeitbarkeit verfügt. Für Gegenkiefer- und Situationsmodelle wird der kostengünstigere Klasse III Gips (Hartgips) verwendet [19-21].

2.3 Digitaler Workflow

Der digitale Workflow lässt sich wie folgt einteilen:

- Datenerfassung mittels CAI (computer aided impressioning)
- Datenbearbeitung mittels CAD (computer aided design)
- Fertigung mittels CAM (computer aided manufacturing)

2.3.1 Computer aided impressioning (CAI)

CAI bildet den Anfang des gesamten digitalen Workflows. In diesem Arbeitsschritt wird ein digitales 3D-Modell erzeugt und der dadurch gewonnene Datensatz bildet dann die Grundlage für die weiteren Arbeitsschritte. Dabei wird zwischen der direkten und der indirekten Digitalisierung unterschieden. Bei der direkten Digitalisierung wird direkt oral am Patienten mit einem IOS abgescannt. Wenn ein extraoraler Scan anhand eines Meistermodells durchgeführt wird, dann handelt es sich um eine indirekte Digitalisierung [22]. Dabei können neben einem IOS auch andere Geräte für eine extraorale Digitalisierung verwendet werden, wie zum Beispiel ein Laborscanner [22, 23]. Die indirekte Digitalisierung erfordert mehrere Einzelschritte von der konventionellen Modellherstellung bis zur extraoralen Digitalisierung, beginnend mit der Abformung über Desinfektion, Lagerung bis zum Ausguss in Gips, Gipsexpansion und final dem extraoralen Scannen. Gegenüber der direkten Digitalisierung mit einem IOS besteht hier insofern ein höheres initiales Fehlerpotential [7, 24, 25].

Für die Generierung des 3D-Modells gibt es die folgenden Techniken:

- Taktile Digitalisierung
- Optische Digitalisierung
- Radiologische Digitalisierung

Taktile Digitalisierung

Die Abbildung 5 veranschaulicht die taktile Messtechnik anhand des Zeiss-Messgeräts [26]. Sie kann nur extraoral durchgeführt werden. Dabei wird das zu digitalisierende Objekt Punkt für Punkt von einem Tastkörper erfasst (Scan), aus dem anschließend durch die jeweilige Software ein digitales 3D-Modell erstellt wird. Die Vorteile dieses Verfahrens sind die hohe Genauigkeit von 1 µm bei idealen Bedingungen und die Unempfindlichkeit gegenüber Reflexionen, da sie keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Messung haben. Ein Nachteil der taktile Digitalisierung ist allerdings der besonders hohe Zeitaufwand für einen Scan.



Abbildung 5: Zeiss-Messgerät in Anlehnung an [26]

Optische Digitalisierung

Die optischen Messtechniken verlaufen alle berührungslos. Das System benötigt dafür keinen Tastsensor, sondern nur eine Lichtquelle und einen Sensor. Im Unterschied zur taktilen Messtechnik werden bei der optischen Messtechnik ganze Flächen gescannt und nicht nur einzelne Punkte. Deshalb verläuft dieser Arbeitsschritt schneller. Die Messgenauigkeit variiert je nach Hersteller und den jeweiligen Bedingungen. Dabei können extraoral Werte von circa 20 μm und intraoral circa 25 μm erreicht werden [27-29]. Die Nachteile der optischen Messtechnik sind die Empfindlichkeit gegenüber Transparenz und Reflexionen, die die Messgenauigkeit negativ beeinflussen können [30].

Die optische Digitalisierung erfolgt anhand des Triangulationsprinzips, der konfokalen Messtechnik, der active wavefront sampling und der optischen Kohärenztomografie.

Triangulationsprinzip

Das Triangulationsprinzip basiert auf mathematischen Berechnungen, die sich auf den Satz des Pythagoras beziehen und kann mit den trigonometrischen Funktionen erläutert werden.

Die folgende Abbildung 6 soll dabei der Veranschaulichung dienen:

Ein Laser (blauer Kreis) strahlt einen Punkt auf das Messobjekt (gelber Stern). Das dort reflektierte Licht trifft mit einem bestimmten Winkel auf das Empfangselement beziehungsweise die Kamera (schwarzes Hexagon). Da die Winkel α und β bekannt sind und der Abstand c zwischen dem Laser und der Kamera festgelegt ist, kann der Objektpunkt berechnet werden [31].

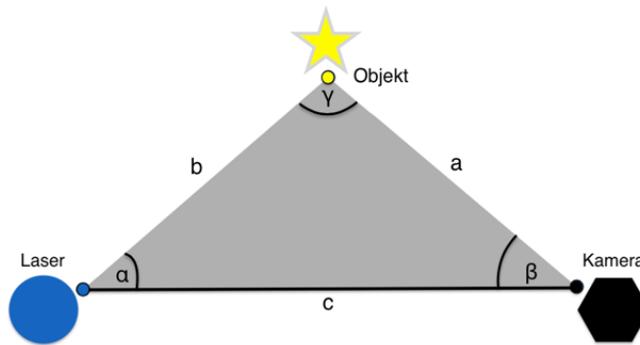


Abbildung 6: Triangulationsprinzip, eigene Darstellung in Anlehnung an [29]

Konfokale Messtechnik

Die konfokale Messtechnik (siehe Abbildung 7) basiert auf einem Lichtstrahl, der durch eine Anregungslochblende und eine Linse punktförmig gebündelt auf das zu scannende Objekt gestrahlt wird [32, 33]. Das Objekt reflektiert den Lichtstrahl, der erneut über die Linse gebündelt wird, auf den Strahlteiler, der dann durch die Detektorblende auf den Detektor trifft. Lediglich die scharfgestellten beziehungsweise im Brennpunkt liegenden Bereiche (Fokusbereich) werden von dem Detektor erfasst. Das reflektierte Licht außerhalb des Fokusbereichs wird von der Detektorblende abgehalten. Aus diesen Informationen konstruiert die entsprechende Software ein 3D-Volumenmodell.

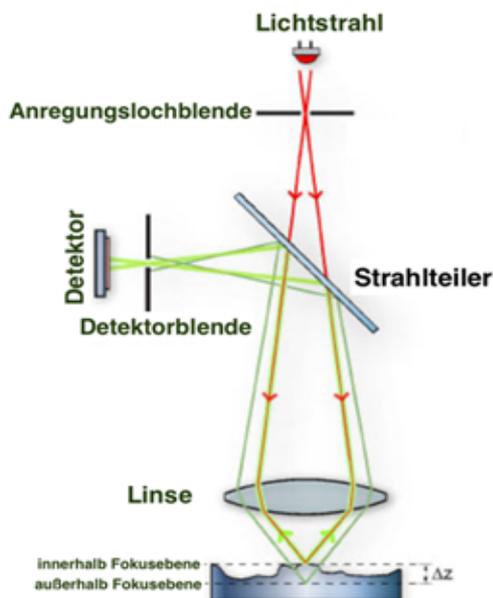


Abbildung 7: Konfokale Messtechnik, eigene Darstellung in Anlehnung an [33]

Active Wavefront Sampling

Diese Technik basiert auf mehreren Kameras mit je zwei Blenden, die mehrere Fotos des Objekts aus verschiedenen Perspektiven aufnehmen (siehe Abbildung 8) [33].

Weil die Kameras jeweils zwei Blenden mit einem definierten Abstand zueinander haben und auch die Abstände der Kameras zueinander bekannt sind, können die erhobenen Datensätze des Detektors (Durchmesser des blinden Flecks) bearbeitet und danach zu einem 3D-Volumenmodell digitalisiert werden [34].

Bei dieser Technik wird das zu scannende Objekt mit kurzwelligem blauem Licht bestrahlt. Das Licht wird dabei vom Scanobjekt reflektiert, durch die Linse gebündelt und durch eine Lochblende mit dezentraler und um 360° drehbaren Öffnung auf dem Detektor abgebildet. Dieser Prozess wird in mehreren Positionen der Lochblende durchgeführt, sodass auf dem Detektor jedes Mal ein Punkt erfasst wird. Wenn sich das Scanobjekt in der Fokusebene befindet, dann entsteht zu jedem Zeitpunkt und in jeder Position der Lochblende stets ein scharfer Punkt auf dem Detektor. Befindet sich das Scanobjekt dagegen außerhalb der Fokusebene, dann ergeben sich in Abhängigkeit von der Position der Lochblende mehrere Punkte. Wenn diese Punkte verbunden werden, dann ergeben sie zusammen einen Durchmesser (d) des unscharfen Flecks.

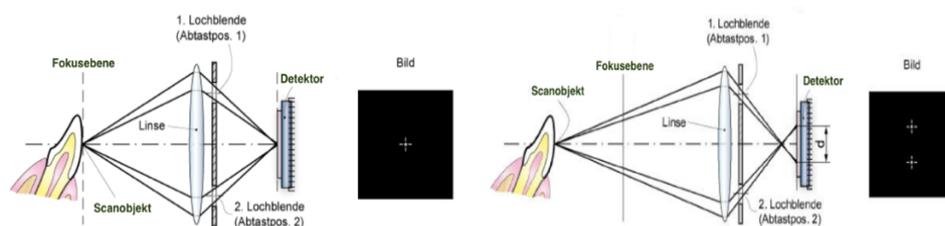


Abbildung 8: Active Wavefront Sampling, eigene Darstellung in Anlehnung an [33]

Optische Kohärenztomographie

Die optische Kohärenztomografie funktioniert so ähnlich wie die Sonografie (Ultraschall), wobei hier anstelle von Schall Licht eingesetzt wird (siehe Abbildung 9). Der von der Lichtquelle (grüner Kreis) kommende Lichtstrahl wird dabei in zwei Lichtstrahlen geteilt. Während der eine Lichtstrahl auf das zu scannende Objekt (gelber Stern) gelenkt wird, durchläuft der andere Lichtstrahl eine Referenzstrecke (blaues Rechteck). Bei diesem Verfahren wird die zeitlich geringe Kohärenzlänge von Licht genutzt. Laufzeitunterschiede zwischen zwei Lichtstrahlen, die aus derselben Quelle stammen, führen zu einem Interferenzmuster. Der vom zu scannenden Objekt reflektierte Lichtstrahl wird mit dem Referenzlicht überlagert und zum Detektor (grauer Zylinder) geleitet, wodurch ein Interferenzsignal entsteht. Anhand der Interferenzsignale können anschließend die verschiedenen Strukturen des gescannten Objekts voneinander unterschieden werden. Durch das Scannen aus

verschiedenen Perspektiven entstehen dabei letztlich 3D-Bilder, die mit einer Software digitalisiert werden können [32].

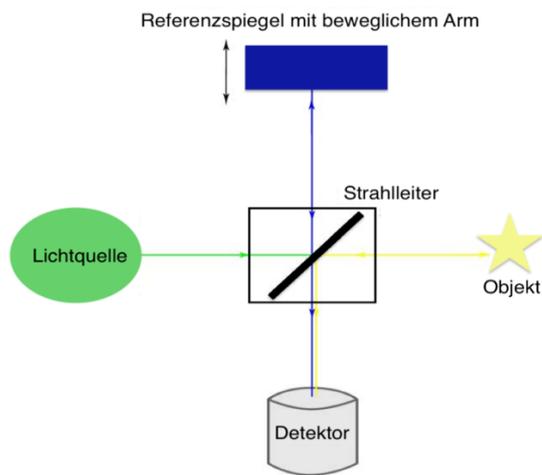


Abbildung 9: Kohärenztomographie, eigene Darstellung in Anlehnung an [35]

Die Tabelle 2 liefert einen Überblick über einige IOS, geordnet nach den verschiedenen Messtechniken [36-38].

Messtechnik	Intraoralscanner	Hersteller
Triangulation	CEREC Omnicam CEREC BlueCam CS 3500 CS 3600 CS 3700 i500 DWIO	Sirona Dental Systems Sirona Dental Systems Carestream Dental Carestream Dental Carestream Dental Carestream Dental Dental Wings
Konfokale Mikroskopie	CEREC Primescan iTero Element Trios 2 Trios 3	Sirona Dental Systems Align Technology 3Shape 3 Shape
Active Wavefront Sampling	True Definition Scanner	3M Espe
Optische Kohärenztomographie	E4D	D4D Technologies

Tabelle 2: Intraoralscanner, eigene Darstellung

Radiologische Digitalisierung

Mit der digitalen Volumetomographie (DVT) können wichtige Hartgewebsverhältnisse dargestellt werden, wie zum Beispiel die vertikalen und horizontalen Knochenverhältnisse, die Lage der Kieferhöhle und der Verlauf des Nervus alveolaris inferior.

Bei der radiologischen Digitalisierung wird durch eine DVT-Aufnahme eine Digital Imaging and Communications-Datei (DICOM-Datei) generiert, die danach mit einer Software in eine surface tessellation language Datei (STL-Datei) übersetzt wird. Ein STL-Datensatz beschreibt die Oberfläche von 3D-Körpern anhand von Dreiecksfacetten. Die Übersetzung der DICOM-Datei des DVTs in eine STL-Datei dient einer Weiterverarbeitung der Datensätze durch CAD/CAM.

Die Limitationen der DVT sind unter anderem metallische Konstruktionen, wie zum Beispiel Kronen, Brücken und Implantate, die zu Artefakten führen können und der schlechte Weichteilkontrast (Gingiva). Eine Möglichkeit zur Verringerung dieser Limitationen der DVT ist eine Überlagerung des IOS-Datensatzes mit dem DVT-Datensatz [39].

Die radiologische Digitalisierung kann sowohl direkt als auch indirekt durchgeführt werden. Das direkte Verfahren am Patienten wird zum Beispiel bei geführten Implantationen mit einer Bohrschablone eingesetzt. Dabei wird der STL-Datensatz vom Kiefer, der entweder direkt durch einen IOS oder indirekt durch eine konventionelle Abformung und einen Laborscanner generiert wurde, mit dem Datensatz der DVT zusammengesetzt [39]. Dadurch kann die optimale Position des Implantats hinsichtlich der Achsen, der Tiefe und unter Berücksichtigung des Hart- und Weichgewebes bestimmt werden. Danach kann mit einem CAD/CAM-System die Bohrschablone hergestellt werden.

Beim indirekten Verfahren können durch die DVT anhand einer Abformung oder eines Gipsmodells 3D-Modelle generiert werden. *Robben et al.* untersuchten die indirekte Methode an einem Gipsmodell mit verschiedenen DVT-Geräten (CS 9300 (Carestream), CS 9300 Select (Carestream), CS 8100 3D (Carestream), Promax 3D Mid (Planmeca) und Whitefox (Acteon)) und mit acht Scanmodi. Dabei bestimmten sie unter anderem den Intermolarenabstand (IMW) anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen (MW \pm SD). Bis auf den Promax 3D Mid (IMW MW \pm SD: $-126,1 \mu\text{m} \pm 4,8 \mu\text{m}$) lagen die Abweichungen im tolerablen Bereich von $120 \mu\text{m}$. Whitefox (IMW MW \pm SD: $5,5 \mu\text{m} \pm 5,7 \mu\text{m}$), CS 9300 (IMW MW \pm SD: $-15 \mu\text{m} \pm 7,4 \mu\text{m}$), CS 8100 3D (IMW MW \pm SD: $-81,2 \mu\text{m} \pm 7,4 \mu\text{m}$) und CS 300 Select

(IMW MW \pm SD -82,2 μ m \pm 6,6 μ m) sind daher für das Digitalisieren von Gipsmodellen ohne zusätzliche Geräte geeignet [40].

Allerdings sollten Risiken und Nutzen der radiologischen Digitalisierung beim direkten Einsatz, also bei der Bestrahlung der Patienten mit Röntgenstrahlen, kritisch bewertet werden und zwar vor allem im Vergleich mit alternativen Verfahren.

2.3.2 Computer aided design (CAD)

Unabhängig davon, mit welchem Verfahren die Digitalisierung (CAI) durchgeführt wird, werden diese Daten im nächsten Schritt in einem entsprechendem CAD-System verarbeitet. Dabei geht es sowohl um die Bearbeitung des Modells selbst als auch um die Modellierung eines Zahnersatzes.

Zu Beginn der CAD/CAM-Technologie wurden zunächst geschlossene Systeme (closed-System) eingesetzt, sodass die Soft- und die Hardware aller Produkte (CAI, CAM und CAD) jeweils von demselben Unternehmen stammten (siehe Abbildung 10). Ein Datenaustausch zwischen den Produkten der unterschiedlichen Anbieter war dabei nicht möglich.

Heutzutage ist eine Tendenz zu den offenen Systemen (open-System) zu erkennen, bei denen im Unterschied zu den closed-Systemen Zahnärzte und Lieferanten (Zahntechniker, Labore und Fräszentren) mit IOS und CAD/CAM-Systemen von verschiedenen Anbietern zusammenarbeiten können. Diese Flexibilität schafft einen bereiten Markt, auf dem die Beteiligten lokal, national oder sogar international miteinander arbeiten können. Dadurch können Preisunterschiede genutzt und/oder Kapazitätsauslastungen der Lieferanten ausgeglichen werden, sofern ein vergleichbarer Qualitätsstandard angenommen werden kann.

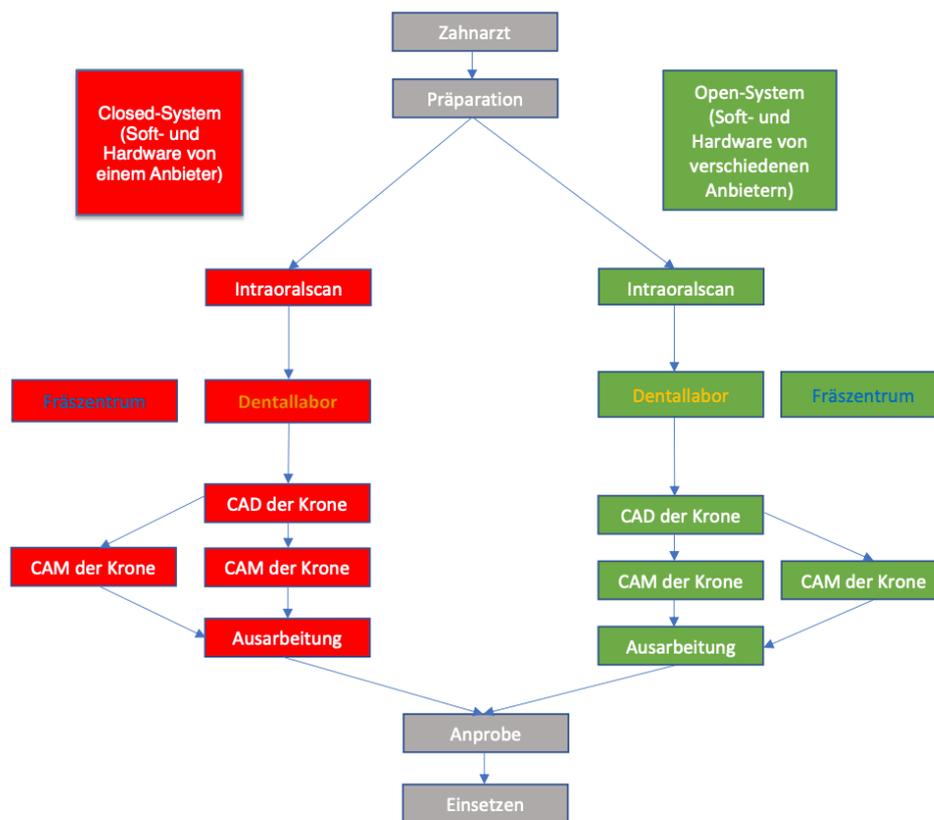


Abbildung 10: Closed und open-System, eigene Darstellung

2.3.3 Computer aided manufacturing (CAM)

Nach Digitalisierung (CAI), Bearbeitung und Modellierung einer prothetischen Restauration (CAD) erfolgt im letzten Schritt des digitalen Workflows die Fertigung mittels CAM-Technologien. Bei CAM-Techniken wird zwischen additiven und subtraktiven Verfahren unterschieden. Da der Fokus der vorliegenden Arbeit auf CAI liegt, werden in folgenden Abschnitten die verschiedenen Verfahren der CAM der Vollständigkeit halber nur kurz beschrieben.

2.3.4 Subtraktive und additive Verfahren

Beim subtraktiven Fertigungsverfahren wird das Werkstück durch Schleifen, Fräsen und Drehen erstellt, wobei simultan drei bis fünf Achsen-Frässysteme eingesetzt werden (siehe Abbildung 11). Die Frässpindel wird dabei in drei Freiheitsgraden und das Werkstück in zwei Achsen bewegt. Ein Frässystem mit drei Achsen ist für Standardarbeiten in der Regel ausreichend. Bei komplexen Restaurationen, wie zum Beispiel bei divergierenden Stümpfen, werden dagegen fünf Achsen benötigt.

Subtraktive Verfahren verwenden Blanks aus verschiedenen Materialien, wie zum Beispiel Wachs, Metalle verschiedener Legierungen, Zirkonoxid, Keramik und

Kunststoffe, aus denen das gewünschte Werkstück herausgeschliffen wird. Die Nachteile dieses Verfahrens sind zum einen der hohe Materialverbrauch durch notwendige Stabilisatoren, Mindestabstände und zum anderen ein hoher Schleifkörperverbrauch sowie leichte Ungenauigkeiten aufgrund von minimalen Vibrationen, die durch die Schleif-, Fräs- und Drehbewegungen entstehen können [41-43].



Abbildung 11: Subtraktive Verfahren in Anlehnung an [44]

Die American Society for Testing and Materials (ASTM) definiert additive Fertigungsverfahren wie folgt [45]:

„The process of joining materials to make objects from 3D model data, usually layer upon layer, as opposed to subtractive manufacturing methodologies.“

Additive Fertigungsverfahren zeichnen sich also dadurch aus, dass die Objekte Schicht für Schicht aufgebaut werden [46-50]. Dabei werden die folgenden Verfahren unterschieden:

- Stereolithography (SLA)
- Fused deposition modelling (FDM)
- Selective electron beam melting (SEBM)
- Selective laser sintering/melting (SLS/SLM)

Fertigungsstandort

Beim digitalen Workflow kann hinsichtlich des Fertigungsstandorts zwischen einer chairside- und labside-Versorgung unterschieden werden. Eine chairside-Versorgung erfolgt vor Ort und daher „neben dem Behandlungsstuhl“. Sie umfasst

also die komplette Versorgung durch den Behandler, bei der alle Workflowschritte (CAI, CAD und CAM) durchgeführt werden.

Ein Vorteil dieser Versorgungsvariante besteht darin, dass gegebenenfalls zusätzliche Arbeitsschritte wie bei einer labside-Versorgung entfallen und somit geringere Kosten entstehen. Beispielhaft kann bei einer chairside-Versorgung auf die Anfertigung eines Provisoriums für eine Krone verzichtet werden, da die Krone selber vor Ort und nicht erst nachträglich in einem Dentallabor (wie bei einer labside-Versorgung) hergestellt werden kann. Diesen Vorteilen sind allerdings zu Beginn höhere Beschaffungskosten, laufende Lizenzgebühren, Einarbeitungsaufwand (Lernkurve) und Materialkosten gegenüberzustellen. Ein weiterer Nachteil ergibt sich durch die limitierte Einsatzbreite, wie zum Beispiel bei subgingivalen Präparationen oder ästhetisch komplexen prothetischen Restaurationen [36, 51, 52].

Während die chairside-Versorgung vor allem für monolithische Restaurationen eingesetzt wird, die teilweise durch das Bemalen individualisiert werden können, wird bei komplexeren Restaurationen, wie zum Beispiel bei ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnrestaurationen, eine labside-Versorgung favorisiert. Diese Form der Versorgung ist durch die Zusammenarbeit des Behandlers mit einem oder mehreren Dienstleistern bestimmt (Zahntechniker, Dentallabor und/oder Fräszentrum) gekennzeichnet.

Bei einem typischen Ablauf einer labside-Versorgung werden die mit einem IOS erstellten Datensätze durch einen verschlüsselten Online-Datenversand an das Labor weitergeleitet. Das Labor bearbeitet diesen Datensatz mittels CAD-Technologie und erstellt (CAM-Technologie) anschließend im eigenen Labor die Restauration oder lässt sie in einem Fräszentrum fräsen. Im Anschluss daran kann der bearbeitende Zahntechniker weitere Individualisierungsoptionen vornehmen, wie zum Beispiel eine Verblendung der Restauration bei ästhetisch komplexen Fällen. Ein Vorteil der labside-Versorgung für den Behandler besteht darin, dass nach dem Scannen das Dentallabor den weiteren Ablauf übernimmt und/oder koordiniert, sodass er sich weiteren Behandlungen widmen kann [53].

Diese Form der Arbeitsteilung bei einer labside-Versorgung führt allerdings trotz einer schnellen Datenübermittlung via Internet zu längeren Wartezeiten bei der Fertigstellung der vorgesehenen Restauration. Eine labside-Versorgung ist daher zeit- und kostenintensiver als eine chairside-Versorgung.

2.4 Vergleich zwischen konventioneller und digitaler Digitalisierung

Die Vor- und Nachteile einer intraoralen Digitalisierung gegenüber einer konventionellen Vorgehensweise können anhand der folgenden Kriterien bewertet werden:

- Behandlungsdauer
- Be- und Verarbeitungsgeschwindigkeit
- Reduktion von Fehlerquellen

2.4.1 Behandlungsdauer

Nach einer In-vivo-Studie von *Gan et al.* dauerte eine digitale Abformung des gesamten bezahnten Oberkiefers (Hart- und Weichgewebe) 4 min 58 s ± 1 min 17 s (verwendet wurde TRIOS POD, 3 Shape, Copenhagen, Dänemark), während eine konventionelle Abformung mit einem PVS (Honigum Putty/Light, DMG, Hamburg, Deutschland) durch eine Korrekturabformung (two-step putty-wash method) 7 min 30 s dauerte [54]. Diese Einschätzung der Scans deckt sich mit den Ergebnissen mehrerer anderer Autoren [1, 55]. Während darüber hinaus bei einer unzureichenden Datenerfassung ein segmentaler Re-Scan möglich ist, ist bei einer konventionellen Abformung eine völlig neue Abformung nötig, was wiederum mit einem höheren Zeit- und Kostenaufwand verbunden ist [28].

2.4.2 Be- und Verarbeitungsgeschwindigkeit

Die Vorteile sind hier vielfältig, hängen aber zum Teil davon ab, ob die notwendigen Arbeiten chairside oder labside durchgeführt werden.

Bei einer chairside-Versorgung kann eine restaurative Standardversorgung, wie zum Beispiel eine Keramikkrone, mittels CAD/CAM modelliert und binnen 30 min herausgefräst werden. Wegen der zeitnahen Versorgung kann man dabei auch von einer höheren Kundenzufriedenheit ausgehen [36, 51, 56].

Beim labside-Workflow, der vor allem bei größeren und komplexeren Arbeiten verwendet wird, kann die postalische Übermittlung etwa von Arbeitsmodellen und Bissregistraten durch eine verschlüsselte Online-Datenübertragung verkürzt werden. Der Online-Versand bietet außerdem die Möglichkeit einer Weiterleitung der Daten an Dritte. Dies könnte etwa dann erforderlich sein, wenn der beauftragte Zahntechniker ein nachgelagertes Fräszentrum in die Fertigstellung einbeziehen möchte [36, 51].

Darüber hinaus ermöglichen die modernen CAD/CAM-Systeme auch ein zeitgleiches Betrachten und Bearbeiten der Daten (Online-Kollaboration) durch den Behandler und den Zahntechniker, ohne dass sie dafür an einem gemeinsamen Ort

sein müssten. Dadurch kann der Zeitaufwand für Nachfragen bei Unklarheiten reduziert werden.

2.4.3 Reduktion von Fehlerquellen

Die intraorale Digitalisierung birgt das Fehlerpotenzial, dass beim Scannen der Kiefer die Hart- und Weichteile nicht vollständig oder nicht genau genug erfasst werden können. Diese Fehlerquelle wurde jedoch von den Herstellern bereits erkannt. Deshalb weisen moderne IOS-Systeme, wie zum Beispiel Trios 3 Wireless Scanner, den Behandler auf unzureichend gescannte Areale hin, sodass sie ausgeschnitten und nochmal gescannt werden können (segmentaler Re-Scan). Außerdem können Behandler und Zahntechniker in einer direkten Online-Kollaboration ohne Zeitverzögerung die gescannten Daten gemeinsam einschätzen und gegebenenfalls kritische Regionen bildlich vergrößern und/oder markieren [57]. Durch den Einsatz einer intraoralen Digitalisierung können, die mit der konventionellen Abformung verbundenen Fehlerquellen, teilweise oder vollständig ausgeschlossen werden [28, 29, 58-61]. Im Folgenden werden einige Beispiele dafür genannt:

- Beim Abformen besteht eine potenzielle Fehlerquelle etwa in einem fehlerhaften Mischungsverhältnis des Abformmaterials.
- Bei der Lagerung von Gips oder Gipsmodellen ergibt sich eine potenzielle Fehlerquelle durch das hygroskopische Verhalten von Gips.
- Beim Ausgießen der Modelle kann es als potenzielle Fehlerquelle zu einer Bläschenbildung im Gips kommen.
- Das Einartikulieren ist mit der potenziellen Fehlerquelle der Gipsexpansion verbunden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die konventionelle Abformung, trotz der verschiedenen Vor- und Nachteile der digitalen Abformung, nach heutigem Kenntnisstand weiterhin der Goldstandard für Ganzkieferabformungen ist, was auf die hohe Genauigkeit zurückzuführen ist [28, 58].

Die digitale Abformung ist nicht für jede Restauration eine Option, wie zum Beispiel bei infragingivalen und subgingivalen Präparationsgrenzen oder Ganzkieferabformungen für eine Einzelzahnkrone. Dennoch ist sie bei vielen Restaurationsmöglichkeiten mit der konventionellen Abformung vergleichbar und bildet insofern eine Alternative [28, 59]. Darüber hinaus ist auch ein klarer Trend hinsichtlich eines verstärkten Einsatzes des digitalen Workflows zu erkennen. Angehende Zahnmediziner haben ein großes Interesse daran, diese Technologie in ihrer zukünftigen Laufbahn zu etablieren [60]. So zeigte eine Studie von

Zimmermann *et al.*, in der Zahnmedizinstudenten befragt wurden, dass die Befragten zu 95 % Interesse an einer Integration der CAD/CAM-Technologie in das 5. klinische Jahr des Studiums haben [61].

2.5 Untersuchungsmethoden und Einflussfaktoren zur Genauigkeit von IOS

Der Begriff der Genauigkeit kann durch die Parameter Richtigkeit und Präzision definiert werden. Auch wenn die Begriffe Richtigkeit und Präzision fälschlicherweise synonym verwendet werden, können sie doch klar voneinander unterschieden werden. Bei der Richtigkeit geht es darum, inwieweit die Messwerte mit dem Zielwert übereinstimmen. Je mehr Messwerte im Bereich des Zielwertes liegen, umso größer ist die Richtigkeit. Die Präzision gibt demgegenüber an, inwieweit die Messwerte untereinander abweichen. Je kleiner die Abweichungen der Messwerte untereinander sind, umso präziser ist die Methode. Die Abbildung 12 veranschaulicht Richtigkeit und Präzision anhand einer Zielscheibe. Der blaue Kreis zeigt das Trefferfeld und der rote Kreis das Zielfeld. Nur dann, wenn sowohl die Präzision als auch die Richtigkeit hoch sind, besteht eine hohe Genauigkeit.

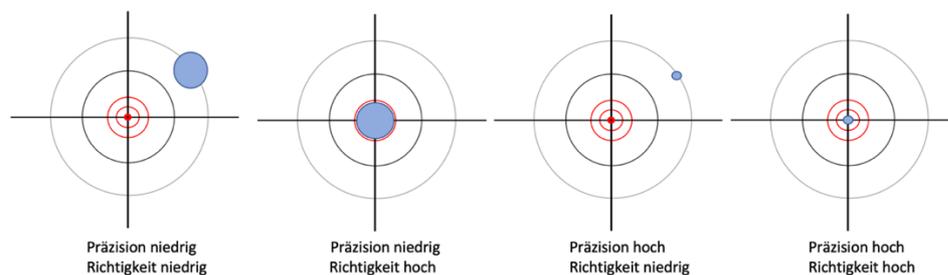


Abbildung 12: Präzision und Richtigkeit, eigene Darstellung

2.5.1 Untersuchungsmethoden zur Genauigkeit von IOS

In der Literatur gibt es unterschiedliche Ansätze, um die Genauigkeit von IOS zu messen. Eine davon ist die Überlagerungsmethode mittels Best-Fit. Beim Best-Fit Verfahren wird der gescannte Datensatz mit einem Referenzdatensatz überlagert, um danach mit einer Analysesoftware, wie zum Beispiel Geomagic Control 15, die Abweichungen zu ermitteln.

Kuhr et al. verwendeten als Referenz vier 5 mm (Durchmesser) starke V2A-Metallkugeln [29]. Dieses Verfahren eignet sich vor allem für In-vivo- und In-vitro-Studien. Die Metallkugeln werden dabei mit einer Positionierungsplatte und Komposit auf zwei Molaren und zwei Prämolaren innerhalb eines Kiefers fixiert. Da sowohl der Abstand als auch der Winkel zu den verschiedenen Metallkugeln zueinander festgelegt sind, können durch eine Überlagerung des generierten

Datensatzes mit dem Referenzmodell die realen Längen und Winkelabweichungen ermittelt werden.



Abbildung 13: Methode nach *Kuhr et al.*, in Anlehnung an [29]

Güth et al. verwendeten dagegen einen Metallsteg als Referenzmodell, der über festgelegte Punkte, Linien, Ebenen und Winkel verfügt [3]. Die gemessenen Werte des generierte Datensatz können mit dem Referenzmodell verglichen werden. Dabei können die Abweichungen der Parameter in der X-, Y- und Z-Achse, der Längen, der Vektorlängen und der Winkel untersucht werden.

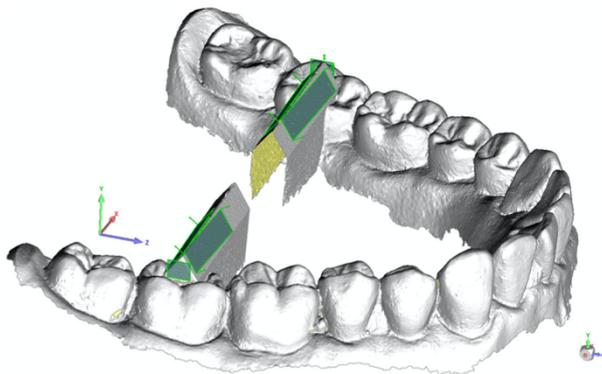


Abbildung 14: Methode nach *Güth et al.*, in Anlehnung an [3]

Van der Meer et al. verwendeten ein Gipsmodell mit drei Polyetheretherketon (PEEK)-Zylindern (regiones 46, 36 und 41) als Referenzpunkte [66].

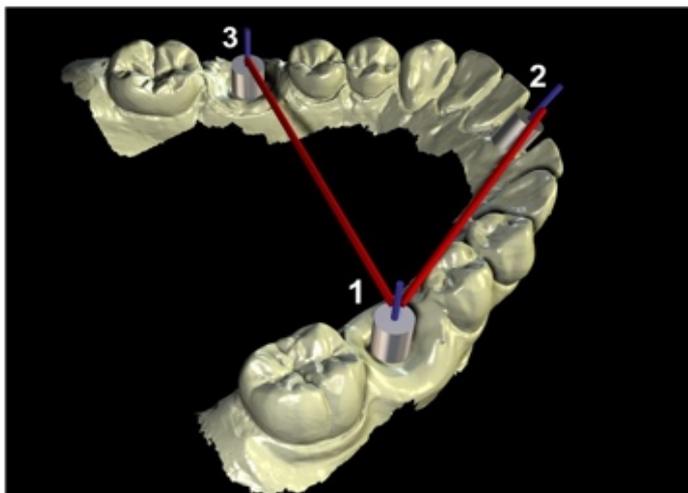


Abbildung 15: Methode nach *Van der Meer et al.*, in Anlehnung an [66]

2.5.2 Einflussfaktoren zur Genauigkeit von IOS

In mehreren Studien wurde auf die Abhängigkeit der Richtigkeit und Präzision der digitalen Rekonstruktion von der Scanstrategie hingewiesen [7, 62-64]. Eine hohe Genauigkeit ist von entscheidender Bedeutung, da dadurch die Ungenauigkeiten der finalen Rekonstruktion verringert werden können. Die Genauigkeit des Scans bildet insofern den initialen Schritt für passgenaue Rekonstruktionen [63, 64, 68].

In einer Studie von *Müller et al.* wurde der Trios Pod Scanner im Oberkiefer anhand verschiedener Scanstrategien (A: erst bukkal, dann okklusal und palatinal zurück; B: erst okklusal, dann palatinal und bukkal zurück; C: Zick-Zack) auf Richtigkeit und Präzision untersucht [64]. Obwohl kein signifikanter Unterschied bezogen auf die Richtigkeit vorlag, erzielte die Scanstrategie B aufgrund des signifikanten Unterschieds hinsichtlich der Präzision die bessere Genauigkeit. Die Werte lagen dabei bei $17,1 \mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$ für die Richtigkeit und $7,9 \mu\text{m} \pm 5,6 \mu\text{m}$ für die Präzision. Bei der Scanstrategie A wurden dagegen eine Richtigkeit von $17,9 \mu\text{m} \pm 16,4 \mu\text{m}$ und eine Präzision von $35,0 \mu\text{m} \pm 51,1 \mu\text{m}$ erreicht. Die Scanstrategie A erzielte also den niedrigsten beziehungsweise schlechtesten Wert bei der Präzision im Vergleich mit den anderen Scanstrategien. Die Scanstrategie C erreichte eine Richtigkeit von $26,8 \mu\text{m} \pm 14,7 \mu\text{m}$ und war damit die Scanstrategie mit dem niedrigsten beziehungsweise schlechtesten Wert bei der Richtigkeit. Der Wert für die Präzision lag bei $8,5 \mu\text{m} \pm 6,3 \mu\text{m}$ und war damit ähnlich wie bei der Scanstrategie B.

Neben der Scanstrategie wurden auch Studien zur Kieferanatomie und ihre Auswirkung auf die Genauigkeit durchgeführt. *Anh et al.* untersuchten in ihrer Studie anhand von zwei IOS (iTero und Trios), ob die Genauigkeit reduziert wird, wenn anstatt eines „idealen“ Modells ohne Zahnfehlstellungen Modelle mit verschiedenen Graden des Engstands gescannt werden [62]. Sie konnten in ihrer Studie keinen signifikanten Unterschied feststellen ($p > 0,05$). Außerdem konnten sie nachweisen, dass eine Änderung des Scanprotokolls (Start und Stoppunkt vertauscht) zu einer Verschlechterung der Präzision führt. Der iTero wies dabei eine geringere Präzision auf, wenn der Scanvorgang von rechts und nicht von links durchgeführt wurde ($p < 0,05$). Der Trios zeigte eine geringere Präzision bei der Molarenregion gegenüber der Stelle, an der der Scanvorgang begann ($p < 0,05$). Diese Ergebnisse decken sich auch mit denen der Studie von *Ender et al.*, in der ebenfalls darüber berichtet wird, dass Abweichungen von der empfohlenen Scanstrategie zu schlechteren Werten führen [65].

Gan et al. verglichen in ihrer Studie Richtigkeit und Präzision des Trios anhand von drei verschiedenen Oberkieferweiten (klein, mittel und groß) und verschiedener Höhen des palatinalen Weichgewebes (Gaumengewölbes) [54]. Die Studie konnte zeigen, dass sich die unterschiedlichen Kieferweiten und Höhen des Gaumengewölbes nicht auf die Richtigkeit und Präzision des Scans auswirken ($p = 0,404$).

Ein weiterer Einflussfaktor ist die Ausdehnung der Abformung. *Ender et al.* untersuchten in einer In-vitro-Studie die Genauigkeit unterschiedlicher IOS anhand von Teil- und Ganzkieferabformungen [27]. Die getesteten IOS waren Trios 3 (normal Mode), Trios 3 (insane Mode), CS 3600, Medit i500, iTero Element 2, Cerec Omnicam 4.6.1, Cerec Omnicam 5.0.0 und Primescan. Die Testergebnisse der IOS wurden danach mit den Testergebnissen des konventionellen Abformmaterials aus PVS (President 360 heavy body und President light body, Coltène AG, Altstätten, Schweiz) verglichen. Für den Gesamtkiefer lagen die Richtigkeitswerte im Bereich von $MW \pm SD$ bei $16,2 \mu\text{m} \pm 1,6 \mu\text{m}$ (PVS) und $87,3 \mu\text{m} \pm 18,5 \mu\text{m}$ (Cerec Omnicam 4.6.1), während die Präzisionswerte im Bereich von $MW \pm SD$ bei $12,0 \mu\text{m} \pm 4,2 \mu\text{m}$ (PVS) und $66,0 \mu\text{m} \pm 31,0 \mu\text{m}$ (iTero Element 2) lagen. Bei Teilkieferabformungen wurden die besten Richtigkeitswerte bei allen Gruppen für das hintere Teilkiefersegment ermittelt. Dabei lagen die Werte für $MW \pm SD$ für die konventionelle Abformmethode bei $9,8 \mu\text{m} \pm 0,9 \mu\text{m}$ (PVS) und dem Primescan als dem besten Wert für die digitale Abformmethode bei $22,2 \mu\text{m} \pm 1,1 \mu\text{m}$ [27].

In einer weiteren In-vitro-Studie von *Kim et al.* wurden neun IOS (CEREC, Omnicam, CS 3500, E4D, FastScan, iTero (1. Generation), PlanScan, Trios (2. Generation), True Definition (Gold-Nine Version) und Zfx IntraScan) anhand von Ganzkieferabformungen getestet [67]. Der mediane Präzisionswert war dabei am niedrigsten für den Trios ($MW: 34.70 \mu\text{m}$; Maximum: $263.55 \mu\text{m}$) und am höchsten für den E4D ($MW: 357.05 \mu\text{m}$; Maximum: $2309.45 \mu\text{m}$). Der mediane Richtigkeitswert war am niedrigsten für den Trios ($42.30 \mu\text{m}$) und am höchsten für den Zfx IntraScan ($153.80 \mu\text{m}$) [67].

Die Ergebnisse der Studien von *Kim et al.* und *Ender et al.* stimmen darin überein, dass die IOS der verschiedenen Hersteller Unterschiede bei Richtigkeit und Präzision aufweisen [27, 67]. Außerdem zeigten *Ender et al.*, dass unterschiedliche Abweichungen der Genauigkeit bei demselben IOS festgestellt werden konnten und zwar abhängig davon, ob eine Teil- oder Ganzkieferabformung vorgenommen wurde [27].

Die oben genannten Studien machen deutlich, dass die Genauigkeit von mehreren Faktoren abhängt [7]. Eine detailgetreue Wiedergabe des Kiefers bildet das

Fundament für eine passgenaue prothetische Versorgung. Beim digitalen Workflow ist dies der mit dem IOS generierte Datensatz. Es gibt also Unterschiede zwischen den IOS der verschiedenen Anbieter als auch, ob ein Teil- oder Ganzkieferscan durchgeführt beziehungsweise welche Scanstrategie angewandt wurde.

3. Ziel der Studie

Im Rahmen der vorliegenden Studie wird untersucht, ob unterschiedliche Scanstrategien einen Einfluss auf die Genauigkeit haben, wobei die folgenden Nullhypothesen überprüft werden sollen:

1. Es gibt keine quantitativen Unterschiede der Genauigkeit hinsichtlich der linearen räumlichen Abweichungen (X-, Y- und Z-Achse) und der Rotationsparameter/Winkel (Coronal-, Axial- und Gesamtwinkel) bei Anwendung verschiedener Scanstrategien.
2. Es gibt keine quantitativen Unterschiede der Genauigkeit hinsichtlich der linearen räumlichen Abweichungen (X-, Y- und Z-Achse) und der Rotationsparameter/Winkel (Coronal-, Axial- und Gesamtwinkel) bei verschiedenen Kiefergeometrien (Oberkiefer versus Unterkiefer).

Die Überprüfung erfolgte im Rahmen von drei Scanstrategien (1-Hersteller, 2-Zick-Zack und 3-Sextanten) mit jeweils 20 Scan-Vorgängen im bezahnten Ober- und Unterkiefer. Dabei wurde der Trios 3 Wireless Scanner mit Handle Grip (Firma 3shape, Dänemark) eingesetzt.



Abbildung 16: Trios 3 Wireless in Anlehnung an [69]

4. Material und Methode

Das hier eingesetzte Material und die Methode basieren auf dem von *Güth et al.* vorgestellten Untersuchungsmethode mit einem Metallsteg [3].

Dabei wurde ein vollbezahnter Ober- und Unterkiefer aus Polyurethan (AlphaDie MF, LOT 2012008441; Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) verwendet. Er verfügt über Aussparungen in regiones 17, 27, 37 und 47, die der Fixierung eines jeweiligen geradlinigen Metallstegs (GARANT, DIN 875-00- g; Hoffmann Group, München, Deutschland) dienen. Mit dem jeweiligen Metallsteg wird insofern eine Verbindung zwischen den Kieferhälften beziehungsweise zwischen den Zähnen 17 und 27 sowie 37 und 47 hergestellt.

Die gesamte Versuchsreihe wurde bei einer konstanten Luftfeuchtigkeit ($50\% \pm 10\%$) und einer Raumtemperatur von $20\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ durchgeführt, um die Dimensionsstabilität des Metallstegs gewährleisten zu können. Alle verwendeten Geräte und Materialien wurden nach den aktuellen Herstellerangaben und den Gebrauchsinformationen eingesetzt und verarbeitet.



Abbildung 17: Oberkiefer mit Metallsteg, eigene Darstellung



Abbildung 18: Unterkiefer mit Metallsteg, eigene Darstellung

4.1 Referenzmessung des Referenzkörpers

Der Metallsteg wurde mit einem hochpräzisen Koordinatenmessgerät (CMM; Mitutoyo Crysta Apex C 574 + MCOSMOS Mitutoyo Software; Mitutoyo, Neuss, Deutschland) bei 20 °C Raumtemperatur vermessen. Die Spezifikationen hinsichtlich der Messunsicherheit waren $MPEE\ 1,9\ \mu\text{m} + (3 * L/1000)$, wobei der Parameter L (reale Länge von 50,4453 mm) dem zu vermessenden Werkstück entspricht. Der erstellte STL-Datensatz des Metallstegs wurde anschließend in die Analysesoftware (Geomagic Control 15; Geomagic, Morrisville, NC, USA) importiert und danach anhand des Koordinatensystems ausgerichtet. Durch Vorversuche am Referenzmodell wurden Längenabweichungen von 0,0001 mm und Winkelabweichungen von 0,0002° festgestellt.

4.2 Definition der Features

Für die Auswertung wurden verschiedene Punkte, Geraden und Ebenen festgelegt (Features), die wie folgt bezeichnet wurden:

- Punkt 1-2-3
- Punkt 4-5-6
- Punkt 1'-2-3
- Linie 2/3
- Linie 5/6
- Ebene 1
- Ebene 2
- Ebene 3

- Ebene 4
- Ebene 5
- Ebene 6
- Ebene 1'

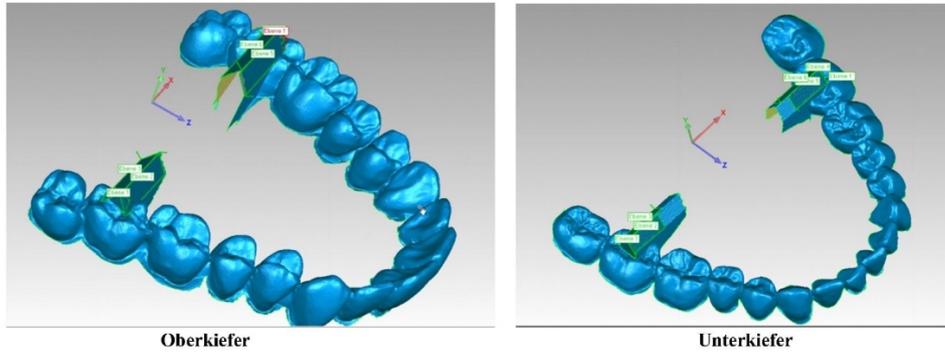


Abbildung 19: Ebenen des Ober- und Unterkiefers, eigene Darstellung

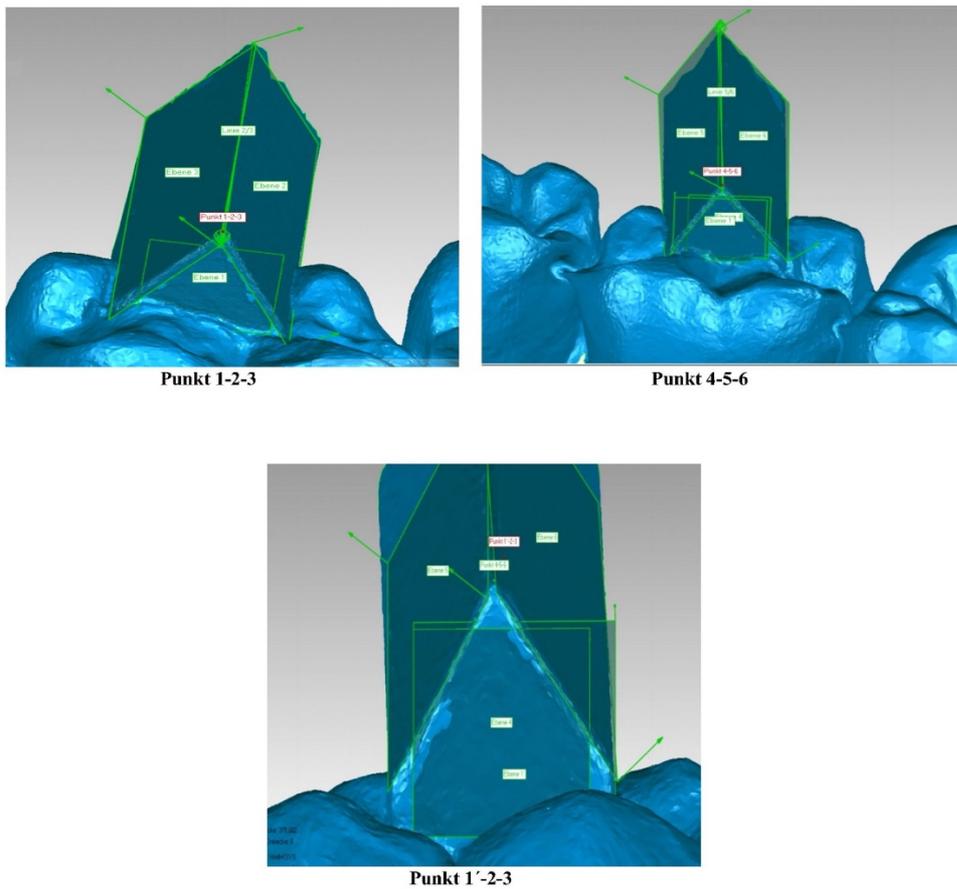
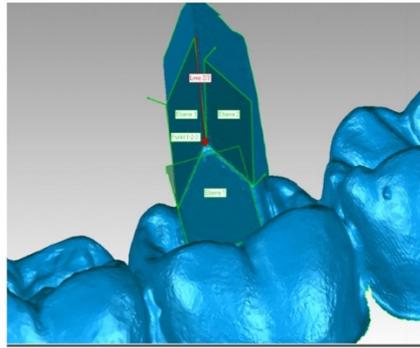
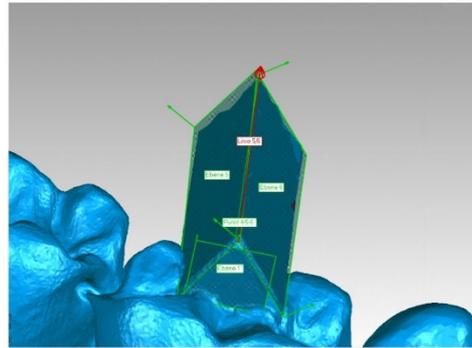


Abbildung 20: Punkte, eigene Darstellung



Linie 2/3



Linie 5/6

Abbildung 21: Linien, eigene Darstellung

Die Ebenen 1, 2 und 3 bilden gemeinsam den Schnittpunkt Punkt 1-2-3, während die Ebenen 3, 4 und 5 den Schnittpunkt Punkt 4-5-6 ergeben. Die Linie 2/3 entsteht durch das Schneiden der Ebenen 2 und 3, ebenso wie die Linie 5/6 durch das Schneiden der Ebenen 5 und 6 zustande kommt.

Die Ebene 1' entsteht durch das parallele Verschieben der Ebene 1 zum IV. Quadranten (Unterkiefer) beziehungsweise zum II. Quadranten (Oberkiefer) um die virtuell vermessene Referenzlänge des Steges. Der Punkt 1'-2-3 ergibt sich durch den Schnittpunkt der Linie 5/6 mit der Ebene 1'.

4.3 Direkte Digitalisierung des Analysemodells

Vor jedem Durchgang einer Scanstrategie mit dem Trios 3 Wireless Scanner wurde stets eine 3D- und Farbkalibrierung mit dem Kalibrationskit durchgeführt. Dadurch wurde sichergestellt, dass bei allen Scans die gleichen Bedingungen vorlagen.

4.3.1 Scanstrategie 1-Hersteller (n = 20)

Die Scanstrategie 1-Hersteller ist der Scanvorgang nach den Herstellerangaben: Im Oberkiefer von 28 bis 18 okklusal (1), von 18 bis 28 bukkal (2) und von 28 bis

18 palatinal (3). Im Unterkiefer von 48 bis 38 okklusal (1), von 38 bis 48 lingual (2) und von 48 bis 38 bukkal (3).

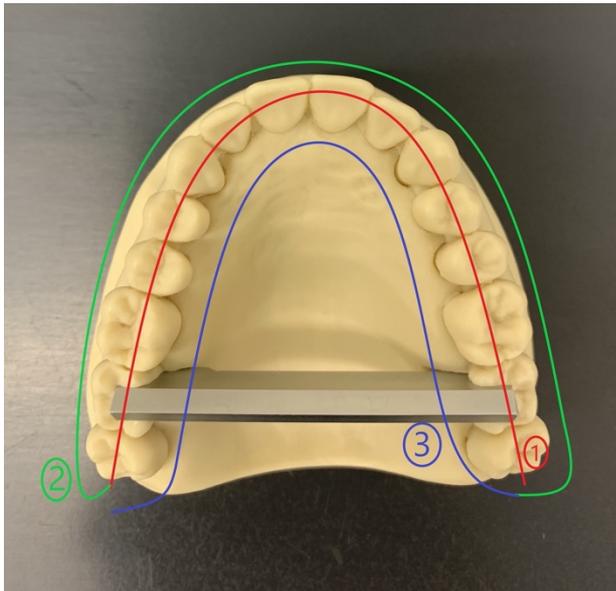


Abbildung 22: Oberkiefermodell Scanstrategie 1-Hersteller, eigene Darstellung

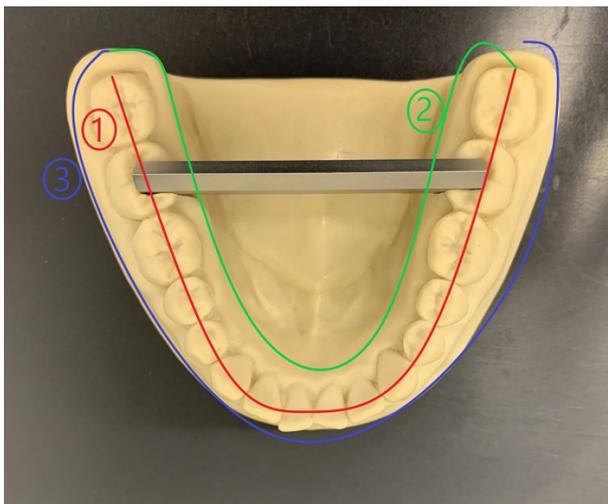


Abbildung 23: Unterkiefermodell Scanstrategie 1-Hersteller, eigene Darstellung

4.3.2 Scanstrategie 2-Zick-Zack (n = 20)

Bei der Scanstrategie 2-Zick-Zack wurde ein Zickzackmuster eingesetzt. Im Oberkiefer beginnend von 28 und im Unterkiefer beginnend von 48 wurde das Handstück entlang der Zahnbogenkurvatur gehalten und von vestibulär nach oral

geführt. Im Frontzahnbereich wurde dann um 180° gedreht und bis 18 im Oberkiefer und 38 im Unterkiefer durchgescannt.

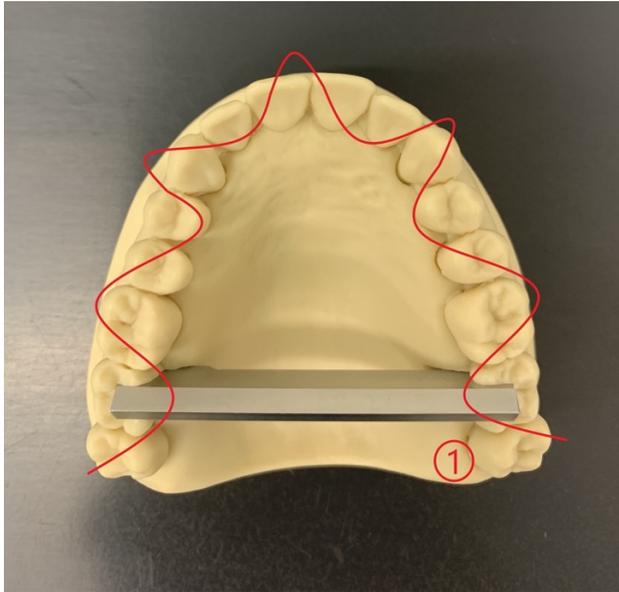


Abbildung 24: Oberkiefermodell Scanstrategie 2-Zick-Zack, eigene Darstellung

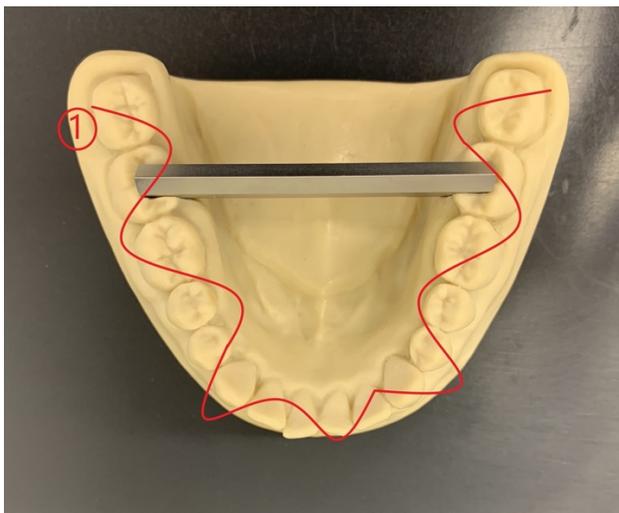


Abbildung 25: Unterkiefermodell Scanstrategie 2-Zick-Zack, eigene Darstellung

4.3.3 Scanstrategie 3-Sextanten (n = 20)

Bei der Scanstrategie 3-Sextanten wurde ein Sextantenmuster verwendet, sodass jeweils drei unterbrochene Scans durchgeführt wurden:

Scans im Oberkiefer:

- 28 bis 24 (1)
- 24 bis 14 (2)
- 14 bis 18 (3)

Im Oberkiefer wurde ununterbrochen von 28 bis 24 okklusal entlang der Zahnbogenkurvatur, gefolgt von den bukkalen Flächen von 24 bis 28 und danach von den palatinalen Flächen von 28 bis 24 gescannt. Es folgte ein Zwischenstopp des Scanvorgangs durch das Betätigen des Knopfes.

Anschließend wurde von 24 bis 14 okklusal, von 14 bis 24 bukkal und von 24 bis 14 palatinal gescannt. Es folgte ein weiterer Zwischenstopp des Scanvorgangs durch das Betätigen des Knopfes.

Final wurde von 14 bis 18 okklusal, von 18 bis 14 bukkal und von 14 bis 18 palatinal gescannt. Danach wurde der Scanvorgang beendet.

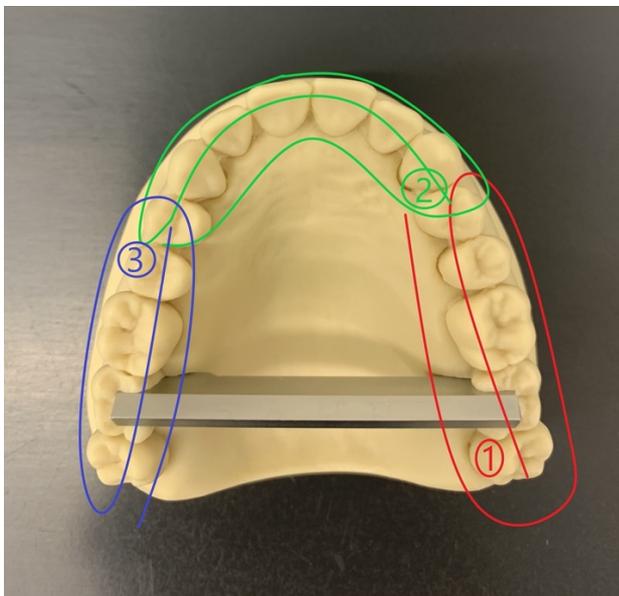


Abbildung 26: Oberkiefermodell Scanstrategie 3-Sextanten, eigene Darstellung

Scans im Unterkiefer:

- 48 bis 44 (1)
- 44 bis 34 (2)
- 34 bis 38 (3)

Im Unterkiefer wurde ununterbrochen von 48 okklusal entlang der Zahnbogenkurvatur bis 44 okklusal, gefolgt von den lingualen Flächen 44 bis 48 und anschließend von den bukkalen Flächen von 48 bis 44 gescannt. Es folgte ein Zwischenstopp des Scanvorganges.

Anschließend wurde von 44 auf 34 okklusal, dann von 34 bis 44 lingual und von 44 bis 34 bukkal gescannt. Es folgte ein weiterer Zwischenstopp des Scanvorganges.

Final wurde von 34 auf 38 okklusal, von 38 bis 34 lingual und von 34 bis 38 bukkal gescannt. Danach wurde der Scanvorgang beendet.

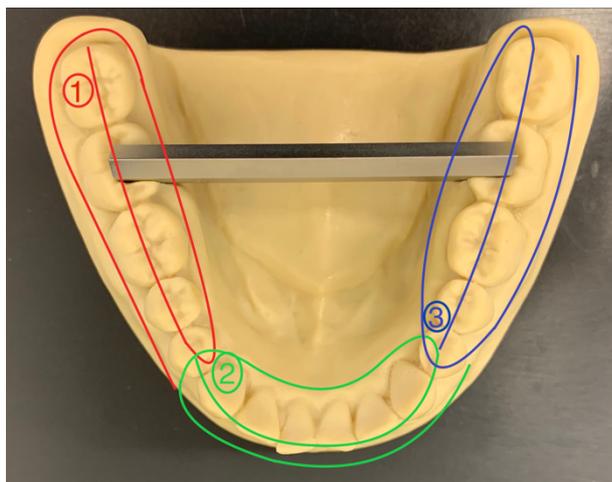


Abbildung 27: Unterkiefermodell Scanstrategie 3-Sextanten, eigene Darstellung

4.4 Referenzvermessung (REF) des Metallstegs

Durch das Verbinden der Punkte Punkt 1-2-3 und Punkt 4-5-6 entsteht die Strecke des Steges mit einer Länge von 50,4453 mm. Sie kann mit der folgenden Formel berechnet werden:

$$REF = \sqrt{(x_{\text{Punkt 1-2-3}} - x_{\text{Punkt 4-5-6}})^2 + (y_{\text{Punkt 1-2-3}} - y_{\text{Punkt 4-5-6}})^2 + (z_{\text{Punkt 1-2-3}} - z_{\text{Punkt 4-5-6}})^2}$$

x, y und z entsprechen den jeweiligen x-, y- und z-Koordinaten der Punkte Punkt 1-2-3 und Punkt 4-5-6.

4.5 Dreidimensionale Analysen der Datensätze

Nach dem Abschluss der Scans wurde der Datensatz als STL-Datei gespeichert und danach mit der Analysesoftware Geomagic Control 15 bearbeitet. Die für den Import der Datensätze in das Geomagic Programm gewählte Ausrichtung wird im Folgenden erläutert:

4.5.1 Lineare Parameter

- X-Achse: Querachse (vestibuläre und orale Ausdehnung)
- Y-Achse: Vertikalachse (apikale und coronale Ausdehnung)
- Z-Achse: Horizontalachse (mesiale und distale Ausdehnung)

Für die Ermittlung der linearen Abweichungen wurde nach der Formel für REF die gleiche Formel für L als Länge des digitalisierten Stegs aufgestellt. Dabei wurden die x-, y- und z-Koordinaten der Punkte Punkt 1-2-3 und Punkt 4-5-6 verwendet, die nach dem Scan generiert wurden.

$$L = \sqrt{(x_{\text{Punkt 1-2-3}} - x_{\text{Punkt 4-5-6}})^2 + (y_{\text{Punkt 1-2-3}} - y_{\text{Punkt 4-5-6}})^2 + (z_{\text{Punkt 1-2-3}} - z_{\text{Punkt 4-5-6}})^2}$$

ΔL entspricht der Längendifferenz zwischen der Längenmessung L und der Länge REF.

$$\Delta L = L - \text{REF}$$

Zur Bestimmung der realen Längenverschiebung des digitalisierten Metallstegs wurde die Vektorlänge (VL) anhand der Punkte Punkt 1-2-3 und Punkt 1'-2-3 wie folgt berechnet:

$$VL = \sqrt{(x_{\text{Punkt 1-2-3}} - x_{\text{Punkt 1'-2-3}})^2 + (y_{\text{Punkt 1-2-3}} - y_{\text{Punkt 1'-2-3}})^2 + (z_{\text{Punkt 1-2-3}} - z_{\text{Punkt 1'-2-3}})^2}$$

Bei den achsenspezifischen Abweichungen in der X-, Y- und Z-Achse wurde die folgende Formel verwendet, um den Vektorfehler (V_E) zu berechnen:

$$V_E = \begin{pmatrix} x_{\text{Punkt 1-2-3}} - x_{\text{Punkt 1'-2-3}} \\ y_{\text{Punkt 1-2-3}} - y_{\text{Punkt 1'-2-3}} \\ z_{\text{Punkt 1-2-3}} - z_{\text{Punkt 1'-2-3}} \end{pmatrix}$$

4.5.2 Winkelparameter

Bei der Winkelabweichung wurden drei Winkel betrachtet:

- Gesamtwinkel (α_{gesamt}) zwischen den Schnittgraden von Linie 2/3 und Linie 5/6
- Winkel in der coronalen Ebene ($\alpha_{coronal}$) beziehungsweise XZ-Ebene
- Winkel in der axialen Ebene (α_{axial}) beziehungsweise XY- Ebene

Im Folgenden werden die jeweiligen Formeln für die Berechnung dargestellt:

Gesamtwinkel (α_{gesamt})

$$(\alpha_{gesamt}) = \alpha \cos \frac{x_{Linie5/6} * x_{Linie2/3} + y_{Linie5/6} * y_{Linie2/3} + z_{Linie5/6} * z_{Linie2/3}}{\sqrt{x_{Linie5/6}^2 + y_{Linie5/6}^2 + z_{Linie5/6}^2} * \sqrt{x_{Linie2/3}^2 + y_{Linie2/3}^2 + z_{Linie2/3}^2}} * \frac{180}{\pi}$$

Winkel in der coronalen Ebene ($\alpha_{coronal}$)

$$(\alpha_{coronal}) = \alpha \cos \frac{x_{Linie5/6} * x_{Linie2/3} + z_{Linie5/6} * z_{Linie2/3}}{\sqrt{x_{Linie5/6}^2 + z_{Linie5/6}^2} * \sqrt{x_{Linie2/3}^2 + z_{Linie2/3}^2}} * \frac{180}{\pi}$$

Winkel in der axialen Ebene (α_{axial})

$$(\alpha_{axial}) = \alpha \cos \frac{x_{Linie5/6} * x_{Linie2/3} + y_{Linie5/6} * y_{Linie2/3}}{\sqrt{x_{Linie5/6}^2 + y_{Linie5/6}^2} * \sqrt{x_{Linie2/3}^2 + y_{Linie2/3}^2}} * \frac{180}{\pi}$$

4.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der ermittelten Daten erfolgte mit der Statistiksoftware SPSS Statistics (Version 23, IBM, Armonk, NY, USA). Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Mittelwert, Standardabweichung, 95% Konfidenzintervall, Minimum, Median und Maximum bestimmt. Die Ergebnisse werden in der Tabelle 3 dargestellt. Zur Prüfung der Normalverteilung wurden die folgenden Tests mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ durchgeführt:

- Kolmogorov-Smirnov-Test
- Shapiro-Wilk-Test

Bei einer fehlenden Normalverteilung wurden die folgenden Tests durchgeführt:

- Kruskal-Wallis-Test
- Mann-Whitney-Test

Dabei wurde nach der Bonferroni-Korrektur eine Adjustierung des Signifikanzniveaus vorgenommen. Um Alphafehler-Kumulierungen entgegenzuwirken, wurde $p = \frac{0,05}{3} = 0,017$ verwendet.

5. Ergebnisse

5.1 Testung der linearen Abweichungsparameter auf Normalverteilung

Die Testung auf Normalverteilung ergab, dass 8 von insgesamt 48 Gruppen keine Normalverteilung aufwiesen. Sie wurden in der Tabelle 3 und der Tabelle 4 jeweils mit einem * markiert.

		Oberkiefer							Unterkiefer										
Shapiro-Wilk-Test	Signifikanz	Längenabweichung							Winkelabweichung										
		ΔL [µm]	Vektorlänge [µm]	Vektorfehler X-Achse [µm]	Vektorfehler Y-Achse [µm]	Vektorfehler Z-Achse [µm]	Winkelabweichung gesamt [°]	Winkelabweichung coronal [°]	Winkelabweichung axial [°]	ΔL [µm]	Vektorlänge [µm]	Vektorfehler X-Achse [µm]	Vektorfehler Y-Achse [µm]	Vektorfehler Z-Achse [µm]	Winkelabweichung gesamt [°]	Winkelabweichung coronal [°]	Winkelabweichung axial [°]		
Strategie 1 Hersteller	Signifikanz	0,379	0,596	0,389	< 0,001*	0,884	0,49	0,215	0,339	Strategie 1 Hersteller	Signifikanz	0,316	0,799	0,305	0,858	0,102	0,141	0,429	0,859
Strategie 2 ZickZack	Signifikanz	0,76	0,703	0,770	0,127	0,211	0,369	0,028	0,167	Strategie 2 ZickZack	Signifikanz	0,778	0,529	0,718	0,879	0,886	0,152	0,233	0,147
Strategie 3 Sextanten	Signifikanz	< 0,001*	0,951	< 0,001*	0,628	0,131	0,338	0,125	0,592	Strategie 3 Sextanten	Signifikanz	< 0,001*	0,001*	< 0,001*	0,008*	0,236	0,92	0,404	0,003*

Tabelle 3: Shapiro-Wilk-Test

5.2 Deskriptive Statistik

Deskriptive Statistik	Längenabweichung ΔL [µm]	Vektorlänge [µm]	Vektorfläch X-Achse [µm²]	Vektorfehler Y-Achse [µm]	Vektorfläch Z-Achse [µm²]	Winkelabweichung gesamt [°]	Winkelabweichung coronal [°]	Winkelabweichung axial [°]	
									Unterkiefer
Strategie 1- Hersteller	MW ± SD	88,97 ± 20,31	624,99 ± 29,72	81,12 ± 20,47	-540,45 ± 70,28	-118,77 ± 28,68	1,55 ± 0,32	0,61 ± 0,04	1,41 ± 0,03
	95% CI	46,45 / 131,38	580,77 / 705,20	38,29 / 123,96	-687,56 / -993,34	-178,80 / -58,75	1,48 / 1,61	0,52 / 0,71	1,34 / 1,47
	MIN MED MAX	-76,65 76,37 ^{a1} 256,32	301,30 623,16 ^{b2} 915,34	-76,31 68,45 ^{a1} 248,45	-889,14 -586,63 ^{b2} 609,61	-352,87 -116,96 ^{a1} 185,23	1,32 1,53 ^{bc2} 1,87	0,17 0,64 ^{b2} 1,12	1,18 1,42 ^{bc2} 1,74
Strategie 2- Zick Zack	MW ± SD	279,79 ± 21,26	580,16 ± 22,48	269,96 ± 21,10	-473,14 ± 20,42	148,56 ± 24,10	1,16 ± 0,02	0,18 ± 0,03	1,14 ± 0,03
	95% CI	235,30 / 324,28	533,11 / 627,22	225,80 / 314,11	-515,87 / -430,40	98,17 / 198,95	1,11 / 1,21	0,12 / 0,25	1,08 / 1,20
	MIN MED MAX	59,23 292,52 ^{b1} 432,04	401,89 602,4 ^{a1} 776,97	52,91 283,53 ^{b1} 421,00	-665,89 -468,8 ^{a1} -356,66	-115,34 151,37 ^{b1} 327,55	0,95 1,15 ^{a1} 1,40	0,01 0,15 ^{a1} 0,53	0,83 1,14 ^{a1} 1,40
Strategie 3- Sektanten	MW ± SD	159,3 ± 51,96	844,17 ± 33,94	152,77 ± 51,95	-774,94 ± 32,81	-140,93 ± 31,66	1,42 ± 0,04	0,30 ± 0,04	1,38 ± 0,04
	95% CI	50,54 / 268,05	773,13 / 915,20	44,04 / 261,50	-843,61 / -706,28	-207,20 / -74,67	1,34 / 1,50	0,22 / 0,38	1,30 / 1,45
	MIN MED MAX	-739,85 217,08 ^{b,c1} 372,26	552,83 1141,7 ^{c2} 854,12	-748,71 212,96 ^{b,c1} 362,42	-1003,04 -790,66 ^{c2} -495,21	-322,70 -169,61 ^{ac1} 194,56	1,14 1,41 ^{b2} 1,66	0,05 0,31 ^{ac1} 0,57	1,06 1,37 ^{b2} 1,66
Strategie 1- Hersteller	MW ± SD	287,02 ± 15,23	532,62 ± 24,24	282,49 ± 15,04	-429,46 ± 26,73	-52,43 ± 22,92	1,08 ± 0,04	0,38 ± 0,05	0,99 ± 0,04
	95% CI	255,14 / 318,90	481,88 / 583,35	251,01 / 313,98	-485,41 / -373,51	-100,39 / -4,46	0,99 / 1,17	0,28 / 0,74	0,90 / 1,09
	MIN MED MAX	180,48 288,44 ^{a2} 402,15	355,82 527,72 ^{a1} 736,02	176,78 282,97 ^{a2} 393,68	-687,16 -405,28 ^{a1} -228,69	-285,73 -4,57 ^{a1} 122,30	0,66 1,02 ^{a1} 1,57	0,40 0,36 ^{b1} 0,86	0,63 1,00 ^{ab1} 1,54
Strategie 2- Zick Zack	MW ± SD	518,58 ± 17,50	731,54 ± 23,70	512,07 ± 17,55	-460,01 ± 27,83	202,25 ± 23,53	1,13 ± 0,05	0,17 ± 0,03	1,11 ± 0,05
	95% CI	481,96 / 555,21	681,92 / 781,15	475,33 / 548,82	-518,26 / -401,75	153,00 / 251,50	1,04 / 1,23	0,11 / 0,24	1,01 / 1,22
	MIN MED MAX	385,57 516,98 ^{c2} 707,31	455,15 747,47 ^{b2} 917,00	382,34 508,07 ^{b2} 701,85	-683,71 -475,16 ^{ab1} -180,45	12,90 185,73 ^{b1} 383,57	0,84 1,11 ^{a1} 1,51	0,01 0,16 ^{a1} 0,52	0,79 1,07 ^{b1} 1,51
Strategie 3- Sektanten	MW ± SD	360,53 ± 31,74	662,35 ± 32,26	354,65 ± 31,46	-532,59 ± 31,08	-59,09 ± 21,03	0,97 ± 0,03	0,25 ± 0,06	0,91 ± 0,03
	95% CI	294,10 / 426,96	594,82 / 729,88	288,81 / 420,50	-597,64 / -467,53	-103,11 / -15,07	0,91 / 1,04	0,12 / 0,37	0,85 / 0,96
	MIN MED MAX	-43,11 401,33 ^{b,c2} 498,53	272,42 703,13 ^{b,c1} 811,24	-42,23 394,39 ^{c2} 491,65	-715,16 -559,22 ^{b,c1} -111,45	-244,96 -57,79 ^{ac1} 70,68	0,70 0,97 ^{a1} 1,22	0,00 0,13 ^{ab1} 0,85	0,70 0,88 ^{ac1} 1,21

Legende
 MW = Mittlere absolute Abweichung vom arithmetischen Mittel
 SD = Standardabweichung
 MIN = Minimale Abweichung
 MED = Mittlere absolute Abweichung vom Median
 MAX = Maximale Abweichung

a,b,c beschreibt signifikante Unterschiede zwischen den Strategien
 1,2 beschreibt signifikante Unterschiede zwischen den Kiefern

Tabelle 4: Deskriptive Statistik

5.3 Längenabweichung

Die Abbildung 28 und die Abbildung 29 zeigen die Längenabweichungen (in μm) pro Scanstrategie und -vorgang jeweils getrennt nach Ober- und Unterkiefer, wobei negative Werte auf eine kleinere und positive Werte auf eine größere Länge des gemessenen Metallstegs hinweisen.

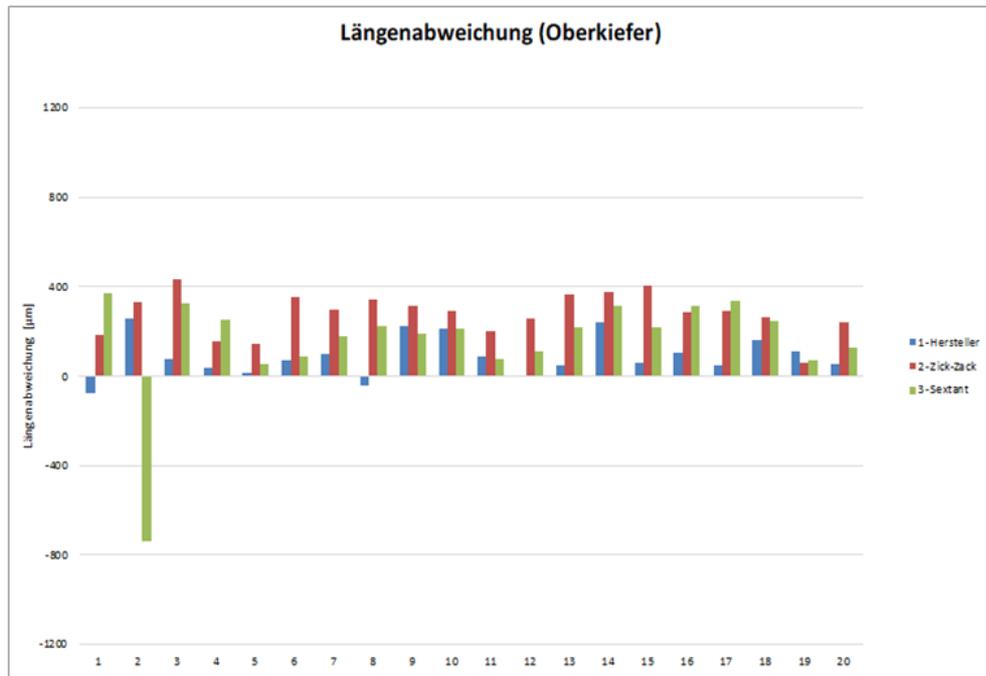


Abbildung 28: Längenabweichung (Oberkiefer)

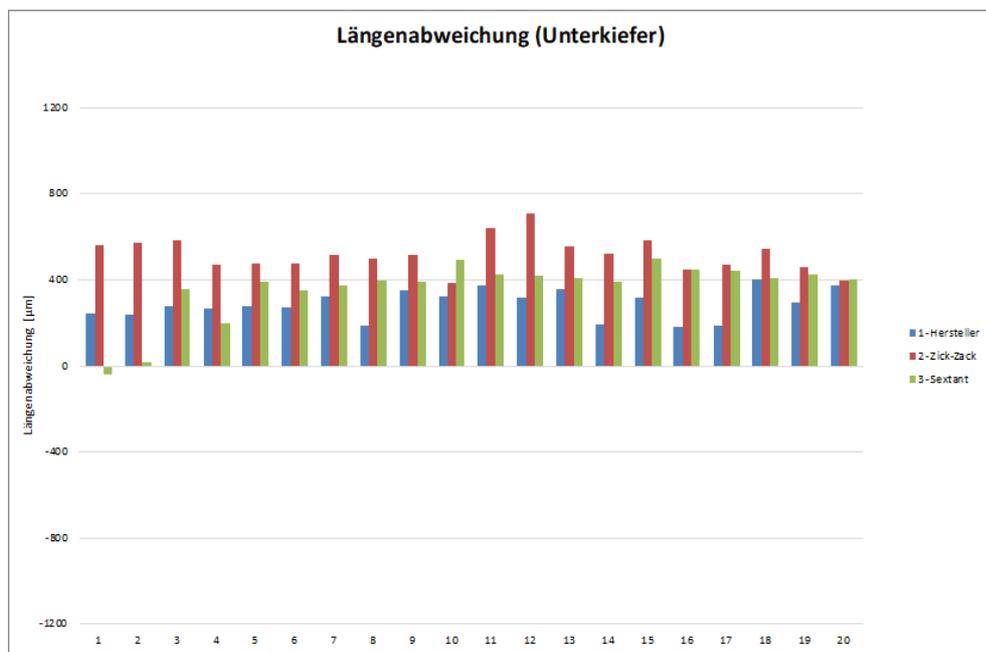


Abbildung 29: Längenabweichung (Unterkiefer)

Hinsichtlich der realen Längenabweichungen sind sowohl im Ober- (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) als auch im Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien erkennbar.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 1-Hersteller zu signifikant besseren Werten als Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$) und 3-Sextanten ($p = 0,005$). Zwischen den Scanstrategien 2-Zick-Zack und 3-Sextanten ergab sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,017$).

Im Unterkiefer erzielte Scanstrategie 1-Hersteller signifikant bessere Werte als Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$) und 3-Sextanten ($p < 0,001$). Die Scanstrategie 3-Sextanten führte zu signifikant besseren Werten als die Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$).

Die Abbildung 30 zeigt die Boxplots zu den Längenabweichungen (in μm) im Ober- und Unterkiefer.

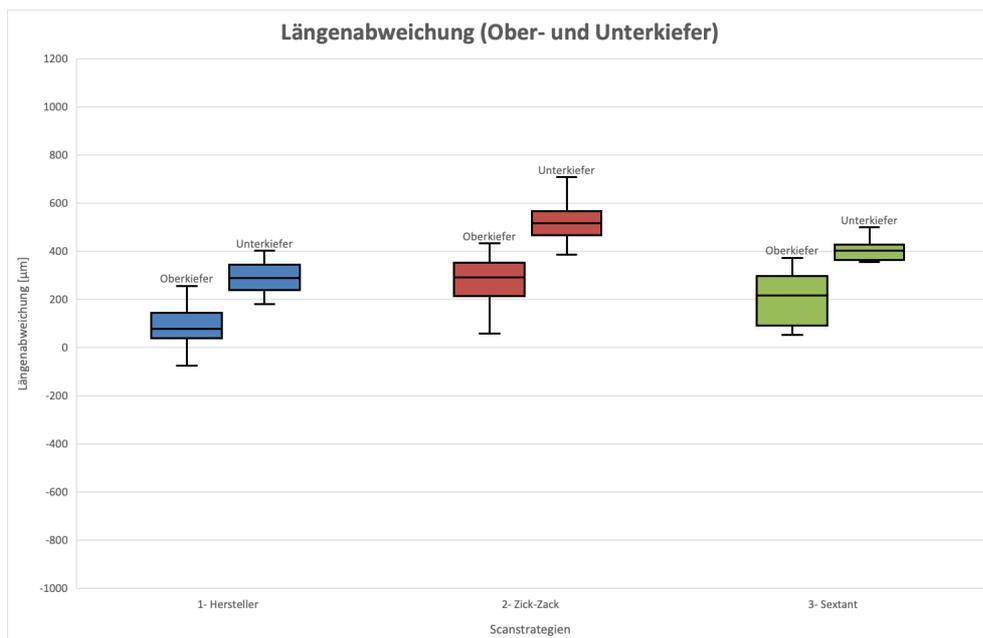


Abbildung 30: Boxplots zu den Längenabweichungen (Ober- und Unterkiefer)

5.4 Vektorlänge

Die Abbildung 31 und die Abbildung 32 zeigen für den Parameter der Vektorlänge (in μm) die Messergebnisse aller durchgeführten Scans der drei Scanstrategien im Ober- und Unterkiefer.

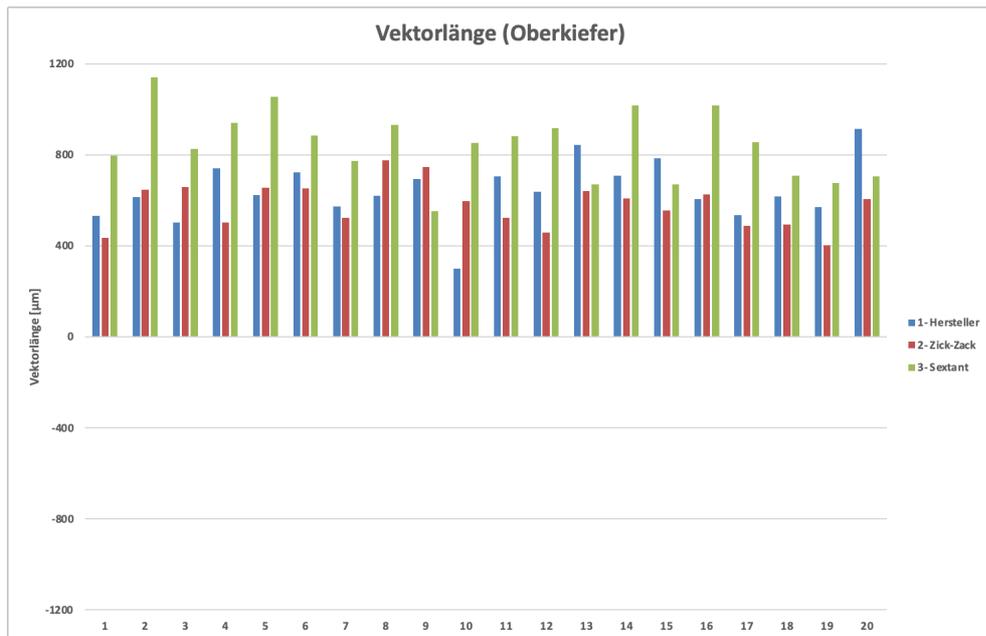


Abbildung 31: Vektorlänge (Oberkiefer)

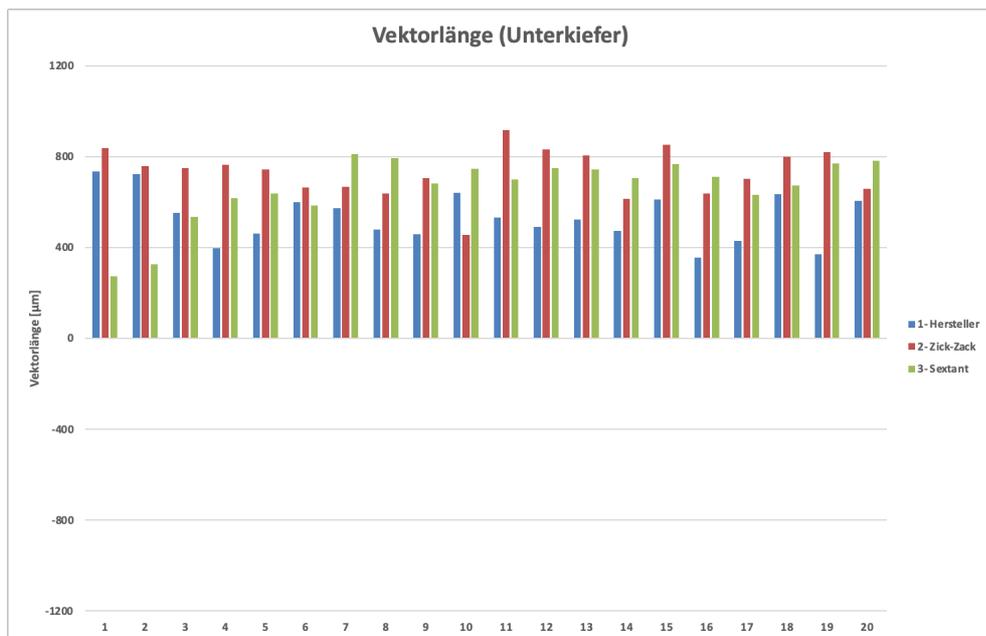


Abbildung 32: Vektorlänge (Unterkiefer)

Es wurden sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer ausschließlich positive Abweichungen gemessen, was zu einem Verzug des Datensatzes führte. Dabei konnten sowohl für den Oberkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) als auch für den Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien festgestellt werden.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 2-Zick-Zack zu signifikant besseren Werten als Scanstrategie 1-Hersteller ($p < 0,001$) und 3-Sextanten ($p < 0,001$) auf. Die

Scanstrategie 1-Hersteller ergab signifikant bessere Werte als die Scanstrategie 3-Sextanten ($p < 0,001$).

Im Unterkiefer konnten bei der Scanstrategie 1-Hersteller signifikant bessere Werte als bei Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$) und 3-Sextanten ($p = 0,001$) ermittelt werden. Zwischen den Scanstrategien 2-Zick-Zack und 3-Sextanten ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,130$).

Die Abbildung 33 zeigt die Boxplots für die Vektorlängen (in μm) im Ober- und Unterkiefer.

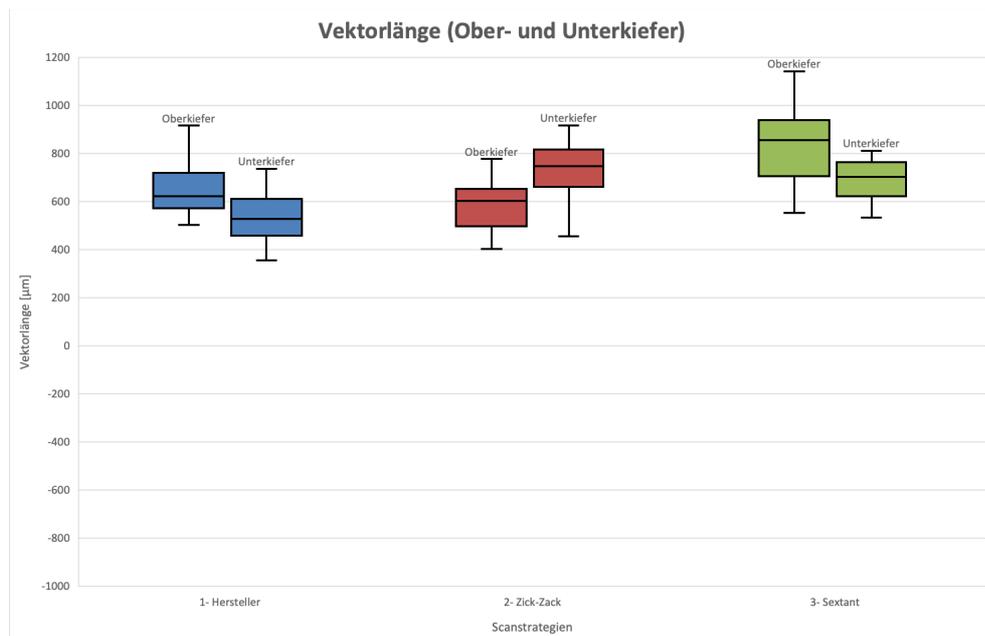


Abbildung 33: Boxplots für die Vektorlängen (Ober- und Unterkiefer)

5.5 Vektorfehler auf der X-, Y- und Z-Achse

Die X-Achse bildet die Querachse und entspricht daher der Kieferbreite. Sie kann durch die Verbindungslinie zwischen den beiden distobukkalen Höckern der zweiten Oberkiefermolaren oder der distobukkalen Höcker der zweiten Unterkiefermolaren dargestellt werden. Die Abbildung 34 und die Abbildung 35 zeigen die Messergebnisse aller durchgeführten Scans der drei Scanstrategien im Ober- und Unterkiefer für den Parameter der Vektorfehler auf der X-Achse.

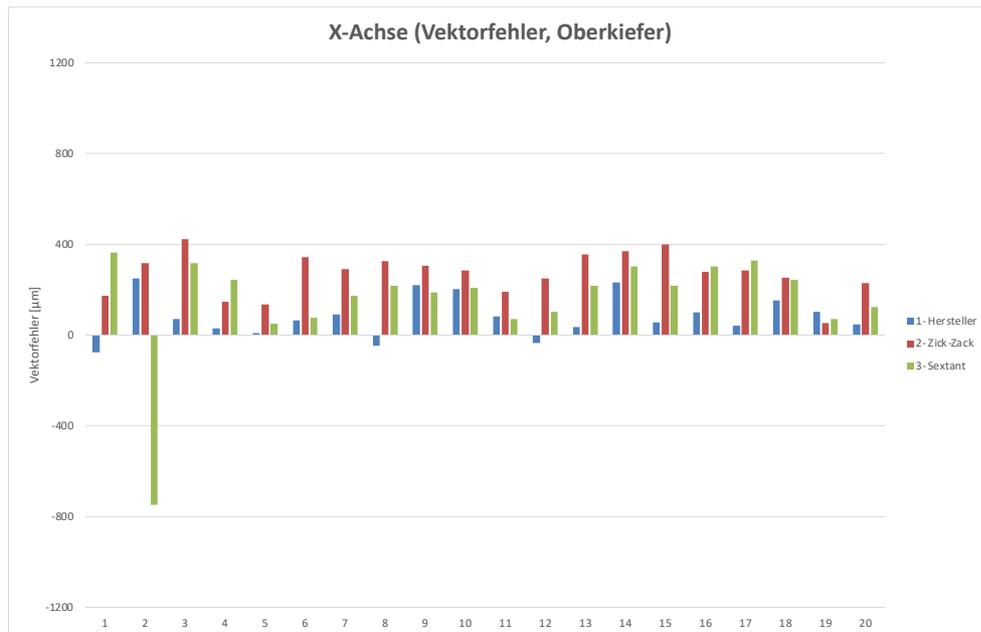


Abbildung 34: Vektorfehler auf der X-Achse (Oberkiefer)

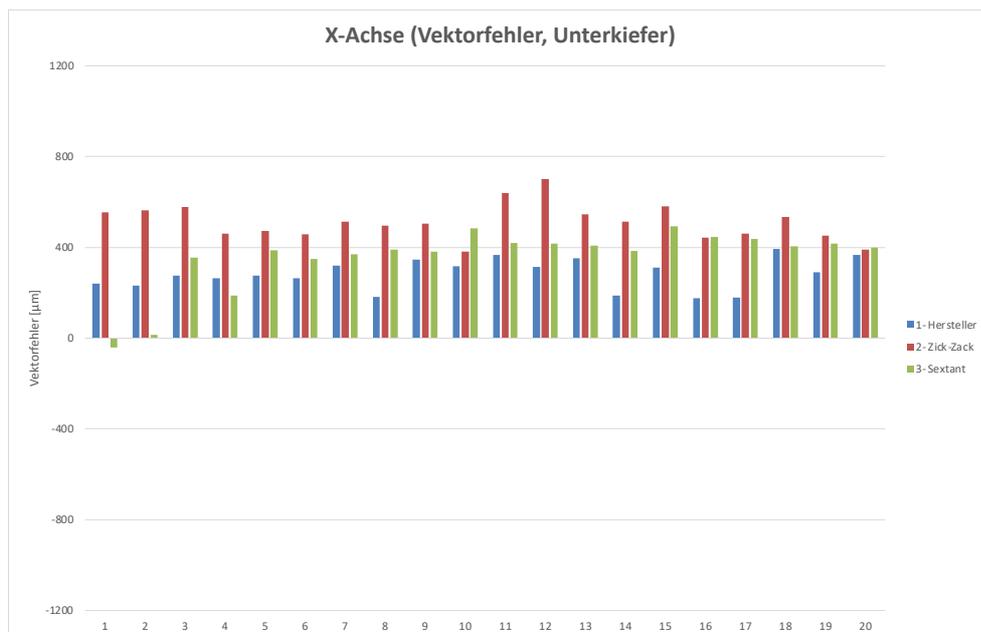


Abbildung 35: Vektorfehler auf der X-Achse (Unterkiefer)

Sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer konnten positive und negative Abweichungswerte festgestellt werden, wobei die einzige negative Abweichung im Unterkiefer bei der Scanstrategie 3-Sextanten auftrat. Grundsätzlich führen positive Werte im digitalen Modell zu einem breiten Kiefer und negative Werte zu einem schmalen Kiefer.

Bei der Einzelbetrachtung der Kiefer wurden für den Vektorfehler auf der X-Achse signifikante Unterschiede im Oberkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und im

Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p = 0,012$) zwischen den einzelnen Scanstrategien festgestellt.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 1-Hersteller zu signifikant besseren Werten als Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$) und 3-Sextanten ($p = 0,004$). Die Scanstrategie 2-Zick-Zack und die Scanstrategie 3-Sextanten wiesen keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,019$) auf.

Im Unterkiefer lieferte die Scanstrategie 1-Hersteller signifikant bessere Werte als die Scanstrategien 2-Zick-Zack ($p < 0,001$) und 3-Sextanten ($p < 0,001$). Die Scanstrategie 3-Sextanten führte zu signifikant besseren Werten als die Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$).

Die Abbildung 36 zeigt die Boxplots für die Vektorfehler auf der X-Achse (in μm) für den Ober- und Unterkiefer.

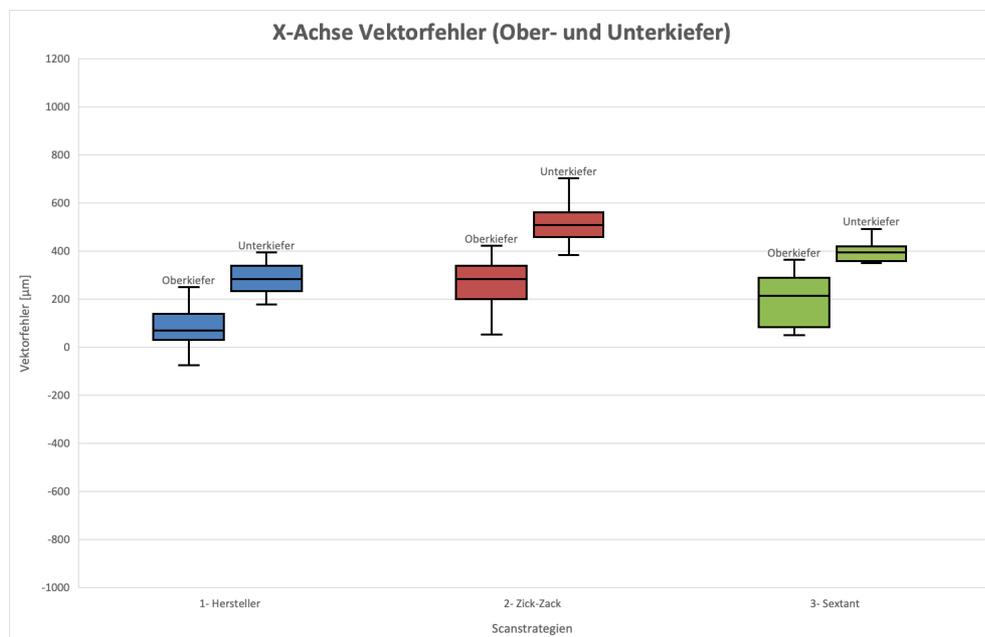


Abbildung 36: Boxplots für die Vektorfehler auf der X-Achse (Ober- und Unterkiefer)

Die Y-Achse bildet die Vertikalachse und entspricht daher der Kieferhöhe. Die Abbildung 37 und Abbildung 38 zeigen für den Parameter des Vektorfehlers auf der Y-Achse die Messergebnisse der drei Scanstrategien für den Ober- und Unterkiefer.

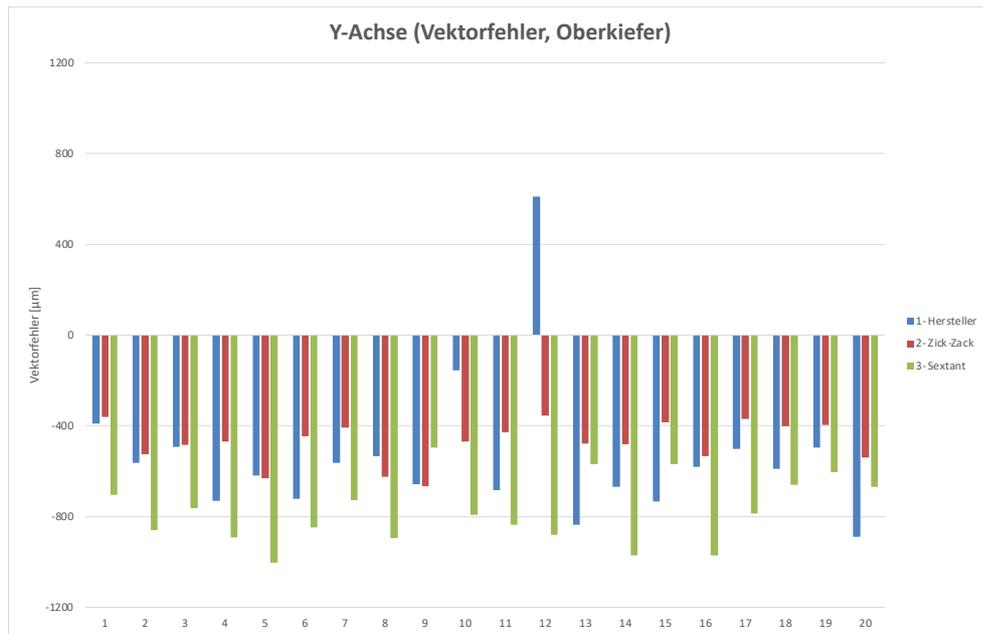


Abbildung 37: Vektorfehler auf der Y-Achse (Oberkiefer)

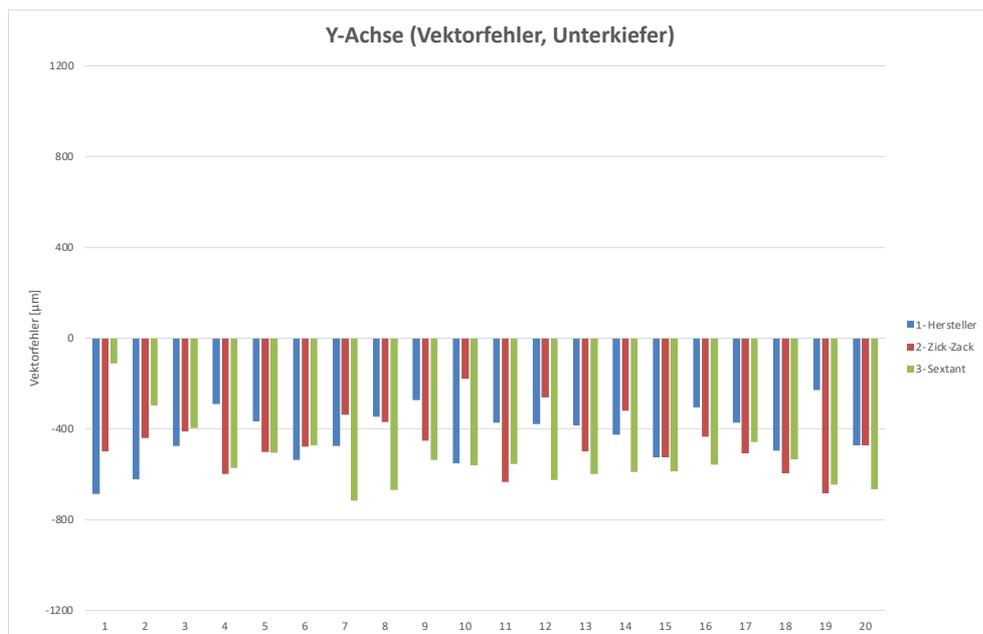


Abbildung 38: Vektorfehler auf der Y-Achse (Unterkiefer)

Sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer wurden fast nur negative Werte gemessen. Die einzige Ausnahme davon war ein positiver Wert beim 12. Scanvorgang mit der Scanstrategie 1-Hersteller im Oberkiefer.

Bei der Gesamtbetrachtung zeigten sich für den Vektorfehler auf der Y-Achse signifikante Unterschiede im Oberkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p = 0,012$) zwischen den einzelnen Scanstrategien. Ein negativer Wert bezieht sich dabei auf eine niedrige Vertikalachse, was einer niedrigen Kieferhöhe entspricht.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 2-Zick-Zack zu signifikant besseren Werten als Scanstrategie 1-Hersteller ($p = 0,005$) und 3-Sextanten ($p < 0,001$). Die Scanstrategie 1-Hersteller lieferte signifikant bessere Werte als die Scanstrategie 3-Sextanten ($p = 0,001$).

Im Unterkiefer ergab die Scanstrategie 1-Hersteller signifikant besser Werte als die Scanstrategie 3-Sextanten ($p = 0,005$). Zwischen Scanstrategie 1-Hersteller und 2-Zick-Zack ($p = 0,372$) sowie Scanstrategie 2-Zick-Zack und 3-Sextanten ($p = 0,033$) gab es keine signifikanten Unterschiede.

Die Abbildung 39 zeigt die Boxplots für die Vektorfehler auf der Y-Achse (in μm) für den Ober- und den Unterkiefer.

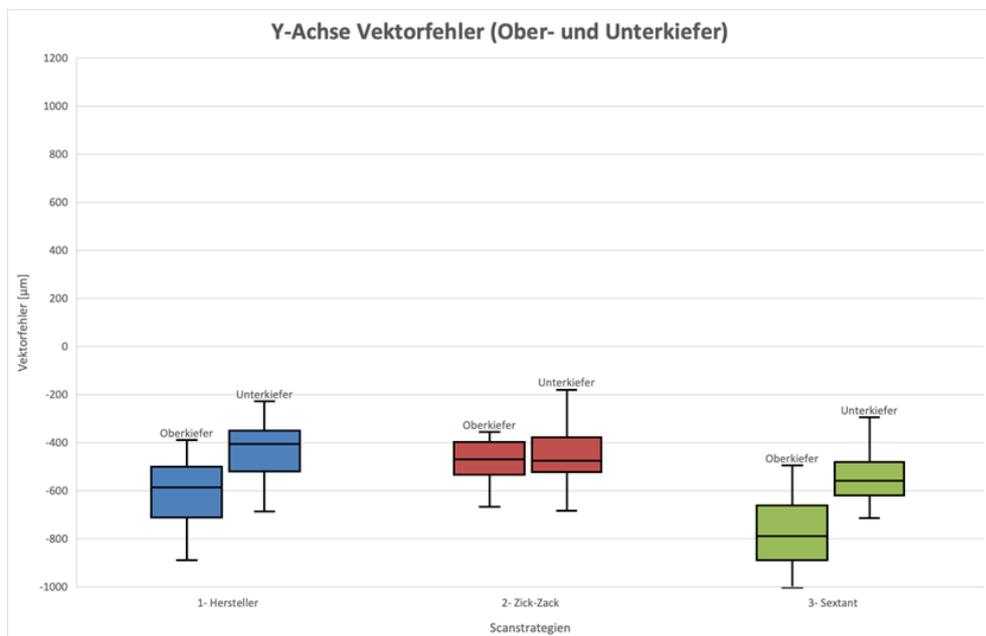


Abbildung 39: Boxplots für die Vektorfehler auf der Y-Achse (Ober- und Unterkiefer)

Die Z-Achse bildet die Horizontalachse. Sie verläuft sagittal durch den menschlichen Körper und stellt insofern eine dorsoventrale Ausdehnung dar. Die Abbildung 40 und die Abbildung 41 die zeigen für den Parameter des Vektorfehlers auf der Z-Achse die entsprechenden Messergebnisse im Ober- und Unterkiefer.

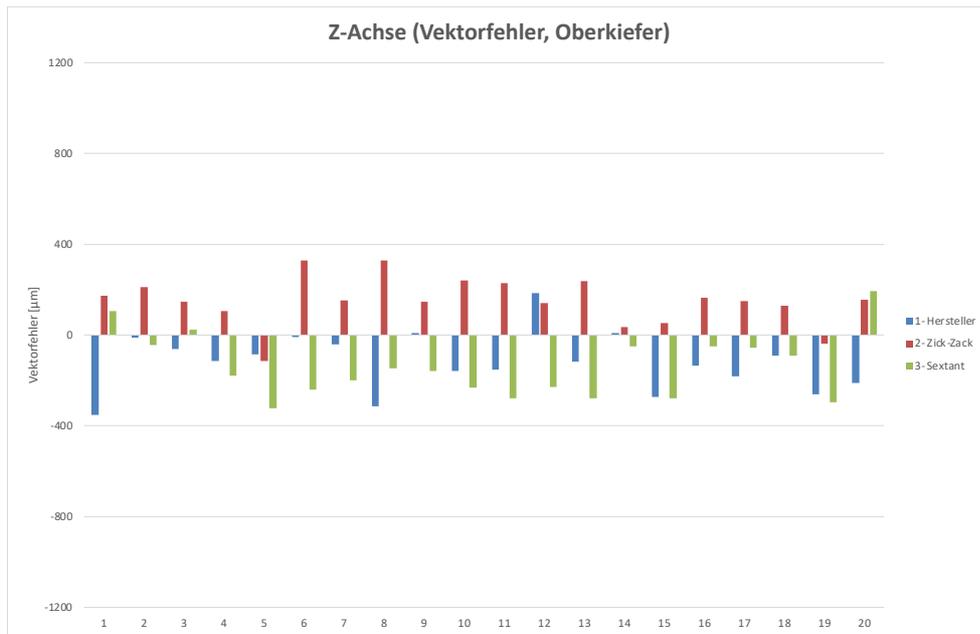


Abbildung 40: Vektorfehler auf der Z-Achse (Oberkiefer)

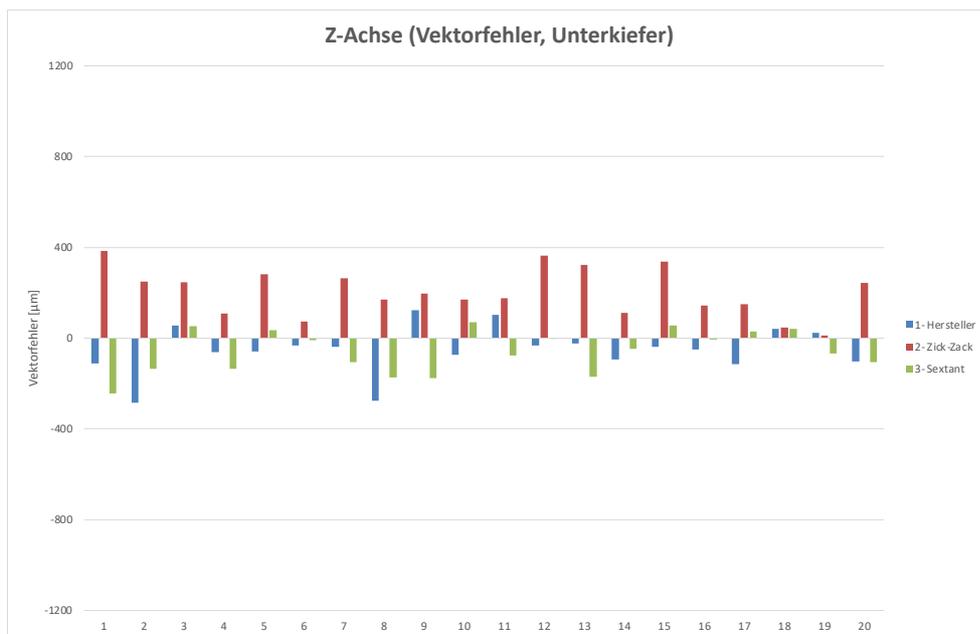


Abbildung 41: Vektorfehler auf der Z-Achse (Unterkiefer)

Beim Ober- und Unterkiefer wurden mit Scanstrategie 1-Hersteller und 3-Sextanten eher negative Werte und mit Scanstrategie 2-Zick-Zack eher positive Werte erzielt. Negative Werte entsprechen einer verringerten und positive Werte einer vergrößerten mesialen und distalen Ausdehnung.

Dabei zeigten sich für den Vektorfehler auf der Z-Achse signifikante Unterschiede im Ober- (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) zwischen den einzelnen Scanstrategien.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 1-Hersteller zu signifikant besseren Werten als 2-Zick-Zack ($p < 0,001$). Die Scanstrategie 2-Zick-Zack lieferte signifikant bessere Werte als die Scanstrategie 3-Sextanten ($p < 0,001$). Zwischen den Scanstrategien 1-Hersteller und 3-Sextanten konnten kein signifikanter Unterschied ($p = 0,465$) ermittelt werden.

Im Unterkiefer führte die Scanstrategie 1-Hersteller zu signifikant besseren Werten als die Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$). Die Scanstrategie 3-Sextanten ergab signifikant bessere Werte als die Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p < 0,001$). Zwischen den Scanstrategien 1-Hersteller und 3-Sextanten konnte kein signifikanter Unterschied ($p = 0,766$) festgestellt werden.

Die Abbildung 42 zeigt die Boxplots für die Vektorfehler auf der Z-Achse (in μm) für den Ober- und Unterkiefer.

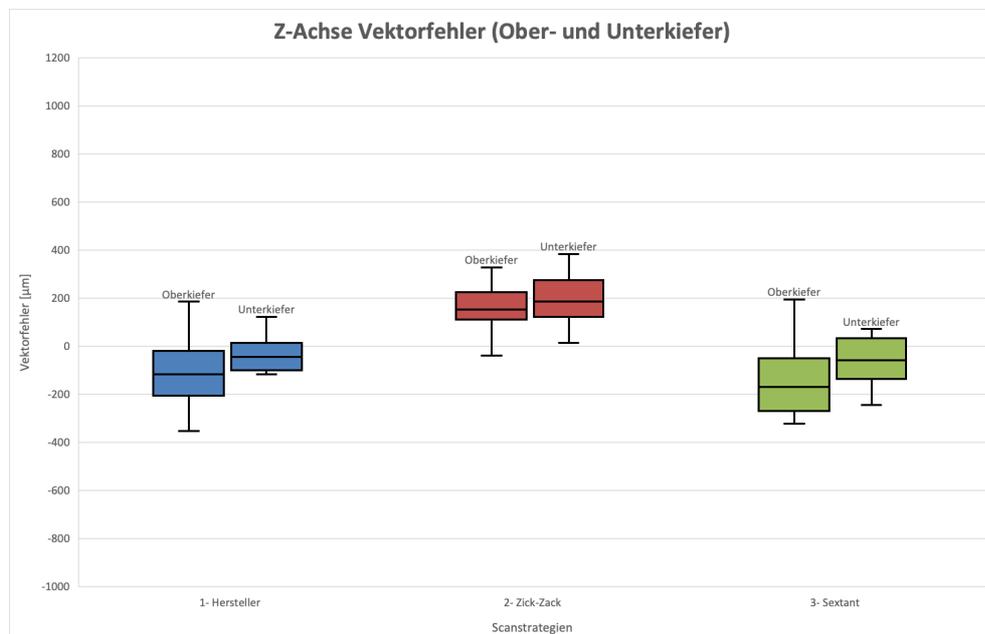


Abbildung 42: Boxplots für die Vektorfehler auf der Z-Achse (Ober- und Unterkiefer)

5.6 Winkelparameter

Die Abbildung 43 und die Abbildung 44 zeigen für den Parameter des Gesamtwinkels die Messergebnisse aller durchgeführten Scans der drei Scanstrategien im Ober- und Unterkiefer.

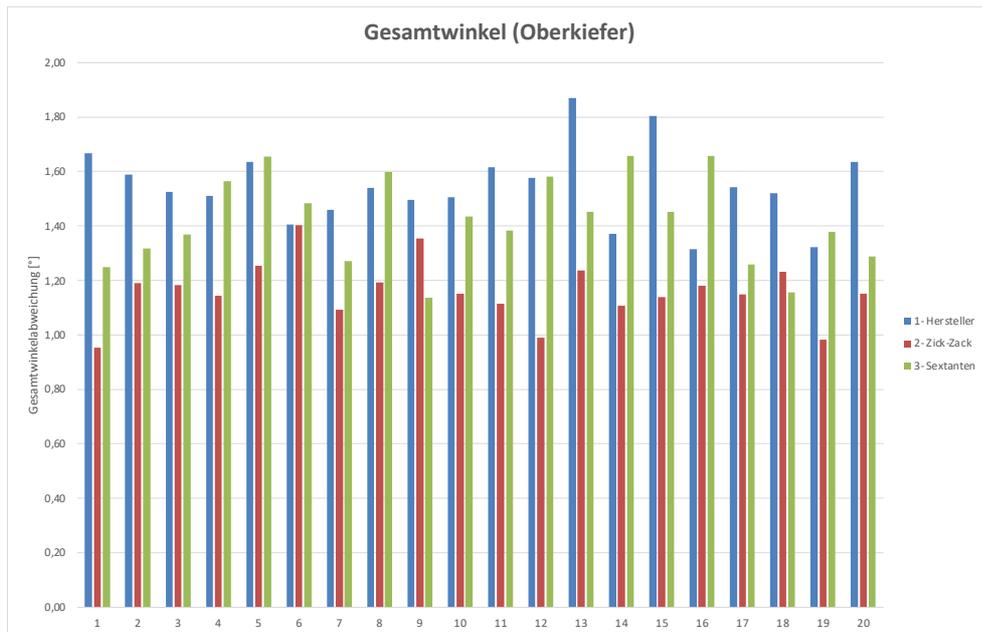


Abbildung 43: Gesamtwinkel (Oberkiefer)

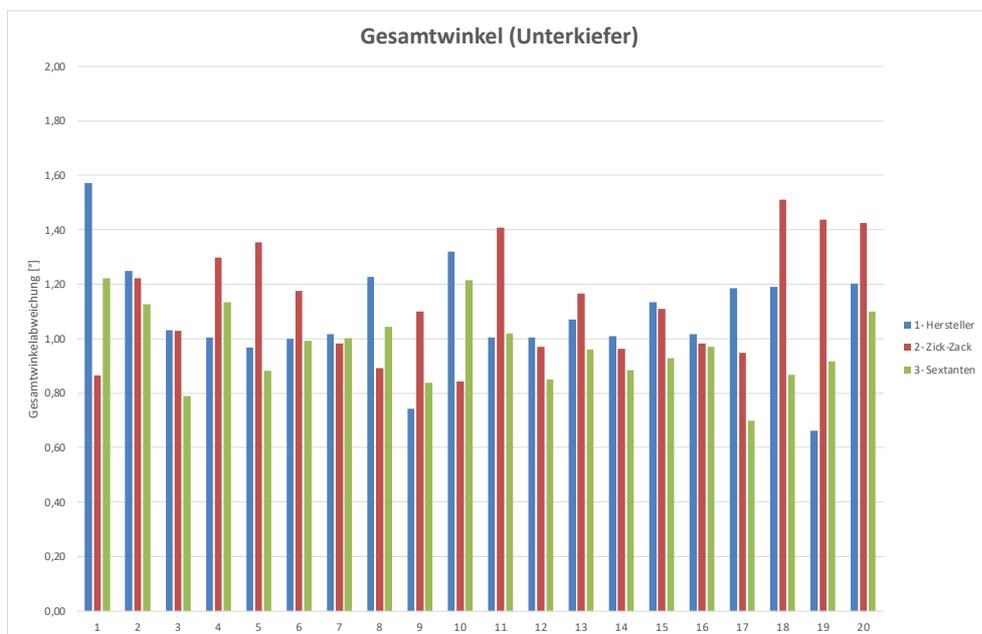


Abbildung 44: Gesamtwinkel (Unterkiefer)

Beim Gesamtwinkel für den Oberkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) ist ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Scanstrategien erkennbar, während sich im Unterkiefer kein signifikanter Unterschied ergab (Kruskal-Wallis: $p = 0,032$).

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 2-Zick-Zack zu signifikant besseren Werten als die Scanstrategie 3-Sextanten ($p < 0,001$) und 1-Hersteller ($p < 0,001$). Zwischen den Scanstrategien 3-Sextanten und 1-Hersteller ($p = 0,023$) ergab sich kein signifikanter Unterschied.

Im Unterkiefer bestehen weder zwischen Scanstrategie 3-Sextanten und 2-Zick-Zack ($p = 0,020$) noch zwischen Scanstrategie 3-Sextanten und 1-Hersteller ($p = 0,028$) signifikante Unterschiede. Auch zwischen den Scanstrategien 2-Zick-Zack und 1-Hersteller ($p = 0,829$) konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden.

Die Abbildung 45 zeigt die Boxplots für den Gesamtwinkel im Ober- und Unterkiefer.

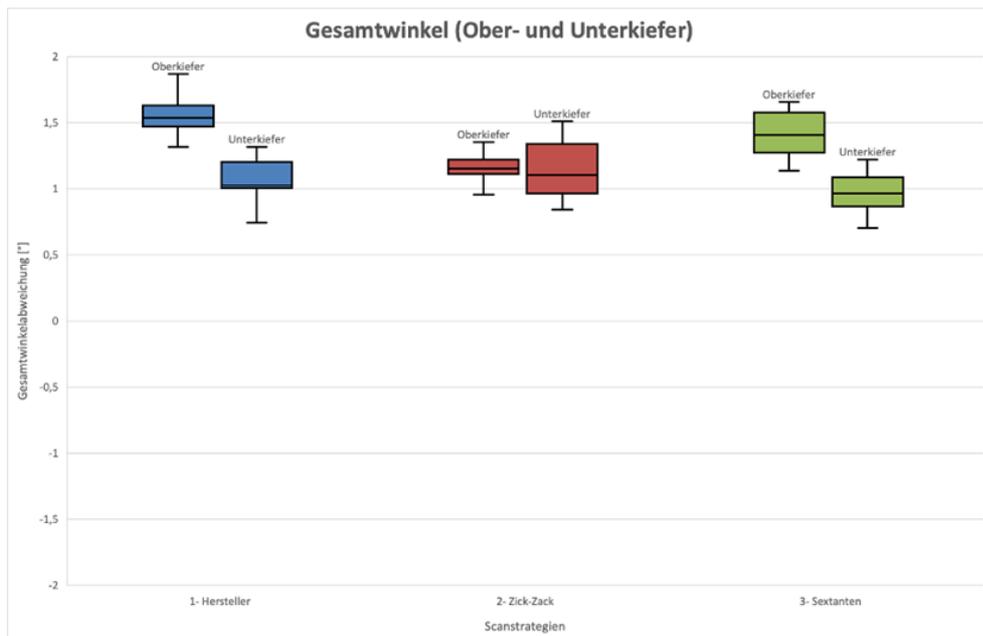


Abbildung 45: Boxplots für den Gesamtwinkel (Ober- und Unterkiefer)

Die Abbildung 46 und die Abbildung 47 zeigen für den Parameter des Axialwinkels die Messergebnisse aller durchgeführten Scans der drei Scanstrategien im Ober- und Unterkiefer.

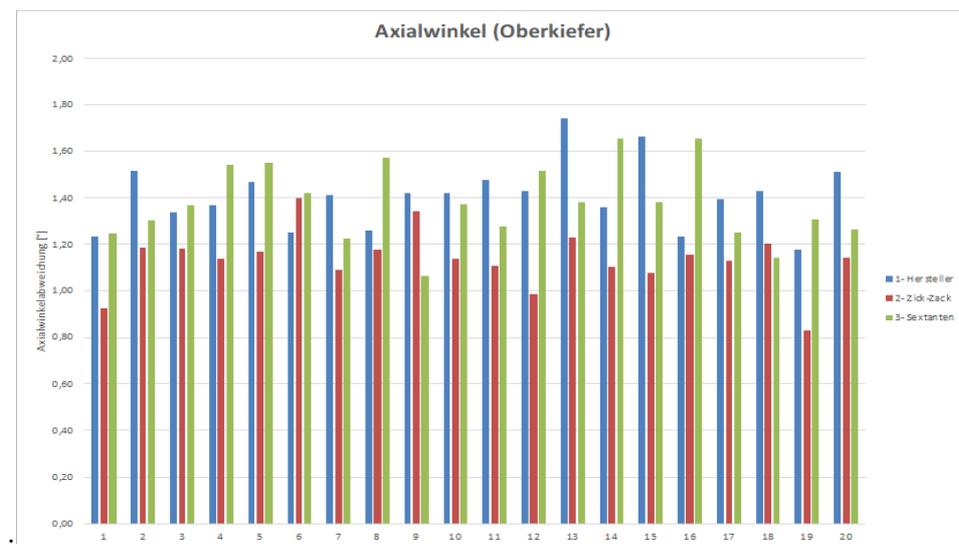


Abbildung 46: Axialwinkel (Oberkiefer)

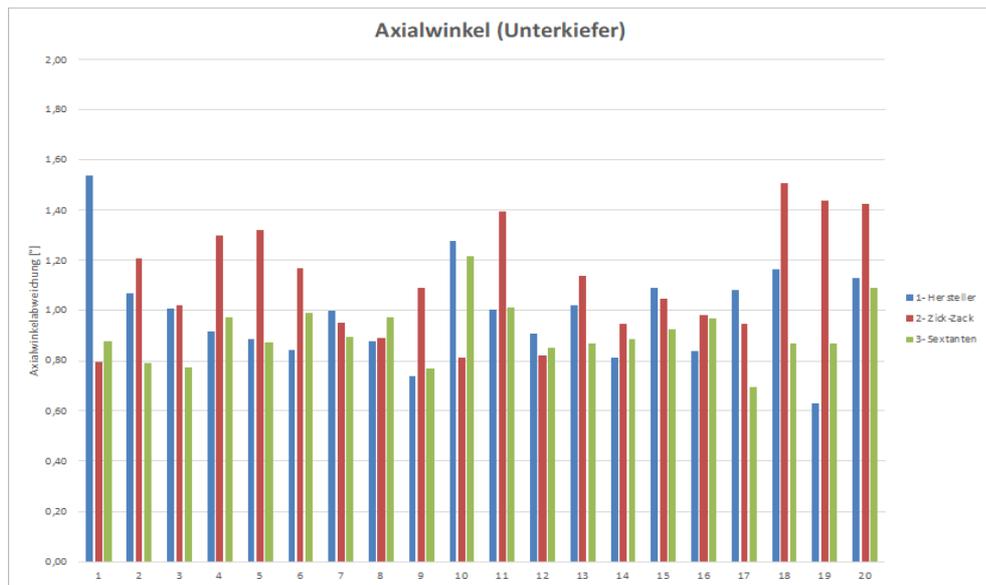


Abbildung 47: Axialwinkel (Unterkiefer)

Beim Axialwinkel ergaben sich für den Oberkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und den Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p = 0,010$) signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 2-Zick-Zack zu signifikant besseren Werten als Scanstrategie 3-Sextanten ($p < 0,001$) und 1-Hersteller ($p < 0,001$). Der Vergleich zwischen den Scanstrategien 1-Hersteller und 3-Sextanten ($p = 0,552$) ergab sich kein signifikanter Unterschied.

Im Unterkiefer führte die Scanstrategie 3-Sextanten zu signifikant besseren Werten als die Scanstrategie 2-Zick-Zack ($p = 0,003$). Zwischen den Scanstrategien 1-Hersteller und 2-Zick-Zack ($p = 0,110$) sowie Scanstrategie 1-Hersteller und Scanstrategie 3-Sextanten ($p = 0,117$) gab es keine signifikanten Unterschiede.

Die Abbildung 48 zeigt die Boxplots für den Axialwinkel im Ober- und Unterkiefer.

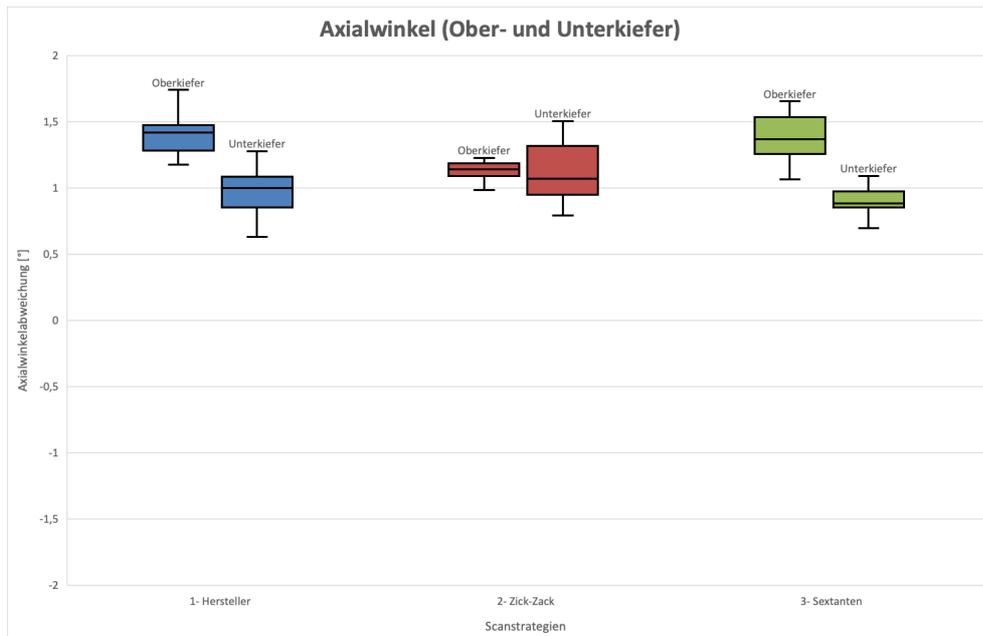


Abbildung 48: Boxplots für den Axialwinkel (Ober- und Unterkiefer)

Die Abbildung 49 und die Abbildung 50 zeigen für den Parameter des Coronalwinkels die Messergebnisse aller durchgeführten Scans der drei Scanstrategien im Ober- und Unterkiefer.

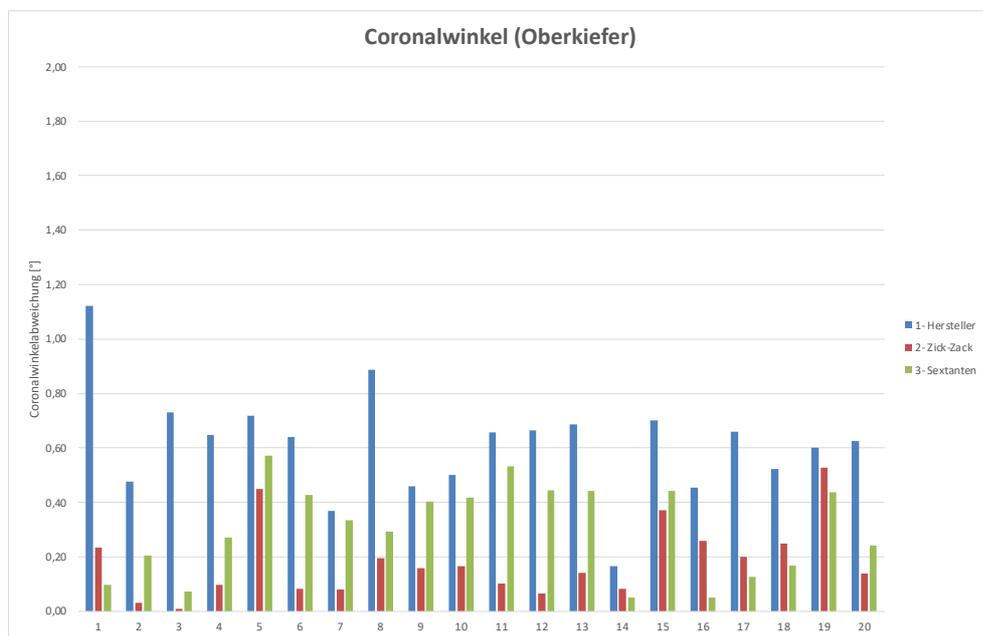


Abbildung 49: Coronalwinkel (Oberkiefer)

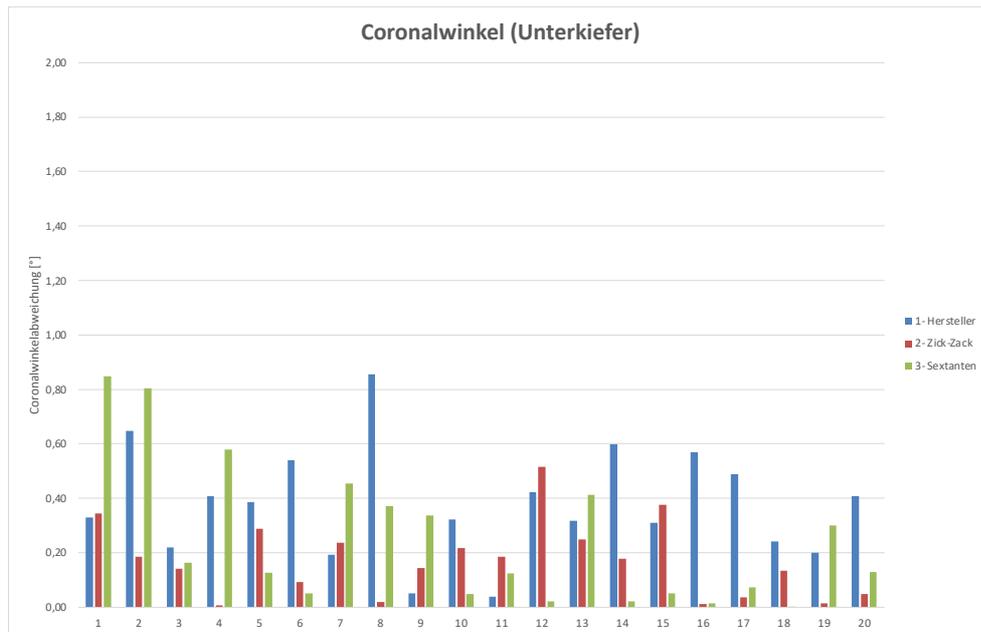


Abbildung 50: Coronalwinkel (Unterkiefer)

Beim Coronalwinkel wurden beim Oberkiefer (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und Unterkiefer (Kruskal-Wallis: $p = 0,004$) signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien festgestellt.

Im Oberkiefer führte Scanstrategie 2-Zick-Zack zu signifikant besseren Werten als Scanstrategie 1-Hersteller ($p = 0,008$). Die Scanstrategie 3-Sextanten lieferte signifikant bessere Werte als die Scanstrategie 1-Hersteller ($p < 0,001$). Zwischen Scanstrategie 2-Zick-Zack und 3-Sextanten waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar ($p = 0,030$).

Im Unterkiefer führte die Scanstrategie 2-Zick-Zack zu signifikant besseren Werten als die Scanstrategie 1-Hersteller ($p < 0,001$). Zwischen der Scanstrategie 1-Hersteller und 3-Sextanten ($p = 0,035$) sowie der Scanstrategie 2-Zick-Zack und 3-Sextanten ($p = 0,718$) gab es keine signifikanten Unterschiede.

Die Abbildung 51 zeigt die Boxplots für den Coronalwinkel.

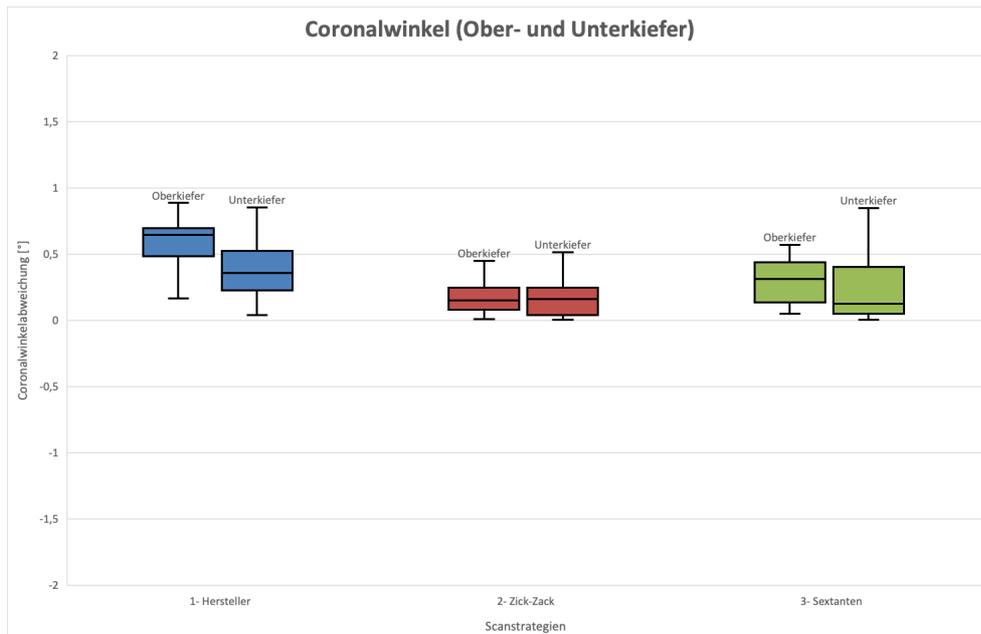


Abbildung 51: Boxplots für den Coronalwinkel (Ober- und Unterkiefer)

5.7 Ober- und Unterkiefer im Vergleich

5.7.1 Scanstrategie 1-Hersteller

Bei der Längenabweichung ($p < 0,001$) und dem Vektorfehler auf der X-Achse ($p < 0,001$) ergaben sich signifikant bessere Werte im Oberkiefer als im Unterkiefer. Bei der Vektorlänge ($p = 0,005$), dem Vektorfehler auf der Y-Achse ($p = 0,002$), dem Gesamtwinkel ($p < 0,001$), dem Axialwinkel ($p < 0,001$) und dem Coronalwinkel ($p < 0,001$) konnten signifikant bessere Werte im Unterkiefer als im Oberkiefer ermittelt werden. Beim Vektorfehler auf der Z-Achse ($p = 0,055$) konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem Ober- und Unterkiefer festgestellt werden.

5.7.2 Scanstrategie 2-Zick-Zack

Bei der Längenabweichung ($p < 0,001$), der Vektorlänge ($p < 0,001$) und dem Vektorfehler auf der X-Achse ($p < 0,001$) konnten signifikant bessere Werte im Oberkiefer als im Unterkiefer nachgewiesen werden. Beim Vektorfehler auf der Y-Achse ($p = 1,00$), dem Vektorfehler auf der Z-Achse ($p = 0,123$), dem Gesamtwinkel ($p = 0,417$), dem Axialwinkel ($p = 0,465$) und dem Coronalwinkel ($p = 0,808$) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Ober- und Unterkiefer ermittelt werden.

5.7.3 Scanstrategie 3-Sextant

Bei der Längenabweichung ($p < 0,001$) und beim Vektorfehler auf der X-Achse ($p < 0,001$) ergaben sich im Oberkiefer signifikant bessere Werte als im Unterkiefer.

Bei der Vektorlänge ($p = 0,001$), dem Vektorfehler auf der Y-Achse ($p < 0,001$), dem Gesamtwinkel ($p < 0,001$) und dem Axialwinkel ($p < 0,001$) konnten im Unterkiefer signifikant bessere Werte als im Oberkiefer ermittelt werden.

Beim Vektorfehler auf der Z-Achse ($p = 0,023$) und dem Coronalwinkel ($p = 0,127$) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Ober- und Unterkiefer festgestellt werden.

6. Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollten die folgenden Nullhypothesen überprüft werden:

1. Es gibt keine quantitativen Unterschiede bei der Genauigkeit hinsichtlich der linearen räumlichen Abweichungen (X-, Y- und Z-Achse) und der Rotationsparameter/Winkel (Coronal-, Axial und Gesamtwinkel) bei der Anwendung verschiedener Scanstrategien.
2. Es gibt keine quantitativen Unterschiede bei der Genauigkeit hinsichtlich der linearen räumlichen Abweichungen (X-, Y- und Z-Achse) und der Rotationsparameter/Winkel (Coronal-, Axial und Gesamtwinkel) bei verschiedenen Kiefergeometrien (Oberkiefer versus Unterkiefer).

Die Überprüfung erfolgte anhand von drei Scanstrategien (1-Hersteller, 2-Zick-Zack und 3-Sextanten) mit jeweils 20 Scanvorgängen im bezahnten Ober- und Unterkiefer. Dabei wurde der Trios 3 Wireless Scanner (Firma 3shape, Dänemark) eingesetzt.

Die zu vergleichenden Parameter waren die Länge des Metallstegs, die linearen räumlichen Abweichungen in den jeweiligen Achsen (X, Y und Z-Achse) und die Winkelabweichungen (Gesamtwinkel und die Winkel auf der coronalen und axialen Ebene) der beiden Enden des Metallstegs zueinander.

6.1 Material und Methode

Bei dem hier verwendeten Material handelte es sich um ein Polyurethanmodell. Die Aussparungen in regiones 17, 27, 37 und 47 dienten der Positionierung eines geradlinigen Metallstegs (GARANT, DIN 875-00- g; Hoffmann Group, München, Deutschland), mit dem eine Verbindung zwischen den Quadranten 17 und 27 und 37 und 47 hergestellt wurde.

Als Limitation des Metallstegs ist die reflektierende Oberfläche zu nennen. Als Gegenmaßnahmen können grundsätzlich Scanpuder oder eine Behandlung mit Korund im Rahmen einer Partikeldruckluftstrahlung eingesetzt werden [66]. Eine

weitere Möglichkeit, die Limitation der Reflexion zu umgehen, besteht darin, ein Gipsmodell mit eingearbeiteten PEEK-Zylindern als Referenzpunkte zu verwenden, wie es von *Van der Meer et al.* vorgeschlagen wurde [66]. Bei dieser Methode sollten allerdings mögliche Probleme hinsichtlich des Verhaltens von Gips gegenüber äußeren Einflüssen, wie zum Beispiel Feuchtigkeit, berücksichtigt werden. Denn gerade das hygroskopische Verhalten von Gipsmodellen könnte zu mechanischen Spannungen führen und dadurch die Genauigkeit verfälschen [70].

Kuhr et al. verwendeten als Referenz alternativ vier 5 mm (Durchmesser) starke V2A-Metallkugeln, die mit einer Positionierungsplatte und Komposit auf zwei Molaren und zwei Prämolaren innerhalb eines Kiefers fixiert werden [29]. Dieses Verfahren sollte allerdings kritisch betrachtet werden, da der Abstand zwischen den Kugelmittelpunkten dabei mit einem Programm berechnet werden. Außerdem sollte bei einer fehlerhaften Berechnung des Kugelmittelpunktes auf die Folgefehler hingewiesen werden, die zu einem Aufsummieren des Messfehlers führen würden. Darüber hinaus ist auch dieses Verfahren durch die Limitation der Reflexion bestimmt. Eine Alternative für ein Umgehen dieser Limitation besteht darin, anstelle von V2A-Metallkugeln PEEK-Kugeln zu verwenden. Dadurch könnten eine konstante Dimensionsstabilität beibehalten, reale Messwerte erfasst und Messungen sowohl in vivo als in vitro durchgeführt werden. In vivo muss allerdings der Zahnschmelz angeätzt werden, um dadurch einen festen Sitz der Kugeln gewährleisten zu können. Dies ist aber kritisch zu bewerten, da dabei auch gesunder Zahnschmelz angeätzt werden müsste. Außerdem könnten beim Entfernen des Komposits der Zahnschmelz und/oder die Kugeln (PEEK oder V2A) beschädigt werden, sodass sie dann nicht mehr wiederverwendet werden könnten. Darüber hinaus muss dabei auch auf eine Verschluckungs- und Aspirationsgefahr geachtet werden.

In der vorliegenden Studie wurde die gesamte Versuchsreihe bei einer konstanten Luftfeuchtigkeit von $50 \% \pm 10 \%$ und einer Raumtemperatur von $20 \text{ }^\circ\text{C} \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ durchgeführt, sodass die Dimensionsstabilität des Metallstegs bestmöglich gewährleistet werden konnte. Alle verwendeten Geräte und Materialien wurden nach aktuellen Herstellerangaben und Gebrauchsinformationen eingesetzt und verarbeitet. Die ausgewählte Methode wurde im Rahmen einer In-vitro-Studie eingesetzt. Dabei bestehen reproduzierbare und standardisierte Laborbedingungen, wodurch potentielle Störparameter ausgeschlossen werden können, wie zum Beispiel Speichel, Blutfluss, Lippen-, Zungen- und Schluckbewegungen, die die Messgenauigkeit beeinträchtigen können [71].

Die Bestimmung der Genauigkeit der Scans erfolgte anhand realer Messwerte und nicht etwa durch das Best-Fit Verfahren. Beim Best-Fit Verfahren wird ein durch ein Referenzverfahren erstellter Datensatz mit dem generierten Testdatensatz überlagert. Anschließend werden die euklidischen Abstände zwischen den einzelnen Datensatzpunkten ermittelt [71, 72]. Durch das Überlagern der Datensätze besteht bei zu großen Spannweiten, wie etwa bei zwei zu scannenden Quadranten, ein höheres Fehlerpotenzial. Denn je größer der Datensatz von der Ausdehnung her wird und je stärker sich der Test- vom Referenzdatensatz unterscheidet, umso größer wird auch das Fehlerpotential bei der Genauigkeit durch den Überlagerungsprozess. Dadurch wird nämlich die Unterscheidung realer Abweichungen von Überlagerungsungenauigkeiten erschwert. Das Best-Fit-Verfahren ist insofern für Datensätze von bis zu einem Quadranten geeignet, da dabei der Fehler noch in einem akzeptablen Wertebereich liegt [71, 72]. Da in der vorliegenden Studie Ganzkieferscans durchgeführt wurden, wurde die Messung über reale Messwerte nach *Güth et al.*, welches besser geeignet ist als das Best-Fit Verfahren [3], ausgewählt.

Das Referenzmodell wurde mit einem taktilen Messverfahren digitalisiert. Bei Vorversuchen am Referenzmodell wurden Längenabweichungen von 0,0001 mm und Winkelabweichungen von 0,0002° gemessen. Da der Referenz- und der Testdatensatz mit derselben Methodik analysiert wurden, wurde davon ausgegangen, dass systemische Messfehler der Testdatensätze im gleichen Rahmen wie die des Referenzdatensatzes liegen und deshalb vernachlässigt werden können. Durch die Automation der Feature-Erstellung wurde der subjektive Fehler im gesamten Analyseprozess minimiert, sodass eine Untersucherabhängigkeit weitgehend ausgeschlossen werden kann.

6.2 Ergebnisse aktueller Studien

Beim Vergleich der hier vorliegenden Ergebnisse mit den Erkenntnissen anderer aktueller Studien sollte darauf hingewiesen werden, dass die Messergebnisse nicht unmittelbar vergleichbar sind. Dies hängt vor allem damit zusammen, dass die hier vorliegenden Ergebnisse für den Trios 3 Wireless Scanner auf realen Messwerten beruhen, während die Abweichungen anderer aktueller Studien auf Best-Fit Überlagerungen basieren. Jedoch sind die Aussagen zu dem Einfluss der Scanstrategie auf die Genauigkeit in den jeweiligen Studien vergleichbar.

Medina-Sotomayor et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie die Genauigkeit eines Ganzkieferscans in Abhängigkeit von vier verschiedenen Scanstrategien anhand der Scanner Trios, iTero, Omnicam und True Definition an einem Oberkiefer aus

Exacto-Form epoxy resin (Bredent, Senden, Deutschland) [38]. Lediglich der iTero Scanner zeigte einen signifikanten Unterschied bei der Genauigkeit, während sich bei den anderen Scannern keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der verschiedenen Scanstrategien ergaben. Die dabei verwendeten Scanstrategien A, C und D sind identisch mit den Scanstrategien 1-Hersteller (entspricht A), 3-Sextant (entspricht C) und 2-Zick-Zack (entspricht D) in der vorliegenden Studie. Der Messwert für die Richtigkeit unterscheidet sich bei der Scanstrategie A (Median) mit 55,92 μm nur geringfügig vom Wert 1-Hersteller (Median) mit 76,37 μm . Bei der Scanstrategie C (Median) mit einem Wert von 55,57 μm ergibt sich im Vergleich mit dem Wert 3-Sextant (Median) mit 217,08 μm ein größerer Unterschied. Ähnlich verhält es sich bei der Scanstrategie D (Median) mit 56,32 μm im Vergleich mit dem Wert 2-Zick-Zack (Median) mit 292,52 μm .

Müller *et al.* untersuchten mit einem Trios Pod Scanner in einer In-vitro-Studie die Auswirkungen von drei Scanstrategien (A: erst bukkal, dann okklusal und palatinal zurück; B: erst okklusal, dann palatinal und bukkal zurück; C: Zick-Zack) auf die Genauigkeit anhand eines vollbezahnten Oberkiefermodells aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (Wirobond-C, Bego) [64]. Dabei ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bei der Richtigkeit (A: (MW \pm SD) 17,9 $\mu\text{m} \pm 16,4 \mu\text{m}$, B: (MW \pm SD) 17,1 $\mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$, C: (MW \pm SD) 26,8 $\mu\text{m} \pm 14,7 \mu\text{m}$). Die Scanstrategie C ist identisch mit der Scanstrategie 2-Zick-Zack in der vorliegenden Studie. Die Scanstrategie C lieferte eine Richtigkeit (MW \pm SD) von 26,8 $\mu\text{m} \pm 14,7 \mu\text{m}$, wodurch sie stark von der Scanstrategie 2-Zick-Zack (MW \pm SD) mit 279,79 $\mu\text{m} \pm 21,26 \mu\text{m}$ abweicht. Obwohl kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Richtigkeit vorlag, wird die Scanstrategie B empfohlen, da sie einen signifikanten Unterschied in der Präzision (A: (MW \pm SD) 35,0 $\mu\text{m} \pm 51,1 \mu\text{m}$, B: (MW \pm SD) 7,9 $\mu\text{m} \pm 5,6 \mu\text{m}$, C: (MW \pm SD) 8,6 $\mu\text{m} \pm 6,3 \mu\text{m}$) aufweist. Hierbei ist die Scanreihenfolge der Scanstrategie B (okklusal, palatinal und bukkal) und der Scanstrategie C (bukkal, okklusal und palatinal) verglichen mit der Scanstrategie 1-Hersteller (okklusal, bukkal und palatinal) vertauscht und beide weichen bezogen auf die Richtigkeit von der Scanstrategie 1-Hersteller (MW \pm SD) 88,97 $\mu\text{m} \pm 20,31 \mu\text{m}$ stark ab.

Ender *et al.* untersuchten in einer In-vitro-Studie die Genauigkeit von verschiedenen Scannern (TRn: Trios 3 Mode normal; TRi: Trios 3 Mode insane; CS: CS 3600; MD: Medit i500; iT: iTero Element 2; OC4: Cerec Omnicam 4.6.1; OC5: Cerec Omnicam 5.0.0; PS: Primescan) anhand eines Teil- und Ganzkieferscans am Oberkiefer [27]. Die Zähne des Oberkiefers bestanden aus Feldspatkeramik (Cerec Blocs; Dentsply Sirona). Als Scanstrategie wurde die vom Hersteller empfohlene Scanstrategie des

jeweiligen Scanners verwendet. Dadurch ist die Scanstrategie für den Trios in der Studie von *Ender et al.* identisch mit der Scanstrategie 1-Hersteller der vorliegenden Studie. Beim Ganzkieferscan erreichte der TRn eine Genauigkeit (MW \pm SD) von $50,5 \mu\text{m} \pm 9,6 \mu\text{m}$ und der TRi von $51,1 \mu\text{m} \pm 16,1 \mu\text{m}$. Zwischen den Modi normal und insane ergaben sich also keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie (MW \pm SD) $88,97 \mu\text{m} \pm 20,31 \mu\text{m}$ ergaben sich Unterschiede zwischen den Messwerten.

Michelinakis et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie die Genauigkeit eines Ganzkieferscans anhand des Trios 3, Medit i500 und Planmeca Emerald an Ober- und Unterkiefen aus Gips [73]. Als Referenz dienten die Datensätze, die mit einem Laborscanner (E 3 von 3 Shape) erzeugt wurden. Die Scanstrategie für den Trios 3 ist eine erweiterte Variante der Scanstrategie 2-Zick-Zack. Dabei wurde posterior am II. Quadranten beziehungsweise III. Quadranten beginnend bis zum posteriorsten Zahn des kontralateralen Quadranten, bukkal zurück, dann oral abschließend für den Oberkiefer beziehungsweise konträr für den Unterkiefer gescannt. Alle drei Scanner zeigten eine Genauigkeit von unter $100 \mu\text{m}$. Damit weichen die Messwerte stark von denen der vergleichbaren Scanstrategie 2-Zick-Zack mit $279,79 \mu\text{m} \pm 21,26 \mu\text{m}$ in der vorliegenden Studie ab.

Auch wenn eine direkte Vergleichbarkeit der Messergebnisse (Best-Fit und reale Messwerte) der hier diskutierten Studien nicht möglich ist, so können daraus dennoch die folgenden Schlussfolgerungen abgeleitet werden: Alle Messergebnisse der Studien weichen in der Genauigkeit stets positiv ab. Außerdem weichen die Messergebnisse bei den vergleichbaren Scanstrategien stark von den Ergebnissen der vorliegenden Studie ab ($> 20,5 \mu\text{m}$). Eine Ausnahme bildet die Studie von *Medina-Sotomayor et al.*, deren Ergebnisse bei der Scanstrategie A (Median) mit $55,92 \mu\text{m}$ vergleichbar mit denen der Scanstrategie 1-Hersteller (Median) mit $76,37$ sind.

Hinsichtlich der oben erläuterten Studien für den Trios Scanner lässt sich zudem feststellen, dass bis auf die Scanstrategie B von *Müller et al.* keine der untersuchten Scanstrategien innerhalb der verschiedenen Studien bei der Genauigkeit den jeweils anderen Scanstrategien überlegen war (da kein signifikanter Unterschied), sodass sie vorrangig empfohlen wurden. Dies deckt sich nicht mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. So war sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer die Scanstrategie 1-Hersteller (bezogen auf die Längenabweichung) der Scanstrategie 2-Zick-Zack und der Scanstrategie 3-Sextanten überlegen, weshalb sie wegen der geringsten Messungenauigkeit empfohlen werden kann.

Jedoch ist es wichtig zu berücksichtigen, dass neben der Scanstrategie selbst unterschiedliche Einflüsse die Genauigkeit beeinflussen können. Nachfolgend werden weitere Einflussfaktoren kurz diskutiert.

Neben der Scanstrategie ist der Einfluss der Materialien des Referenzmodells zu beachten, da die Reflexions- und Transluzenz-Eigenschaften der verwendeten Materialien sich unterschiedlich auf Messergebnisse auswirken können [74]. So kann es etwa bei metallischen Materialien, wenn sie nicht vorher gepudert werden, zu starken Reflexionen kommen, die die Genauigkeit negativ beeinflussen können [73]. Ähnliches gilt für Materialien mit einer hohen Transluzenz, wie zum Beispiel Lithiumdisilikat [73]. Konträr dazu verhält es sich mit Gips, der über geringere Transluzenz- und Reflexions-Eigenschaften verfügt. Deshalb ergab sich unter anderem in der Studie von *Ender et al.* mit Keramik eine höhere Abweichung bei der Genauigkeit als in der Studie von *Michelinakis et al.* mit Gips [27, 73]. Dennoch sollte die Anfälligkeit von Gips gegenüber mechanischem Stress, sein hygroscopisches Verhalten und sein Abrasionsverhalten nicht unberücksichtigt bleiben, da diese Eigenschaften ebenfalls zu Messungenauigkeiten führen können [70].

Eine Möglichkeit, die Reflexion und dadurch auch die Verfälschung der Genauigkeit zu reduzieren, besteht darin, diese potenziellen Stellen mit einem Scanhilfsmittel zu pudern. *Hu et al.* untersuchten in einer In-vitro-Studie den Einfluss auf die Genauigkeit anhand der Scanhilfsmittel ScanCure (SC-80, ODS Co, Incheon, Korea), IP Scan Spray (IP-Division, Haimhausen, Deutschland), Vita Powder Scan Spray (Vita Zahnfabrik, Stuttgart, Deutschland) im Vergleich zu ohne Scanhilfsmittel und zwar für den Trios (3Shape) und i500 (Medit) [75]. Als Referenzmodell wurde dabei ein in 3D gedrucktes E-Denstone (EnvisionTec, Dearborn, MI, USA) verwendet, das in seinen Reflexions- und Transluzenz-Eigenschaften dem Gips ähnelt. Obwohl ein Referenzmodell mit niedrigen Reflexions- und Transluzenz-Eigenschaften verwendet wurde, gab es unterschiedliche Abweichungen hinsichtlich der Richtigkeit. So erreichte der Trios mit dem IP Scan Spray eine Abweichung (MW \pm SD) von $85,44 \mu\text{m} \pm 25,38 \mu\text{m}$ und ohne Scanhilfsmittel (MW \pm SD) $105,02 \mu\text{m} \pm 11,25 \mu\text{m}$. Für beide Scanner ergaben sich bei der Richtigkeit keine signifikanten Unterschiede, während die Messwerte der Scanner bei der Präzision signifikante Unterschiede aufwiesen. So erreichte der Trios mit dem Vita Powder Scan Spray Werte von (MW \pm SD) $76,1 \mu\text{m} \pm 22,4 \mu\text{m}$ und ohne Scanhilfsmittel von (MW \pm SD) $134 \mu\text{m} \pm 34,7 \mu\text{m}$.

Darüber hinaus hat die jeweils eingesetzte Softwareversion des jeweiligen Scanners Einfluss auf Messergebnisse. Eine Scanstrategie, die immer zu positiven oder negativen Messabweichungen führt, kann unter anderem durch Softwareanpassungen gesteuert werden. *Haddadi et al.* untersuchten am CEREC Omnicam den Einfluss der Softwareversion (4.4.0 und 4.4.4) auf die Genauigkeit. Die Studie konnte zeigen, dass die Softwareversion einen erheblichen Einfluss auf die Genauigkeit hat, sodass weitere Untersuchungen für eine Verbesserung der Genauigkeit nicht nur hinsichtlich der Hardware, sondern auch hinsichtlich der Software erforderlich sind [76]. Ähnliches berichteten *Schmidt et al.*, die in einer In-vivo-Studie die Genauigkeit von IOS mit der aktuellen Software (Trios 3 cart, Trios 3 Pod Wired, Trios 4 Pod Wireless und Primescan) und Impregum anhand des Unterkiefers verglichen [77]. Die Scanstrategie für die Trios Scanner war dabei die gleiche wie die Scanstrategie 1-Hersteller in der vorliegenden Studie. Dabei wurden wie bei *Kuhr et al.* vier Metallkugeln als Referenz mit einer Positionierungsplatte okklusal angebracht. Der IMW der Linie D1_4, der mit dem Steg der vorliegenden Studie vergleichbar ist, lieferte beim Trios 3 cart Werte von (MW \pm SD) 247,4 $\mu\text{m} \pm$ 203,00 μm , beim Trios 3 Pod Werte von (MW \pm SD) 515,0 $\mu\text{m} \pm$ 100,3 μm , beim Trios 4 Werte von (MW \pm SD) 120,6 $\mu\text{m} \pm$ 70,06 μm , beim Primescan Werte von (MW \pm SD) 64,2 $\mu\text{m} \pm$ 47,1 μm und beim Impregum Werte von (MW \pm SD) 36,3 $\mu\text{m} \pm$ 32,6 μm . Die Ergebnisse dieser Studie deuten darauf hin, dass beim Trios-Scanner die Hardware einen deutlichen Einfluss auf die Genauigkeit hat, da alle Scanner mit der neuesten Software aktualisiert wurden und dennoch Unterschiede auftraten. So wies der Trios 3 Pod Wired eine Messungenauigkeit auf, die um ein Vielfaches größer war als die des Trios Pod 4 Wireless. Außerdem wurde davon ausgegangen, dass unterschiedliche Algorithmen für die Scanner verwendet werden, womit die hohen Abweichungen des Trios 3 Pod Wired erklärt werden können. Diese Annahme kann allerdings nur durch den Hersteller geklärt werden.

Hinsichtlich der Praktikabilität gibt es bereits einige Studien, in denen für die Abformung mit dem IOS die Vorteile für die Behandler und die Patienten belegt wurden [82]. Beim stetigen IOS-Einsatz und damit zunehmender Erfahrung (Erfahrungslevel) beim Nutzer (Behandler und zahnmedizinisches Personal) steigt die Lernkurve an, was sich auf die Scangenaugigkeit auswirkt [61, 83, 84].

Lim et al. untersuchten in einer In-vivo-Studie den Einfluss des Erfahrungslevels des Nutzers auf die Genauigkeit anhand von Ganzkieferscans mit dem iTero und dem Trios. Während der Trios keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) aufwies, zeigte sich eine Verbesserung der Richtigkeit ($p < 0,05$) beim iTero mit einem steigenden

Erfahrungslevel des Nutzers [84]. Für eine effektive klinische Anwendung wird auch das Üben des Scannens empfohlen.

Resende et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie den Einfluss von drei Nutzern mit unterschiedlichen Erfahrungslevels (low, medium und high) auf die Genauigkeit des Trios 3 und des CEREC Omnicam [85]. Dabei konnten signifikante Unterschiede bei den Nutzern der jeweiligen Erfahrungslevels bei der Präzision ($p < 0,001$), dem Scanner ($p < 0,001$), der Scangröße ($p < 0,001$), dem Nutzer und der Scangröße ($p < 0,001$) und dem Scanner und der Scanzeit ($p < 0,001$) festgestellt werden.

Für die klinische Anwendung eines IOS für einen Ganzkieferscan mit der höchsten Genauigkeit wird daher empfohlen, auf eine ausreichende Trockenlegung (insbesondere in der Region der Prämolaren und Molaren), einen geübten Nutzer und eine geringe Zungenbewegung zu achten [78-80, 84]. Außerdem sollte nach dem Scanvorgang der generierte Datensatz kontrolliert werden, um unter anderem potenzielle Scanfehler, wie etwa eine verschwommene Präparationsgrenze, fehlende Zahnsegmente oder eine fehlerhafte Bissregistrierung, zu vermeiden [86, 87].

6.3 Ober-und Unterkiefer

Folgende Erkenntnisse wurden für den Ober- und Unterkiefer gewonnen.

6.3.1 Oberkiefer

Die deskriptive Auswertung zeigt, dass im Ergebnis bei allen Scanstrategien ein zu langer Steg gemessen wurde, was bei der Längenabweichung, bei der Vektorlänge und beim Vektorfehler auf der X-Achse deutlich wurde. Bei all diesen Größen liegen, bis auf wenige Ausreißer, vor allem positive Werte vor. Die Messergebnisse für den Vektorfehler auf der Y-Achse weisen vor allem negative Abweichungen auf, was für eine zu niedrige Vertikalachse (Kieferhöhe) spricht, bei der der Punkt 1-2-3 im Vergleich mit der Referenzmessung weiter kaudal liegt. Die Messergebnisse für den Vektorfehler auf der Z-Achse weisen überwiegend negative Abweichungen auf, bei denen der Punkt 1-2-3 im Vergleich mit der Referenzmessung weiter posterior liegt. So zeigen bei den Scanstrategien 1-Hersteller und 3-Sextanten jeweils 17 von 20 Scans negative Werte auf, während bei der Scanstrategie 2-Zick-Zack jeweils 18 von 20 Scans positive Werte haben. Sowohl positive als auch negative Abweichungen bei der Länge, der Vektorlänge und dem Vektorfehler auf der X-, Y- und Z-Achse wirken sich negativ auf die Passung von Restaurationen aus. Die größte gemessene Längenabweichung im Oberkiefer lag bei $-739,85 \mu\text{m}$ (2. Scandurchgang, Scanstrategie 3-Sextanten), was sich auch auf die Vektorlänge auswirkt ($1141,70 \mu\text{m}$). Diese Messungenauigkeit ist insbesondere auf die

Messabweichung bei der X-Achse (-748,71 µm) zurückzuführen. Bei den Messwerten für die Längenabweichung ergaben sich zwischen den Scanstrategien signifikante Unterschiede (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$). Die Nullhypothese hinsichtlich der Längenabweichung muss daher verworfen werden.

Die Vektorlänge wird durch den Abstand der Punkte P 4-5-6 und den konstruierten Punkt P 1'-2-3 bestimmt. Idealerweise überlagern sich diese Punkte, sodass es keinen Verzug im Datensatz gibt. Auch bei den Messwerten für die Vektorlänge ergaben sich zwischen den Scanstrategien statistisch signifikante Unterschiede (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$). Die Nullhypothese hinsichtlich der Vektorlänge muss daher ebenfalls verworfen werden. Die Vektorfehler auf der X-Achse (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$), Y-Achse (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und Z-Achse (Kruskal-Wallis: ($p < 0,001$) weisen signifikante Unterschiede auf, sodass die Nullhypothese auch dabei verworfen werden muss.

Auch bei den Gesamtwinkeln (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$), den Axialwinkeln (XY-Achse) (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) und den Coronalwinkeln (XZ-Achse) (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien, sodass die Nullhypothese auch hier verworfen werden muss. Dies korreliert mit den signifikanten Unterschieden auf der X-, Y- und Z-Achse. Abweichungen beim Axialwinkel (XY-Achse) können zu einer unilateralen imperfekten statischen und dynamischen Relation führen. Abweichungen beim Coronalwinkel (XZ-Achse) können zu einer imperfekten Relation auf der Okklusalebene führen (Verschiebungen in posterior, anterior und lateral).

6.3.2 Unterkiefer

Die deskriptive Auswertung macht deutlich, dass im Ergebnis bei allen Scanstrategien ein zu langer Steg gemessen wurde. Dies zeigt sich bei den gemessenen Längenabweichungen, der Vektorlänge und dem Vektorfehler auf der X-Achse, wobei der Punkt 1-2-3 im Vergleich mit der Referenzmessung weiter vestibulär liegt. Bei all diesen Größen liegen, bis auf wenige Ausreißer, vor allem positive Werte vor. Die Messergebnisse auf der Y-Achse weisen insbesondere negative Abweichungen auf, was einer zu niedrigen Vertikalachse (Kieferhöhe) entspricht, bei der der Punkt 1-2-3 im Vergleich mit der Referenzmessung weiter kaudal liegt. Bei den Messergebnissen auf der Z-Achse weisen bei der Scanstrategie 1-Hersteller jeweils 15 von 20 Scans negative Werte auf. Bei der Scanstrategie 3-Sextanten haben jeweils 14 von 20 Scans negative Werte, während bei der Scanstrategie 2-Zick-Zack alle 20 Scans positive Werte aufweisen. Positive Abweichungen bei der Z-Achse verweisen auf einen Verzug in der Horizontalachse,

bei dem der Punkt 1-2-3 im Vergleich mit der Referenzmessung weiter anterior liegt, während negative Werte auf eine Stauchung hinweisen, bei der der Punkt 1-2-3 im Vergleich mit der Referenzmessung weiter posterior liegt. Sowohl negative als auch positive Abweichungen bei der Länge, der Vektorlänge und den X-, Y- und Z-Achsen können sich negativ auf die Passung von Restaurationen auswirken. Die größten gemessenen Längenabweichungen im Unterkiefer waren $-43,11 \mu\text{m}$ (1. Scandurchgang, Scanstrategie 3-Sextanten) und $707,31 \mu\text{m}$ (12. Scandurchgang, Scanstrategie 2-Zick-Zack). Bei den Messwerten ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Scanstrategien (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$). Die Nullhypothese hinsichtlich der Längenabweichung muss daher verworfen werden.

Auch bei der Vektorlänge wurden zwischen den Scanstrategien signifikante Unterschiede (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) gemessen. Die Nullhypothese hinsichtlich der Vektorlänge muss daher ebenfalls verworfen werden. Die Vektorfehler auf der X-Achse (Kruskal-Wallis: ($p < 0,001$), der Y-Achse (Kruskal-Wallis: $p = 0,012$) und der Z-Achse (Kruskal-Wallis: $p < 0,001$) zeigten signifikante Unterschiede. Die Nullhypothese muss daher hinsichtlich der Vektorfehler auf der X-, Y- und Z-Achse verworfen werden.

Die Gesamtwinkel wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien (Kruskal-Wallis: $p = 0,032$) auf. Die Axialwinkel zeigten dagegen signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien (Kruskal-Wallis: $p = 0,010$), was mit den Vektorfehlern auf der X- und Y-Achse korrelierte, die ebenfalls signifikante Unterschiede aufwiesen. Die Coronalwinkel zeigten ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scanstrategien (Kruskal-Wallis: $p = 0,004$), welche mit den Vektorfehlern auf der X- und Z-Achse in Verbindung stehen, die auch signifikante Unterschiede aufwiesen. Die Nullhypothese hinsichtlich der Coronal- und Axialwinkel muss also verworfen werden, während sie für die Gesamtwinkel angenommen werden kann.

6.3.3 Vergleich zwischen Ober- und Unterkiefer

Bei den Längenabweichungen im Ober- und Unterkiefer zeigte sich, dass die Abweichungen im Unterkiefer stets höher ausfielen als die des Oberkiefers. Deshalb muss die Nullhypothese hinsichtlich der Längenabweichung verworfen werden. Eine mögliche Erklärung besteht darin, dass die Unterkieferfront der Oberkieferfront anatomisch sehr ähnlich ist, wodurch es für den Scanner erschwert wird, zwischen den einzelnen Zähnen zu differenzieren. Dies könnte zu einer fehlerhaften Überlagerung (matching/stiching) der generierten Datensätze und dadurch zu

größeren Längenabweichungen führen, was auch von *Moon et al.* berichtet wurde [78]. Zudem sind bei der klinischen Anwendung eines Scans je nach Ober- oder Unterkiefer erschwerende Bedingungen zu beachten. Dazu zählen unter anderem Flüssigkeiten, wie Blut und/oder verstärkter Speichelfluss, Weichgewebe, wie Zunge, Wange und Lippe, Schluckbewegungen, eingeschränkte Mundöffnung und Würgereiz [3, 78, 79]. Insbesondere die Bewegungen der Zunge, die Mandibularflexion und eine eingeschränkte Mundöffnung können dabei zu großen Messungenauigkeiten beim Unterkieferscan führen [78, 80, 81]. Sowohl beim Ober- als auch beim Unterkiefer wurden für die Z-Achse mit der Scanstrategie 1-Hersteller und der Scanstrategie 3-Sextanten negative Werte ermittelt, während bei der Scanstrategie 2-Zick-Zack positive Abweichungen gemessen wurden. Dies könnte auf einen Matchingfehler zurückzuführen sein, der sich bei der Digitalisierung aufsummiert und in Abhängigkeit von der Scanstrategie zu eher positiven oder eher negativen Werten führt.

Während die Scanstrategien 1-Hersteller und 2-Zick-Zack ohne Unterbrechungen des Scanvorgangs durchgeführt wurden, wurde der Scanvorgang bei der Scanstrategie 3-Sextanten in drei Segmente aufgeteilt. Durch das Absetzen beziehungsweise Pausieren des Scanvorgangs bei der Scanstrategie 3-Sextanten kann für eine ausreichende Trockenlegung und ein angemessenes Weichgewebsmanagement gesorgt werden. Als Nachteil wäre bei der Scanstrategie 3-Sextanten allerdings der Zeitfaktor zu bemängeln. In der hier durchgeführten In-vitro-Studie gab es keine potenziellen Störfaktoren, wie Blut, Speichel, Lippen-, Zungen- und Wagenbewegungen, was zunächst hinsichtlich der Zeitersparnis für die Scanstrategien 1-Hersteller und 2-Zick-Zack spricht. In vivo wäre dieser Zeitvorteil nicht oder nur bedingt möglich, da die oben aufgelisteten Störfaktoren mehr Zeit in Anspruch nehmen würden.

6.4 Relevanz der Studie

Im klinischen Zusammenhang stellt sich die Frage: Wie genau muss ein IOS sein? In welchen Teilbereichen der Zahnmedizin kann, der in der vorliegenden Studie untersuchte IOS eingesetzt werden? Wie ist die klinisch akzeptable Anwendbarkeit zu bewerten? Im folgenden Abschnitt wird auf die klinische Anwendbarkeit in der Kieferorthopädie (Retainer) und der Prothetik (Kronen, Brücken und Implantatrestaurationen) eingegangen.

Vasudavan et al. verglichen die Passgenauigkeit der Retainer, die mit einer konventionellen Alginatabformung erstellt wurden, mit Retainern, die mit einem IOS hergestellt wurden. Klinisch waren beide Verfahren akzeptabel, wobei die

meisten Kieferorthopäden und Patienten allerdings den Intraoralscan präferierten [83]. In der Kieferorthopädie werden nach *Hirogaki et al.* Abweichungen von bis zu 0,30 mm toleriert, während *Schirmer* und *Wiltshire* Abweichungen von weniger als 0,20 mm als klinisch noch akzeptabel bewerteten. Bei *Bell et al.* werden Abweichungen bis 0,27 mm als klinisch nicht signifikant betrachtet [78, 88]. Anhand dieser Kriterien beurteilend wären alle Scanstrategien hinsichtlich der Längenabweichungen für den kieferorthopädischen Gebrauch im Oberkiefer tolerabel (1-Hersteller Median 76,37 µm, 2-Zick Zack Median 292,52 µm und 3-Sextanten 217,08 µm). Im Unterkiefer kommt dagegen nur die Scanstrategie 1-Hersteller (Median 288,44 µm) in Frage. Die Scanstrategie 2-Zick Zack (Median 516,98 µm) und 3-Sextant (Median 401,33 µm) generierten Datensätze sind nach den oben genannten Maßstäben zu ungenau.

Nach der aktuellen Literatur ist für eine prothetische Versorgung, wie zum Beispiel bei einer Krone oder Brücke, ein marginaler Randspalt von bis zu maximal 120 µm noch tolerabel [78, 89, 90]. Eine unzureichende Passgenauigkeit, etwa durch einen zu großen Randspalt, kann zu einer Sekundärkaries, einer Pulpitis und einer Entzündung des Weich- und des Hartgewebes führen [91-93]. Da die digitale Datenerhebung den initialen Schritt bei einer Restauration bildet, sind eine hohe Richtigkeit und Präzision des generierten Datensatzes von zentraler Bedeutung. Während sich die Ermittlung eines Randspalts nur auf einen Spalt in der vertikalen Achse des Zahnes bezieht, wurden in der vorliegenden Studie darüber hinaus noch weitere Parameter bestimmt. Die gemessenen Längen- und Vektorlängenabweichung wie auch die X-, Y- und Z-Vektorfehler lagen bei den jeweiligen Scanvorgängen bei beiden Kiefern überwiegend über der maximal tolerablen Grenze von 120 µm. Lediglich bei der Scanstrategie 1-Hersteller im Oberkiefer lagen die Längenabweichung (Median: 76,37 µm) und der X-Vektorfehler (Median: 68,45 µm) unterhalb der maximal tolerablen Grenze von 120 µm. Da diese erhobenen Werte nicht direkt mit der tolerablen Grenze von 120 µm verglichen werden können und der marginale Randspalt eine multifaktorielle Genese hat, sollen sie nur als Diskrepanz der Messungenauigkeiten verstanden werden.

Schlenz et al. zeigten in ihrer In-vivo-Studie mit dem Trios 3 Scanner, dass der marginale Randspalt von chairside hergestellten Einzelzahnkronen aus Kunststoff (Median) mit 80,0 µm, Zirkoniumdioxid (Median) mit 80,0 µm und Nichtedelmetall (Median) mit 80,0 µm im klinisch akzeptablen Bereich liegt [94]. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Studien von *Carbajal Mejía et al.* und *Alqahtani et al.* [95, 96].

Dabei sollte allerdings beachtet werden, dass in der vorliegenden Studie ein vollbezahlter Ganzkieferscan durchgeführt wurde. Wie bereits vorher erwähnt wurde, gibt es eine Diskrepanz bei der Genauigkeit zwischen Teil- und Ganzkieferscans [7]. Dies lässt sich allgemein darauf zurückführen, dass sich mit dem Umfang des matchings und stitchings während der Digitalisierung des Datensatzes auch das Fehlerpotential erhöht [77]. *Su und Sun* fanden in ihrer Studie heraus, dass die Genauigkeit des Trios-Scanners mit steigender Spannweite sinkt. So wurde beim Scannen eines Oberkiefer-Quadranten eine Abweichung von (MW \pm SD) $41,56 \mu\text{m} \pm 7,92 \mu\text{m}$ gemessen, während sich die Abweichung beim Scannen der beiden Oberkiefer-Quadranten auf (MW \pm SD) $88,44 \mu\text{m} \pm 28,63 \mu\text{m}$ nahezu verdoppelt hatte [97]. Dies deckt sich mit der Studie von *Flügge et al.*, in der die Genauigkeit von Intraoral- und Extraoralscannern anhand eines Implantatmodells verglichen wurde [98]. Während bei den extraoral generierten Abformungen keine signifikanten Abweichungen auftraten, nahm die Genauigkeit bei den intraoral generierten Datensätzen mit steigender Spannweite ab. *Moon et al.* untersuchten in einer In-vivo-Studie mit einem Trios IOS die Genauigkeit im Ober- und Unterkiefer anhand von Teil- und Ganzkieferabformungen und Einzelzähnen. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Ergebnissen der oben genannten Studien. Die Genauigkeit war bei den Teilabformungen besser als bei den Ganzkieferabformungen. Außerdem wiesen die Abweichungen bei Ganzkieferabformungen im Unterkiefer schlechtere Werte auf als im Oberkiefer, was sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie deckt. Diese Abweichungen zeigen sich insbesondere in den Regionen der posterioren Zähne [78]. Deshalb stellt sich die Frage, inwieweit ein Ganzkieferscan für eine Einzelkronenversorgung erforderlich ist, wenn eine Teilabformung nach der aktuellen Studienlage dafür genauer und damit weniger fehleranfällig ist [78].

Auch bei Teilkieferscans kann man allerdings danach fragen, welche Scanstrategie für die höchste Genauigkeit zu bevorzugen ist. Um zu verifizieren, ob wie in der vorliegenden Studie die Scanstrategie 1-Hersteller auch für Teilkieferscans die Scanstrategie mit der höchsten Genauigkeit ist, sind weitere Untersuchungen erforderlich. Da es sich bei einem Teilkieferscan nicht um einen Ganzkieferscan handelt, ist auch der in der vorliegenden Studie verwendete Steg nicht geeignet. Der Referenzkörper könnte aber durch andere Referenzobjekte ersetzt werden, wie zum Beispiel mehrere Miniatursteg in der Region der Molaren, der Prämolaren und der Inzisiven. Aus Erkenntnissen von Teilkieferscans können weitere Untersuchungen zur Genauigkeit von Einzelzahnrestorationen in den posterioren und anterioren Regionen im Ober- und Unterkiefer abgeleitet werden.

Für solche weiterführenden Studien könnten etwa auf die von *Schlenz et al.* verwendete Untersuchungsmethode zurückgegriffen werden. Dabei wurde ein Zahn präpariert und anschließend der Kiefer (Teil- oder Ganzkieferscan) gescannt. Danach wurde eine Krone aus einem Nichtedelmetall (NEM) mit CAD/CAM hinsichtlich der Voreinstellungen des Zementspalts gefräst. Im Anschluss daran wurde ein Silikonreplikat der Krone auf dem präparierten Zahn hergestellt. Nach der Entfernung der Krone wurde das Kiefersegment mit dem Silikonreplikat auf dem präparierten Zahn gescannt und anschließend die Funktion der systemimmanenten Software des Trios angewandt. Durch eine Best-Fit Überlagerung des präparierten Zahnes und des Silikonreplikats auf dem präparierten Zahn wurde dann mit der Querschnittfunktion des Trios-Scanners die Diskrepanz dargestellt (marginale, axiale und okklusale Fit) [99]. Da diese Methode zuerst im Rahmen eines Teilkieferscans und danach im Rahmen eines Ganzkieferscans durchgeführt werden kann, ist ein direkter Vergleich hinsichtlich des marginalen, axialen und okklusalen Fits möglich. Mit dieser Methode können sowohl zweidimensionale, wie zum Beispiel bei Silikonreplikaten, als auch dreidimensionale Darstellungen erzeugt und ausgewertet werden.

Bereits mehrere Studien haben sich über die Einzelzahnrestauration hinaus mit der klinischen Anwendbarkeit des Trios 3 beschäftigt. So konnte etwa die Studie von *Özal et al.* zeigen, dass dreigliedrige und monolithische Zirkonbrücken, die auf einem Scan (Scanstrategie 1-Hersteller) mit dem Trios 3 oder Trios 4 basieren, klinisch akzeptabel sind ($< 120 \mu\text{m}$) [100]. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Studie von *Arezoobakhsh et al.* [89]. Auch die Messwerte der vorliegenden Studie bestätigen, dass der Trios 3 Wireless Scanner mit der Scanstrategie 1-Hersteller (Oberkiefer Median $76,37 \mu\text{m}$) für das Erstellen von dreigliedrigen Brücken eingesetzt werden kann.

Während natürliche Zähne eine Eigenbeweglichkeit von bis zu $100 \mu\text{m}$ aufweisen, sind es bei Implantaten nur bis zu $10 \mu\text{m}$ [101, 102]. Deshalb sollte bei von Implantat getragenen Restaurationen auf ein „passive fit“ beziehungsweise eine angemessene Passivität geachtet werden. Passive Fit bezieht sich dabei auf einen spannungsfreien Sitz, der durch einen gleichmäßigen und gleichzeitigen Sitz der Restauration auf dem Abutment und dem Implantat ermöglicht wird [103]. Insbesondere bei weitspannigen und bei von Implantat getragenen Restaurationen könnte ein fehlendes passive fit zu mechanischen Schäden (Fraktur oder Lockerung der Implantatkomponenten und/oder der Restauration) und biologischen Schäden (Osseointegrationskomplifikationen, insbesondere bei einer Sofortbelastung nach der Implantation, marginalem Knochenabbau, Schleimhautentzündung und Schmerzen)

führen [101, 104]. *Brånemark* definierte als erster den Begriff passive fit [105]. Dabei ging er davon aus, dass 10 µm ausreichen, um die Reifung und Remodellierung des Knochens für eine okklusale Belastung zu ermöglichen. *Jemt und Lie* beschrieben passive fit als die benötigte Genauigkeit, um klinische Langzeitkomplikationen zu verhindern, wobei sie eine Diskrepanz von bis zu 150 µm als akzeptabel annehmen [106].

Mangano et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie (Best-Fit Verfahren) die Genauigkeit von fünf IOS (CS 3600, Trios 3, Omnicam, DWIO und Emerald) anhand von Implantaten an zwei Oberkiefergipsmodellen (teilbezahnt und zahnelos), die in drei Versuchsreihen durchgeführt wurden [107]. Beim teilbezahnten Oberkiefergipsmodell wurde eine Implantatkrone (SC) durch ein Implantat in regio 23 und eine durch ein Implantat unterstützte Teilprothese (PP) durch Implantate in regiones 14, 16 und 23 gescannt. Dementsprechend wurde beim zahnelosen Oberkiefer (FA) jeweils der gesamte Kiefer mit den Implantaten in regiones 11, 14, 16, 21, 24 und 26 gescannt. Als Scanstrategie wurde, wie auch in der vorliegenden Studie, die Scanstrategie 2-Zick-Zack eingesetzt. Die Studie zeigte, dass sich mit einer Zunahme der zu scannenden Implantate (Schwellenwert von 30 µm) die Genauigkeit verschlechterte (Trios 3 Richtigkeit: SC (MW ± SD) 22,3 µm ± 0,5 µm, PP (MW ± SD) 28,5 µm ± 0,5 µm und FA (MW ± SD) 46,3 µm ± 4,9 µm, Präzision: SC (MW ± SD) 15,2 µm ± 0,8 µm, PP (MW ± SD) 21,0 µm ± 1,9 µm und FA (MW ± SD) 35,6 µm ± 3,4 µm). Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Studie von *Imburgia et al.* [108]. Demnach ist der Trios 3 für die SC (ein Implantat) und die PP (zwei Implantate) geeignet, während er für die FA (sechs Implantate) zu ungenau ist, was ebenfalls durch den Review über den aktuellen Literaturüberblick zu IOS von *Mangano et al.* bestätigt wird [55]. Nach diesem Review ist die Genauigkeit für Restaurationen mit IOS für bis zu fünf Implantate noch akzeptabel, was sich mit den Ergebnissen der Studien zum Trios von *Jiang et al.*, *Kim et al.* und *Motel et al.* deckt [109-111]. Bei mehr als fünf Implantaten waren die Genauigkeit und damit das passive fit nach *Mangano et al.* inakzeptabel [55].

Auch wenn in dieser Studie vollbezahnte Kiefer (ohne jegliche Implantate und zahnelosen Segmenten) untersucht wurden, überschritten die Messungenauigkeiten (in der Längenabweichung) die maximale passive fit Toleranz von 150 µm, bis auf den Oberkiefer mit der Scanstrategie 1-Hersteller Median 76,37 µm. Da die Studien nicht miteinander verglichen werden können, soll dadurch nur auf die Diskrepanz der Messungenauigkeiten hingewiesen werden.

Imburgia et al. beschreiben in ihrer In-vivo-Studie mit dem Trios 3 (Scanstrategie 2-Zick-Zack) ein Verfahren, das sie als „continuous scan strategy“ (CCS)

bezeichnen, um ein verbessertes passive fit für teilbezahnte (\geq vier Implantate) und zahnlose Ganzkieferscans (sechs bis acht Implantate) mit mehreren Implantaten zu ermöglichen [113]. In dieser Studie wurden Scanbodies (SB) mit thermoplastischem Resin und Kunststoff befestigt, um den großen Höhenunterschied der SB zur Schleimhaut zu minimieren, was ansonsten zu Messungenauigkeiten führen könnte [7]. Außerdem wurde eine plastische Referenz für den Scanner verwendet, die verglichen mit der Schleimhaut leichter zu unterscheiden ist. Nach dem Scan wurde ein Replikat aus Polyurethan (teilbezahnte Kiefer) oder Metall (zahnlose Kiefer) hergestellt, um dann das passive fit anhand des Sheffield-Tests und der Röntgenbilder zu untersuchen. Bei einem unzureichenden passive fit ($> 30 \mu\text{m}$) wurde das Replikat geteilt, mit Resin befestigt und im Labor mit dem Laborscanner eingescannt. Insgesamt waren 40 Patienten an dieser Studie beteiligt mit 45 von Implantaten getragene Restaurationen (35 Ganzkieferscans und 10 Teilkieferscans). Die Erfolgsrate beziehungsweise das passive fit lag beim T0 (Anprobe des Replikats) bei 40/45, bei T1 (Anprobe der Restauration) bei 44/45, da eine Restauration frakturierte und bei T2 (Verlaufskontrolle nach zwei Jahren) bei 42/45, da zwei weitere Restaurationen frakturierten. Insgesamt ergab sich eine Erfolgsrate von 93,3 %, wodurch der klinische Einsatz des Trios 3 für weitspannige Implantatrestaurationen mit sechs bis acht Implantaten gestützt wird.

Auch wenn es bereits einige Studien zur Richtigkeit und Präzision des Trios 3 (Wireless und Wired) gibt, die das breite Spektrum der klinischen Anwendbarkeit bestätigen, sind weitere In-vitro- und In-vivo-Studien erforderlich. Dabei sollte mit einer vergleichbaren Methodik und ähnlichen oder gleichen Materialien gearbeitet werden, wodurch ein direkter Vergleich der Parameter zwischen den Studien möglich wäre. Mit den Erkenntnissen aus diesen Studien könnten Justierungen der Soft- und Hardware vorgenommen werden, mit denen die Richtigkeit und Präzision des IOS verbessert werden könnten.

7. Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, anhand von drei Scanstrategien (1-Hersteller, 2-Zick Zack und 3-Sextanten) mit jeweils 20 Scan-Vorgängen im bezahnten Ober- und Unterkiefer die folgenden Nullhypothesen zu überprüfen:

1. Es gibt keine quantitativen Unterschiede bei den linearen räumlichen Abweichungen (X-, Y- und Z-Achse) und den Rotationsparametern/Winkeln (Coronal-, Axial- und Gesamtwinkel) bei der Anwendung verschiedener Scanstrategien.
2. Es gibt keine quantitativen Unterschiede bei der Genauigkeit bei den linearen räumlichen Abweichungen (X-, Y- und Z-Achse) und den Rotationsparametern/Winkeln (Coronal-, Axial- und Gesamtwinkel) bei verschiedenen Kiefergeometrien (Oberkiefer versus Unterkiefer).

Dafür wurde der Trios 3 Wireless Scanner mit Handle Grip (Firma 3shape, Dänemark) eingesetzt. Nach dem Abschluss der Scans wurde der Datensatz als STL-Datei gespeichert und mit der Analysesoftware Geomagic Control 15 weiterbearbeitet. Die Ergebnisse wurden anschließend mit der Statistiksoftware SPSS Statistics (Version 23, IBM, Armonk, NY, USA) statistisch ausgewertet.

Die erste Nullhypothese wurde für den Oberkiefer hinsichtlich aller Parameter verworfen, während sie für den Unterkiefer nur für den Gesamtwinkel angenommen werden konnte.

Die zweite Nullhypothese wurde für die Scanstrategie 1-Hersteller nur für die Z-Achse, für die Scanstrategie 2-Zick-Zack für die Vektorfehler der Y- und der Z-Achse, den Gesamt-, den Axial- und den Coronalwinkel und für die Scanstrategie 3-Sextanten für die Z-Achse und den Coronalwinkel angenommen.

Trotz der hohen Standardisierung in der vorliegenden In-vitro-Studie bildet die menschliche Komponente eine potenzielle Fehlerquelle. Minimale Änderungen bei der Scangeschwindigkeit, dem Scanwinkel, eine Temperaturänderungen des IOS und eine Abstandsänderung des Scanners zum Objekt scheinen potenzielle Parameter zu sein, die sich auf die Genauigkeit auswirken können. Eine Möglichkeit, diese menschliche Komponente bei einer In-vitro-Studie zu eliminieren, wäre eine computergesteuerte Digitalisierung, wie zum Beispiel anhand einer Computerized Numerical Control (CNC) Maschine oder eines Roboterarms. Dadurch wäre es möglich, die Scanstrategie, die Geschwindigkeit des Scanvorgangs und den Abstand des Scanners zum Objekt vorher zu programmieren, damit der Scanvorgang identisch wiederholt werden könnte. Diese Methode steht allerdings in einem starken Kontrast zur klinischen Anwendung der Scanner.

Zur Praktikabilität in vivo gibt es bereits einige Studien, mit denen eine positive Bewertung bei den Behandlern und den Patienten belegt werden kann. Die Lernkurve bei der Anwendung des Trios 3 Wireless ist bei den Behandlern und dem zahnmedizinischen Personal hoch. Auch wenn es bereits einige Studien zum Trios 3 Wireless gibt, sind noch weitere Studien erforderlich, um die Hard- und Software weiter zu optimieren.

8. Literaturverzeichnis

- [1] M. F. Sfondrini, P. Gandini, M. Malfatto, F. Di Corato, F. Trovati, and A. Scribante, "Computerized Casts for Orthodontic Purpose Using Powder-Free Intraoral Scanners: Accuracy, Execution Time, and Patient Feedback," *Biomed Res Int*, vol. 2018, p. 4103232, 2018, doi: 10.1155/2018/4103232.
- [2] T. E. Donovan and W. W. Chee, "A review of contemporary impression materials and techniques," *Dent Clin North Am*, vol. 48, no. 2, pp. vi-vii, 445-70, Apr 2004, doi: 10.1016/j.cden.2003.12.014.
- [3] J. F. Guth, D. Edelhoff, J. Schweiger, and C. Keul, "A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro," *Clin Oral Investig*, vol. 20, no. 7, pp. 1487-94, Sep 2016, doi: 10.1007/s00784-015-1626-x.
- [4] J. Tinschert, G. Natt, S. Hassenpflug, and H. Spiekermann, "Status of current CAD/CAM technology in dental medicine," (in eng|ger), *Int J Comput Dent*, vol. 7, no. 1, pp. 25-45, Jan 2004.
- [5] I. Papadiochos, S. Papadiochou, and I. Emmanouil, "The Historical Evolution of Dental Impression Materials," *J Hist Dent*, vol. 65, no. 2, pp. 79-89, Summer/Fall 2017.
- [6] A. Punj, D. Bompolaki, and J. Garaicoa, "Dental Impression Materials and Techniques," *Dent Clin North Am*, vol. 61, no. 4, pp. 779-796, Oct 2017, doi: 10.1016/j.cden.2017.06.004.
- [7] J. Abduo and M. Elseyoufi, "Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors," (in eng), *Eur J Prosthodont Restor Dent*, vol. 26, no. 3, pp. 101-121, Aug 2018, doi: 10.1922/EJPRD_01752Abduo21.
- [8] S. Hwang, S. An, U. Robles, and R. C. Rumpf, "Process parameter optimization for removable partial denture frameworks manufactured by selective laser melting," (in eng), *J Prosthet Dent*, Jun 09 2021, doi: 10.1016/j.prosdent.2021.04.021.

- [9] G. Cervino *et al.*, "Alginate Materials and Dental Impression Technique: A Current State of the Art and Application to Dental Practice," *Mar Drugs*, vol. 17, no. 1, Dec 29 2018, doi: 10.3390/md17010018.
- [10] S. Buchan and R. W. Peggie, "Role of ingredients in alginate impression compounds," *J Dent Res*, vol. 45, no. 4, pp. 1120-9, Jul-Aug 1966, doi: 10.1177/00220345660450041701.
- [11] "3M ESPE Technisches Produktprofil." 3M.
<https://multimedia.3m.com/mws/media/205463O/impregumtm-duosoftm-technical-profile.pdf> (accessed 28.08.2022).
- [12] S. Y. Chen, W. M. Liang, and F. N. Chen, "Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials," *J Dent*, vol. 32, no. 8, pp. 603-9, Nov 2004, doi: 10.1016/j.jdent.2004.04.002.
- [13] T. A. Hamalian, E. Nasr, and J. J. Chidiac, "Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure," (in eng), *J Prosthodont*, vol. 20, no. 2, pp. 153-60, Feb 2011, doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x.
- [14] W. B. Eames, J. C. Sieweke, S. W. Wallace, and L. B. Rogers, "Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 41, no. 3, pp. 304-7, Mar 1979.
- [15] J. Nissan, M. Gross, A. Shifman, and D. Assif, "Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions," *J Oral Rehabil*, vol. 29, no. 4, pp. 357-61, Apr 2002.
- [16] J. Nissan, B. Z. Laufer, T. Brosh, and D. Assif, "Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 83, no. 2, pp. 161-5, Feb 2000.
- [17] S. Caputi and G. Varvara, "Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study," *The Journal*

of prosthetic dentistry, vol. 99, no. 4, pp. 274-81, Apr 2008, doi:
10.1016/S0022-3913(08)60061-X.

- [18] A. Fernandes, N. Dua, and M. Herekar, "Corrective primary impression technique," *Open Dent J*, vol. 4, pp. 27-8, Apr 14 2010, doi: 10.2174/1874210601004010027.
- [19] S. C. Silva, A. M. Messias, F. O. Abi-Rached, R. F. de Souza, and J. M. Reis, "Accuracy of Gypsum Casts after Different Impression Techniques and Double Pouring," *PloS one*, vol. 11, no. 10, p. e0164825, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0164825.
- [20] K. Al-Abidi and A. Ellakwa, "The effect of adding a stone base on the accuracy of working casts using different types of dental stone," *J Contemp Dent Pract*, vol. 7, no. 4, pp. 17-28, Sep 1 2006.
- [21] J. H. Kim, K. B. Kim, W. C. Kim, H. S. Rhee, I. H. Lee, and J. H. Kim, "Influence of various gypsum materials on precision of fit of CAD/CAM-fabricated zirconia copings," *Dent Mater J*, vol. 34, no. 1, pp. 19-24, 2015, doi: 10.4012/dmj.2014-141.
- [22] B. Vecsei, G. Joos-Kovacs, J. Borbely, and P. Hermann, "Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study," *J Prosthodont Res*, vol. 61, no. 2, pp. 177-184, Apr 2017, doi: 10.1016/j.jpor.2016.07.001.
- [23] S. R. Kim, C. M. Kim, I. D. Jeong, W. C. Kim, H. Y. Kim, and J. H. Kim, "Evaluation of accuracy and repeatability using CBCT and a dental scanner by means of 3D software," (in eng), *Int J Comput Dent*, vol. 20, no. 1, pp. 65-73, 2017 2017.
- [24] Y. Tomita, J. Uechi, M. Konno, S. Sasamoto, M. Iijima, and I. Mizoguchi, "Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning," (in eng), *Dent Mater J*, vol. 37, no. 4, pp. 628-633, Jul 2018, doi: 10.4012/dmj.2017-208.

- [25] L. Arcuri, C. Lorenzi, N. Bianchi, E. Marchetti, and A. Barlattani, "Fit evaluation of cad/cam fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization," (in eng), *J Biol Regul Homeost Agents*, vol. 33, no. 3 Suppl. 1, pp. 103-111, 2019 May-Jun 2019.
- [26] "Zeiss VAST XT gold - Aktives Scannen." Zeiss.
<https://www.zeiss.de/messtechnik/produkte/sensoren/am-kmg/taktile-sensoren/vast-xt-gold.html#brochuredownload> (accessed 28.08.2022).
- [27] A. Ender, M. Zimmermann, and A. Mehl, "Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro," (in eng), *Int J Comput Dent*, vol. 22, no. 1, pp. 11-19, 2019 2019.
- [28] P. Cappare, G. Sannino, M. Minoli, P. Montemezzi, and F. Ferrini, "Conventional versus Digital Impressions for Full Arch Screw-Retained Maxillary Rehabilitations: A Randomized Clinical Trial," *Int J Environ Res Public Health*, vol. 16, no. 5, Mar 7 2019, doi: 10.3390/ijerph16050829.
- [29] F. Kuhr, A. Schmidt, P. Rehmann, and B. Wöstmann, "A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients," (in eng), *J Dent*, vol. 55, pp. 68-74, 12 2016, doi: 10.1016/j.jdent.2016.10.002.
- [30] R. G. Luthardt, O. Sandkuhl, V. Herold, and M. H. Walter, "Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations," *Int J Prosthodont*, vol. 14, no. 2, pp. 146-51, Mar-Apr 2001.
- [31] P. Siekanski *et al.*, "On-Line Laser Triangulation Scanner for Wood Logs Surface Geometry Measurement," *Sensors (Basel)*, vol. 19, no. 5, Mar 2 2019, doi: 10.3390/s19051074.
- [32] B. Gimenez, M. Ozcan, F. Martinez-Rus, and G. Pradies, "Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience

and implant angulation and depth," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 29, no. 4, pp. 853-62, Jul-Aug 2014, doi: 10.11607/jomi.3343.

- [33] M. Gandyra. "S32 - dr-gandyra.com - 3D-Messtechnik." <http://www.dr-gandyra.com/fachliches/3d-messtechnik> (accessed 28.08.2022).
- [34] B. Gimenez-Gonzalez, B. Hassan, M. Özcan, and G. Pradies, "An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla," (in eng), *J Prosthodont*, vol. 26, no. 8, pp. 650-655, Dec 2017, doi: 10.1111/jopr.12457.
- [35] Z. Ni, Q. Lu, Y. Xu, and H. Huo, "Intensity Simulation of a Fourier Transform Infrared Spectrometer," (in eng), *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 7, Mar 26 2020, doi: 10.3390/s20071833.
- [36] M. Zimmermann, A. Mehl, W. H. Mörmann, and S. Reich, "Intraoral scanning systems - a current overview," (in eng), *Int J Comput Dent*, vol. 18, no. 2, pp. 101-29, 2015.
- [37] R. J. Y. Kim, G. I. Benic, and J. M. Park, "Trueness of ten intraoral scanners in determining the positions of simulated implant scan bodies," (in eng), *Sci Rep*, vol. 11, no. 1, p. 2606, Jan 2021, doi: 10.1038/s41598-021-82218-z.
- [38] P. Medina-Sotomayor, A. Pascual-Moscardó, and I. Camps, "Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions," (in eng), *PLoS One*, vol. 13, no. 9, p. e0202916, 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0202916.
- [39] J. D'haese, J. Ackhurst, D. Wismeijer, H. De Bruyn, and A. Tahmaseb, "Current state of the art of computer-guided implant surgery," (in eng), *Periodontol 2000*, vol. 73, no. 1, pp. 121-133, 02 2017, doi: 10.1111/prd.12175.

- [40] J. Robben *et al.*, "Suitability and accuracy of CBCT model scan: an in vitro study," (in eng), *Int J Comput Dent*, vol. 20, no. 4, pp. 363-375, 2017 2017.
- [41] S. Y. Kang, J. H. Park, J. H. Kim, and W. C. Kim, "Accuracy of provisional crowns made using stereolithography apparatus and subtractive technique," *J Adv Prosthodont*, vol. 10, no. 5, pp. 354-360, Oct 2018, doi: 10.4047/jap.2018.10.5.354.
- [42] C. M. Kim, S. R. Kim, J. H. Kim, H. Y. Kim, and W. C. Kim, "Trueness of milled prostheses according to number of ball-end mill burs," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 115, no. 5, pp. 624-9, May 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.10.014.
- [43] K. C. Asalone, M. M. Nelson, and J. R. Bracht, "Novel Sequence Discovery by Subtractive Genomics," (in eng), *Journal of visualized experiments : JoVE*, no. 143, Jan 25 2019, doi: 10.3791/58877.
- [44] "CAD CAM in der Zahntechnik: Investitionen strategisch planen." Henry Schein. <https://henryschein-mag.de/cad-cam-zahntechnik/> (accessed 28.08.2022).
- [45] G. M. Paul *et al.*, "Medical Applications for 3D Printing: Recent Developments," (in eng), *Mo Med*, vol. 115, no. 1, pp. 75-81, 2018 Jan-Feb 2018.
- [46] V. V. Popov, Jr. *et al.*, "Design and 3D-printing of titanium bone implants: brief review of approach and clinical cases," *Biomed Eng Lett*, vol. 8, no. 4, pp. 337-344, Nov 2018, doi: 10.1007/s13534-018-0080-5.
- [47] S. Y. Kang, H. N. Lee, J. H. Kim, and W. C. Kim, "Evaluation of marginal discrepancy of pressable ceramic veneer fabricated using CAD/CAM system: Additive and subtractive manufacturing," *J Adv Prosthodont*, vol. 10, no. 5, pp. 347-353, Oct 2018, doi: 10.4047/jap.2018.10.5.347.

- [48] S. C. Ligon, R. Liska, J. Stampfl, M. Gurr, and R. Mulhaupt, "Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing," *Chem Rev*, vol. 117, no. 15, pp. 10212-10290, Aug 9 2017, doi: 10.1021/acs.chemrev.7b00074.
- [49] J. F. Gonzalez Guzman and A. Teramoto Ohara, "Evaluation of three-dimensional printed virtual setups," *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, vol. 155, no. 2, pp. 288-295, Feb 2019, doi: 10.1016/j.ajodo.2018.08.017.
- [50] E. A. Aisenbrey *et al.*, "A Stereolithography-Based 3D Printed Hybrid Scaffold for In Situ Cartilage Defect Repair," *Macromol Biosci*, vol. 18, no. 2, Feb 2018, doi: 10.1002/mabi.201700267.
- [51] M. Zaruba and A. Mehl, "Chairside systems: a current review," *Int J Comput Dent*, vol. 20, no. 2, pp. 123-149, 2017.
- [52] H. Kihara *et al.*, "Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 64, no. 2, pp. 109-113, Apr 2020, doi: 10.1016/j.jprior.2019.07.010.
- [53] C. Coachman, R. Georg, L. Bohner, L. C. Rigo, and N. Sesma, "Chairside 3D digital design and trial restoration workflow," (in eng), *J Prosthet Dent*, Jan 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.10.015.
- [54] N. Gan, Y. Xiong, and T. Jiao, "Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues," *PloS one*, vol. 11, no. 7, p. e0158800, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0158800.
- [55] F. Mangano, A. Gandolfi, G. Luongo, and S. Logozzo, "Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature," *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, p. 149, Dec 12 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0442-x.
- [56] N. R. C. de Oliveira, M. N. Pigozzo, N. Sesma, and D. C. Laganá, "Clinical efficiency and patient preference of digital and conventional workflow for single implant crowns using immediate and regular

- digital impression: A meta-analysis," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 31, no. 8, pp. 669-686, Aug 2020, doi: 10.1111/clr.13604.
- [57] M. Stanley, A. G. Paz, I. Miguel, and C. Coachman, "Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: case report," *BMC Oral Health*, vol. 18, no. 1, p. 134, 2018/08/07 2018, doi: 10.1186/s12903-018-0597-0.
- [58] W. Renne *et al.*, "Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons," (in eng), *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 118, no. 1, pp. 36-42, Jul 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.024.
- [59] R. Nedelcu, P. Olsson, I. Nystrom, J. Ryden, and A. Thor, "Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method," *J Dent*, vol. 69, pp. 110-118, Feb 2018, doi: 10.1016/j.jdent.2017.12.006.
- [60] K. E. Ahmed, T. Wang, K. Y. Li, W. K. Luk, and M. F. Burrow, "Performance and perception of dental students using three intraoral CAD/CAM scanners for full-arch scanning," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 63, no. 2, pp. 167-172, Apr 2019, doi: 10.1016/j.jpjor.2018.11.003.
- [61] M. Zimmermann, W. Mörmann, A. Mehl, and R. Hickel, "Teaching dental undergraduate students restorative CAD/CAM technology: evaluation of a new concept," (in eng), *Int J Comput Dent*, vol. 22, no. 3, pp. 263-271, 2019.
- [62] J. W. Anh, J. M. Park, Y. S. Chun, and M. Kim, "A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction," (in eng), *Korean J Orthod*, vol. 46, no. 1, pp. 3-12, Jan 2016, doi: 10.4041/kjod.2016.46.1.3.
- [63] R. Richert *et al.*, "Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression," (in eng), *J Healthc Eng*, vol. 2017, p. 8427595, 2017, doi: 10.1155/2017/8427595.

- [64] P. Müller, A. Ender, T. Joda, and J. Katsoulis, "Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner," (in eng), *Quintessence Int*, vol. 47, no. 4, pp. 343-9, Apr 2016, doi: 10.3290/j.qi.a35524.
- [65] A. Ender and A. Mehl, "Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems," (in englger), *Int J Comput Dent*, vol. 16, no. 1, pp. 11-21, 2013.
- [66] W. J. van der Meer, F. S. Andriessen, D. Wismeijer, and Y. Ren, "Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology," (in eng), *PLoS One*, vol. 7, no. 8, p. e43312, 2012, doi: 10.1371/journal.pone.0043312.
- [67] R. J. Kim, J. M. Park, and J. S. Shim, "Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 120, no. 6, pp. 895-903 e1, Dec 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.035.
- [68] L. Passos, S. Meiga, V. Brigagão, and A. Street, "Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study," (in eng), *Int J Comput Dent*, vol. 22, no. 4, pp. 307-319, 2019.
- [69] "3Shape Trios 3 Wireless." 3Shape.
<https://www.3shape.com/en/scanners/trios-3> (accessed 28.08.2022).
- [70] S. B. Patzelt, A. Emmanouilidi, S. Stampf, J. R. Strub, and W. Att, "Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners," (in eng), *Clin Oral Investig*, vol. 18, no. 6, pp. 1687-94, Jul 2014, doi: 10.1007/s00784-013-1132-y.
- [71] J. F. Güth, C. Keul, M. Stimmelmayer, F. Beuer, and D. Edelhoff, "Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing," (in eng), *Clin Oral Investig*, vol. 17, no. 4, pp. 1201-8, May 2013, doi: 10.1007/s00784-012-0795-0.

- [72] C. Keul, B. Stawarczyk, K. J. Erdelt, F. Beuer, D. Edelhoff, and J. F. Güth, "Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study," (in eng), *Dent Mater*, vol. 30, no. 4, pp. 400-7, Apr 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.01.006.
- [73] G. Michelinakis, D. Apostolakis, A. Tsagarakis, G. Kourakis, and E. Pavlakis, "A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 124, no. 5, pp. 581-588, Nov 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.10.023.
- [74] E. Dutton *et al.*, "The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners," (in eng), *J Esthet Restor Dent*, vol. 32, no. 2, pp. 204-218, Mar 2020, doi: 10.1111/jerd.12528.
- [75] H. S. Oh, Y. J. Lim, B. Kim, M. J. Kim, H. B. Kwon, and Y. W. Baek, "Influence of Scanning-Aid Materials on the Accuracy and Time Efficiency of Intraoral Scanners for Full-Arch Digital Scanning: An In Vitro Study," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 14, no. 9, Apr 30 2021, doi: 10.3390/ma14092340.
- [76] Y. Haddadi, G. Bahrami, and F. Isidor, "Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device," (in eng), *Int J Prosthodont*, vol. 31, no. 4, pp. 375–376, 2018 July/August 2018, doi: 10.11607/ijp.5781.
- [77] A. Schmidt, L. Klussmann, B. Wöstmann, and M. A. Schlenz, "Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update," (in eng), *J Clin Med*, vol. 9, no. 3, Mar 2020, doi: 10.3390/jcm9030688.
- [78] Y. G. Moon and K. M. Lee, "Comparison of the accuracy of intraoral scans between complete-arch scan and quadrant scan," (in eng), *Prog Orthod*, vol. 21, no. 1, p. 36, Oct 2020, doi: 10.1186/s40510-020-00337-1.

- [79] S. Fukazawa, C. Odaira, and H. Kondo, "Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 61, no. 4, pp. 450-459, 10 2017, doi: 10.1016/j.jpor.2017.01.005.
- [80] K. C. Lee and S.-J. Park, "Digital Intraoral Scanners and Alginate Impressions in Reproducing Full Dental Arches: A Comparative 3D Assessment," *Applied Sciences*, vol. 10, no. 21, p. 7637, 2020.
- [81] K. Sivaraman, A. Chopra, and S. B. Venkatesh, "Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review," (in eng), *J Oral Rehabil*, vol. 43, no. 3, pp. 215-25, Mar 2016, doi: 10.1111/joor.12361.
- [82] S. J. Lee and G. O. Gallucci, "Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 24, no. 1, pp. 111-5, Jan 2013, doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02430.x.
- [83] S. Vasudavan, S. R. Sullivan, and A. L. Sonis, "Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers," (in eng), *J Clin Orthod*, vol. 44, no. 8, pp. 495-7, Aug 2010.
- [84] J. H. Lim, J. M. Park, M. Kim, S. J. Heo, and J. Y. Myung, "Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 119, no. 2, pp. 225-232, Feb 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.002.
- [85] C. C. D. Resende *et al.*, "Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 125, no. 2, pp. 294-299, Feb 2021, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.12.011.
- [86] A. Todorović, D. Lisjak, V. Lazić, and A. Spadijer-Gostovic, "Possible errors during the optical impression procedure," *Stomatoloski Glasnik Srbije*, vol. 57, pp. 30-37, 2010.

- [87] J. H. Kim, K. B. Kim, S. H. Kim, W. C. Kim, and H. Y. Kim, "Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system," (in eng), *Quintessence Int*, vol. 46, no. 5, pp. 401-7, May 2015, doi: 10.3290/j.qi.a33685.
- [88] K. M. Lee, "Comparison of two intraoral scanners based on three-dimensional surface analysis," (in eng), *Prog Orthod*, vol. 19, no. 1, p. 6, Feb 2018, doi: 10.1186/s40510-018-0205-5.
- [89] A. Arezoobakhsh, S. S. Shayegh, A. Jamali Ghomi, and S. M. R. Hakimaneh, "Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 123, no. 1, pp. 105-112, Jan 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.023.
- [90] A. H. Elrashid, A. H. AlKahtani, S. J. Alqahtani, N. B. Alajmi, and F. H. Alsultan, "Stereomicroscopic Evaluation of Marginal Fit of E.Max Press and E.Max Computer-Aided Design and Computer-Assisted Manufacturing Lithium Disilicate Ceramic Crowns: An," (in eng), *J Int Soc Prev Community Dent*, vol. 9, no. 2, pp. 178-184, 2019 Mar-Apr 2019, doi: 10.4103/jispcd.JISPCD_18_19.
- [91] M. S. Jacobs and A. S. Windeler, "An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 65, no. 3, pp. 436-42, Mar 1991, doi: 10.1016/0022-3913(91)90239-s.
- [92] G. Bergenholtz, C. F. Cox, W. J. Loesche, and S. A. Syed, "Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp," (in eng), *J Oral Pathol*, vol. 11, no. 6, pp. 439-50, Dec 1982, doi: 10.1111/j.1600-0714.1982.tb00188.x.
- [93] J. Valderhaug and L. A. Heloe, "Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses," (in eng), *J Periodontol*, vol. 48, no. 4, pp. 221-4, Apr 1977, doi: 10.1902/jop.1977.48.4.221.

- [94] M. A. Schlenz, J. Vogler, A. Schmidt, P. Rehmann, and B. Wöstmann, "New Intraoral Scanner-Based Chairside Measurement Method to Investigate the Internal Fit of Crowns: A Clinical Trial," (in eng), *Int J Environ Res Public Health*, vol. 17, no. 7, 03 25 2020, doi: 10.3390/ijerph17072182.
- [95] J. B. Carbajal Mejía, H. Yatani, K. Wakabayashi, and T. Nakamura, "Marginal and Internal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Over Reverse Tapered Preparations," (in eng), *J Prosthodont*, vol. 28, no. 2, pp. e477-e484, Feb 2019, doi: 10.1111/jopr.12715.
- [96] F. Alqahtani, "Marginal fit of all-ceramic crowns fabricated using two extraoral CAD/CAM systems in comparison with the conventional technique," (in eng), *Clin Cosmet Investig Dent*, vol. 9, pp. 13-18, 2017, doi: 10.2147/CCIDE.S130856.
- [97] T. S. Su and J. Sun, "Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 59, no. 4, pp. 236-42, Oct 2015, doi: 10.1016/j.jpor.2015.06.002.
- [98] T. V. Flügge, W. Att, M. C. Metzger, and K. Nelson, "Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners," (in eng), *Int J Prosthodont*, vol. 29, no. 3, pp. 277-83, 2016 May-Jun 2016, doi: 10.11607/ijp.4417.
- [99] M. A. Schlenz, J. A. H. Vogler, A. Schmidt, P. Rehmann, and B. Wöstmann, "Chairside measurement of the marginal and internal fit of crowns: a new intraoral scan-based approach," (in eng), *Clin Oral Investig*, vol. 24, no. 7, pp. 2459-2468, Jul 2020, doi: 10.1007/s00784-019-03108-3.
- [100] Ç. Özal and M. Ulusoy, "evaluation of marginal and internal fit of 3-unit monolithic zirconia restorations fabricated using digital scanning technologies," (in eng), *J Adv Prosthodont*, vol. 13, no. 6, pp. 373-384, Dec 2021, doi: 10.4047/jap.2021.13.6.373.

- [101] M. M. Buzayan and N. B. Yunus, "Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature," (in eng), *J Indian Prosthodont Soc*, vol. 14, no. 1, pp. 16-23, Mar 2014, doi: 10.1007/s13191-013-0343-x.
- [102] D. Assif, B. Marshak, and A. Schmidt, "Accuracy of implant impression techniques," (in eng), *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 11, no. 2, pp. 216-22, 1996 Mar-Apr 1996.
- [103] G. M. de Araújo, D. G. de França, J. P. Silva Neto, and G. A. Barbosa, "Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks," (in eng), *Braz Dent J*, vol. 26, no. 3, pp. 277-83, 2015 May-Jun 2015, doi: 10.1590/0103-6440201300145.
- [104] H. Lee, J. S. So, J. L. Hochstedler, and C. Ercoli, "The accuracy of implant impressions: a systematic review," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 100, no. 4, pp. 285-91, Oct 2008, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60208-5.
- [105] P. I. Brånemark, "Osseointegration and its experimental background," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 50, no. 3, pp. 399-410, Sep 1983, doi: 10.1016/s0022-3913(83)80101-2.
- [106] T. Jemt and A. Lie, "Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 6, no. 3, pp. 172-80, Sep 1995, doi: 10.1034/j.1600-0501.1995.060306.x.
- [107] F. G. Mangano, U. Hauschild, G. Veronesi, M. Imburgia, C. Mangano, and O. Admakin, "Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study," (in eng), *BMC Oral Health*, vol. 19, no. 1, p. 101, 06 06 2019, doi: 10.1186/s12903-019-0792-7.
- [108] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, and F. G. Mangano, "Accuracy of four intraoral scanners in oral

- implantology: a comparative in vitro study," (in eng), *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, p. 92, Jun 02 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.
- [109] C. Motel, E. Kirchner, W. Adler, M. Wichmann, and R. E. Matta, "Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study," (in eng), *J Prosthodont*, vol. 29, no. 4, pp. 309-314, Apr 2020, doi: 10.1111/jopr.13131.
- [110] X. Jiang, Y. Lin, H. Y. Cui, and P. Di, "Immediate loading of multiple splinted implants via complete digital workflow: A pilot clinical study with 1-year follow-up," (in eng), *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 21, no. 3, pp. 446-453, Jun 2019, doi: 10.1111/cid.12781.
- [111] R. J. Kim, G. I. Benic, and J. M. Park, "Trueness of digital intraoral impression in reproducing multiple implant position," (in eng), *PLoS One*, vol. 14, no. 11, p. e0222070, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0222070.
- [112] A. Di Fiore *et al.*, "Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 63, no. 4, pp. 396-403, Oct 2019, doi: 10.1016/j.jpor.2019.04.002.
- [113] M. Imburgia, J. Kois, E. Marino, H. Lerner, and F. G. Mangano, "Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions," (in eng), *Eur J Prosthodont Restor Dent*, vol. 28, no. 3, pp. 128-141, Aug 31 2020, doi: 10.1922/EJPRD_2105Imburgia14.

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Workflow, eigene Darstellung.....	4
Abbildung 2: Abbindereaktion des Impregums in Anlehnung an [11].....	7
Abbildung 3: Verhalten von Impregum ohne Krafteinwirkung und mit Krafteinwirkung in Anlehnung an [11]	8
Abbildung 4: Allgemeine Strukturformel eines Silikons, eigene Darstellung.....	9
Abbildung 5: Zeiss-Messgerät in Anlehnung an [26].....	12
Abbildung 6: Triangulationsprinzip, eigene Darstellung in Anlehnung an [29]	13
Abbildung 7: Konfokale Messtechnik, eigene Darstellung in Anlehnung an [33]	13
Abbildung 8: Active Wavefront Sampling, eigene Darstellung in Anlehnung an [33]....	14
Abbildung 9: Kohärenztomographie, eigene Darstellung in Anlehnung an [35]	15
Abbildung 10: Closed und open-System, eigene Darstellung	18
Abbildung 11: Subtraktive Verfahren in Anlehnung an [44]	19
Abbildung 12: Präzision und Richtigkeit, eigene Darstellung.....	23
Abbildung 13: Methode nach <i>Kuhr et al.</i> , in Anlehnung an [29]	24
Abbildung 14: Methode nach <i>Güth et al.</i> , in Anlehnung an [3]	24
Abbildung 15: Methode nach <i>Van der Meer et al.</i> , in Anlehnung an [66]	24
Abbildung 16: Trios 3 Wireless in Anlehnung an [69].....	27
Abbildung 17: Oberkiefer mit Metallsteg, eigene Darstellung.....	28
Abbildung 18: Unterkiefer mit Metallsteg, eigene Darstellung.....	29
Abbildung 19: Ebenen des Ober- und Unterkiefers, eigene Darstellung.....	30
Abbildung 20: Punkte, eigene Darstellung	30
Abbildung 21: Linien, eigene Darstellung	31
Abbildung 22: Oberkiefermodell Scanstrategie 1-Hersteller, eigene Darstellung.....	32
Abbildung 23: Unterkiefermodell Scanstrategie 2-Zick-Zack, eigene Darstellung.....	32
Abbildung 24: Oberkiefermodell Scanstrategie 2-Zick-Zack, eigene Darstellung.....	33
Abbildung 25: Unterkiefermodell Scanstrategie 2-Zick-Zack, eigene Darstellung.....	33
Abbildung 26: Oberkiefermodell Scanstrategie 3-Sextanten, eigene Darstellung.....	34
Abbildung 27: Unterkiefermodell Scanstrategie 3-Sextanten, eigene Darstellung	35

Abbildung 28: Längenabweichung (Oberkiefer)	41
Abbildung 29: Längenabweichung (Unterkiefer)	41
Abbildung 30: Boxplots zu den Längenabweichungen (Ober- und Unterkiefer)	42
Abbildung 31: Vektorlänge (Oberkiefer).....	43
Abbildung 32: Vektorlänge (Unterkiefer).....	43
Abbildung 33: Boxplots für die Vektorlängen (Ober- und Unterkiefer)	44
Abbildung 34: Vektorfehler auf der X-Achse (Oberkiefer).....	45
Abbildung 35: Vektorfehler auf der X-Achse (Unterkiefer)	45
Abbildung 36: Boxplots für die Vektorfehler auf der X-Achse (Ober- und Unterkiefer)	46
Abbildung 37: Vektorfehler auf der Y-Achse (Oberkiefer).....	47
Abbildung 38: Vektorfehler auf der Y-Achse (Unterkiefer)	47
Abbildung 39: Boxplots für die Vektorfehler auf der Y-Achse (Ober- und Unterkiefer)	48
Abbildung 40: Vektorfehler auf der Z-Achse (Oberkiefer)	49
Abbildung 41: Vektorfehler auf der Z-Achse (Unterkiefer).....	49
Abbildung 42: Boxplots für die Vektorfehler auf der Z-Achse (Ober- und Unterkiefer)	50
Abbildung 43: Gesamtwinkel (Oberkiefer)	51
Abbildung 44: Gesamtwinkel (Unterkiefer)	51
Abbildung 45: Boxplots für den Gesamtwinkel (Ober- und Unterkiefer)	52
Abbildung 46: Axialwinkel (Oberkiefer).....	52
Abbildung 47: Axialwinkel (Unterkiefer).....	53
Abbildung 48: Boxplots für den Axialwinkel (Ober- und Unterkiefer)	54
Abbildung 49: Coronalwinkel (Oberkiefer).....	54
Abbildung 50: Coronalwinkel (Unterkiefer).....	55
Abbildung 51: Boxplots für den Coronalwinkel (Ober- und Unterkiefer)	56
 10. Tabellenverzeichnis	
Tabelle 1: Abformmaterialien, eigene Darstellung.....	6
Tabelle 2: Intraoralscanner, eigene Darstellung	15
Tabelle 3: Shapiro-Wilk-Test.....	39
Tabelle 4: Deskriptive Statistik.....	40

11. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität, der die Durchführung dieser Dissertation ermöglichte, sowie Herrn Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth für die Aufgabenstellung und die kollegiale, freundliche und hilfsbereite Unterstützung während der gesamten Dissertation vom Studienanfang bis zur Fertigstellung der vorliegenden Arbeit.

Mein ganz herzlicher Dank geht darüber hinaus an meine Betreuerin PD Dr. med. dent. Christine Keul, M. Sc. für ihre kompetente, geduldige und freundschaftliche Betreuung. Weiterhin bedanke ich mich herzlich bei Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt für die Hilfe bei der Auswertung der Messdaten.

Abschließend gilt mein größter Dank meiner Familie.

12. Eidesstattliche Versicherung

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

„Der Einfluss der Scanstrategie auf die Genauigkeit der digitalen Abformung -eine In-vitro-Studie“,

selbstständig 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, 03. Dezember 2022

Harutyun Oberholzer