

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik,
Direktor: Prof. Dr. B. Wöstmann,
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Messtechnische Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit digitaler Implantat- und Ganzkieferabformungen – Anforderungen und Limitationen –

Kumulative Habilitationsschrift
zur Erlangung der Venia legendi
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Dr. med. dent. Alexander Schmidt, M. Sc.
aus Bad Langensalza

Gießen 2021

Für Ann

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Einführung	1
1.2	Zielsetzung und Fragestellung.....	6
1.3	Verzeichnis eigener Publikationen zur kumulativen Habilitation.....	7
2	Literaturübersicht.....	9
2.1	Definition der Übertragungsgenauigkeit	9
2.2	Messtechnische Verfahren und Messgenauigkeit.....	11
2.3	Erforderliche Übertragungsgenauigkeit bei Implantatabformungen	24
2.4	Erforderliche Übertragungsgenauigkeit bei Ganzkieferabformungen.....	38
3	Eigene Arbeiten – Ergebnisse und Diskussion.....	45
3.1	Biologische und anatomische Grenzen.....	45
3.2	Messtechnische Grenzen	47
4	Zusammenfassende Darstellung und Ausblick.....	84
5	Fazit	95
6	Literaturverzeichnis	96
7	Anhang.....	112
7.1	Abkürzungsverzeichnis.....	112
7.2	Abbildungsverzeichnis	112
7.3	Tabellenverzeichnis	114

7.4 Publikation 1	116
7.5 Publikation 2	123
7.6 Publikation 3	126
7.7 Publikation 4	137
7.8 Publikation 5	153
7.9 Publikation 6	159
7.10 Publikation 7	169
8 Erklärung	178
9 Danksagung	179

1 Einleitung

1.1 Einführung

Bereits seit den Anfängen der Zahnärztlichen Prothetik ist es stets das Ziel, die intraorale Situation mit Hilfe einer Abformung möglichst fehlerfrei auf ein extraorales Modell zu übertragen. Die sich daraus ergebende Übertragungsgenauigkeit steht dabei im direkten Zusammenhang mit der Passgenauigkeit und damit der Haltbarkeit des späteren Zahnersatzes. Trotz aller Weiterentwicklungen in den letzten Jahren ist es jedoch bis zum heutigen Zeitpunkt nicht möglich, die Mundhöhlensituation vollständig fehlerfrei auf ein konventionelles oder digitales Modell zu übertragen.^{2, 105}

Darüber hinaus stellt sich innerhalb der messtechnischen Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit die Herausforderung dar, dass jegliche Messsysteme mit Messfehlern behaftet sind. Dabei ist es vor allem von Bedeutung, wie groß dieser Fehler ist; denn nur wenn der systemimmanente Fehler des Messsystems unterhalb der biologischen Toleranzgrenzen liegt, lässt sich eine Aussage über das jeweilige Abformverfahren und den jeweiligen Übertragungsfehler treffen. Liegt jedoch der immanente Fehler des Messsystems innerhalb oder über der möglichen Genauigkeit des Abformverfahrens, ist keine endgültige Aussage zur Übertragungsgenauigkeit möglich, da sich die Ergebnisse innerhalb eines Messrauschens befinden.

In der Zahnärztlichen Prothetik lassen sich unterschiedliche Anforderungen an die Übertragungsgenauigkeit und dem damit verbundenen Übertragungsfehler definieren. Während bei der Abformung von Einzelzähnen die korrekte Übertragung der Geometrie des präparierten Zahnstumpfes im Fokus steht, ist bei der Abformung von ganzen Kieferabschnitten bis hin zu Ganzkieferabformungen natürlicher Zähne, vor allem das Maß der Dimensionsänderung der Abformung zwischen intraoraler Situation und Modellsituation von hoher Relevanz. Im Gegensatz dazu stehen bei der Implantatabformung vor allem die dreidimensionalen Positionen der Implantate innerhalb der Mundhöhle sowie die Abstände mehrerer Implantate zueinander im Mittelpunkt. Dies ist nicht zuletzt darauf zurückzuführen, dass sich ein möglicher Übertragungsfehler bei der Abformung natürlicher Zähne durch die vorhandene typische Eigenbeweglichkeit der Zähne bis zu einem gewis-

sen Maß kompensieren lässt, was jedoch im Gegensatz dazu durch die vollständige knöchernen Einheilung von zahnärztlichen Implantaten kaum möglich ist, da diese nur eine circa zehnfach geringere Eigenbeweglichkeit im Vergleich zu natürlichen Zähnen besitzen.²⁸

Aus diesem Grund wurde bereits zu Beginn der Versorgung von Patienten mit zahnärztlichen Implantaten damit begonnen, verschiedene Abformmethoden sowie Abformmaterialien für Implantatabformungen zu untersuchen. Während es anfangs lediglich einige wenige Implantathersteller gab, liegt heute eine teilweise unüberschaubare Anzahl an Implantatherstellern mit jeweils unterschiedlichen Implantatsystemen vor.^{34, 48, 162, 202}

Dies stellt den Behandler vor komplexe Ausgangssituationen, denn neben der Vielzahl von Implantatsystemen bestehen ebenso zahlreiche Möglichkeiten der Abformmethoden sowie Abformmaterialien innerhalb der konventionellen Implantatabformung.^{96, 158, 195}

Neben den zahlreichen konventionellen Verfahren der Abformung steht seit circa 1985 ebenfalls die Möglichkeit der digitalen Abformung zur Verfügung. Dabei war es lange Zeit möglich, lediglich Einzelzahnrestorationen mit Hilfe einer Aufnahmeeinheit intraoral zu digitalisieren. Mit zunehmender Weiterentwicklung konnten dann kleinspannige Brückenkonstruktionen bis hin zu einzelnen Kieferabschnitten digitalisiert werden. Erst innerhalb der letzten Jahre besteht die Möglichkeit der digitalen Abformung ganzer Kieferabschnitte sowie die Abformung von Implantaten.

Heutzutage kann die intraorale Situation und die damit verbundene Position der Implantate auf direktem Weg durch einen Intraoralscanner (IOS) oder auf indirektem Weg durch Scannen des Modells mithilfe eines Laborscanners erfolgen. Bei beiden Verfahren wird die dreidimensionale Position des Implantates anhand einer Punktwolke – welche im Anschluss über jeweils drei Punkte miteinander verknüpft werden – übertragen. Dabei werden Abformkörper (*Scanbodies*) mit herstellereigener, standardisierter Geometrie in die Implantate eingeschraubt, gescannt und später im Zuge der *computer-aided design / computer-aided manufacturing (CAD/CAM)*-Technologie innerhalb von Softwaresystemen mit definierten hinterlegten Datensätzen überlagert.^{87, 88}

Durch die Vielzahl an Herstellern der *Scanbodies* kann bereits bei der Datenerfassung ein Übertragungsfehler entstehen, welcher nicht zuletzt von der Geometrie der *Scanbodies*

abhängig sein kann. Diese Fertigungstoleranzen können daher einen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit und damit auf die Modellsituation haben.^{139, 199}

Neben den Einflüssen der verwendeten Materialien stehen aus wissenschaftlicher Betrachtung ebenfalls unterschiedliche Vermessungs- und Analysemethoden zur Auswertung der Übertragungsgenauigkeiten zur Verfügung. Dabei ist neben einer koordinatenbasierten Auswertung (x-, y-, z-Koordinaten im euklidischen Raum) auch eine Auswertung mithilfe eines Algorithmus nach dem Prinzip der Berechnung der kleinsten Fehlerquadrate (*Best-Fit*) möglich. Dadurch kann es vorkommen, dass selbst bei identischen digitalen Modellen aufgrund verschiedener Analysemethoden unterschiedliche Ergebnisse resultieren.^{2, 71, 114, 136, 142}

Das größte bisherige Problem im Hinblick auf Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Abformungen innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik liegt jedoch vor allem in der klinisch fehlenden Referenzstruktur. Während es innerhalb von Laborversuchen möglich ist, ein vorhandenes Modell als Urmodell zu verwenden, dies als Ausgangssituation zu vermessen und als Ursprungssituation zu definieren, ist dies am Patienten nicht umsetzbar. Im Laborversuch ist es daher vergleichsweise deutlich leichter, unterschiedliche Abformmethoden und Abformmaterialien anzuwenden und zu analysieren. Dadurch ist es zusammengefasst bisher lediglich im Labor möglich, eine abschließende Aussage über die Abweichungen im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit unterschiedlicher Abformmethoden treffen zu können.

Bei klinischen Untersuchungen stellt im Gegensatz dazu die intraorale Situation des Patienten die ursprüngliche Situation – das Urmodell – dar. Sollen hierbei jedoch klinische Abformungen genommen und vermessen werden, ergibt sich direkt ein Übertragungsfehler unbekannter Größe, da die intraorale Situation im Gegensatz zu Modellsituationen nicht durch genaue Messsysteme (Koordinatenmessmaschine, Laborscanner, Mikro-Computertomografie) vermessen werden kann. Folglich werden häufig konventionelle Abformungen genommen, Gipsmodelle hergestellt und digitalisiert, welche danach als Urmodell definiert werden. Mit diesen Urmodellen werden dann typischerweise konven-

tionelle und digitale Abformmethoden verglichen, wodurch jedoch jeweils – wenn überhaupt – nur relative Aussagen über die Präzision der verwendeten Methoden getroffen werden können.

Zur exakten metrischen Bestimmung vorhandener Abweichungen ist eine externe Referenzstruktur bekanntem Ausmaßes – vergleichbar mit einem Maßstab – notwendig, welche in die intraorale Situation des Patienten eingebracht und mit abgeformt wird. Dadurch ist es möglich, eine Aussage über die absolute Abweichung der jeweiligen Abformmethode (konventionell, digital) zu treffen, da der Nullwert – die Referenzstruktur – als auch die Abweichung durch die Abformmethode (konventionell, digital) nach Vermessung bekannt ist. Erst dadurch ist es möglich, eine Bewertung über unterschiedliche Abformverfahren treffen zu können.¹¹⁰

Bisher sind lediglich drei Möglichkeiten einer externen Referenz für den klinischen Vergleich unterschiedlicher Abformmethoden auf natürlichen Zähnen beschrieben worden.^{86, 110, 150} Es war jedoch keinerlei Methodik bekannt, die dreidimensionale Position von Implantaten innerhalb der Mundhöhle sowie die Relation der Implantate untereinander zu bestimmen. Weiterhin ist der Umfang an klinischen Daten zum Thema der Implantatabformungen insgesamt als gering einzuschätzen.

Zwar zeigt der klinische Alltag, dass es mithilfe der konventionellen Abformungen heutzutage möglich ist, passgenaue implantatgetragene Restaurationen zu erhalten, jedoch ist das Maß der Abweichung und die damit verbundene Übertragungsgenauigkeit nicht bekannt. Weiterhin ist vor allem völlig unklar, welche Übertragungsgenauigkeiten sich mit digitalen Implantatabformungen erzielen lassen.

Aus diesem Grund wurde eine vollständige neue Methodik entwickelt, bei welcher es durch die Herstellung individueller Referenzschlüssel für die jeweilige Patientensituation möglich war, die Übertragungsgenauigkeit von Implantatabformungen sowie die absolute Relation der Implantate zueinander exakt zu bestimmen.

Zunächst sollte diese neu etablierte Methodik und die damit verbundenen Limitationen im *in-vitro* Versuch untersucht werden. Dadurch war es möglich, die absolute Genauigkeit der entwickelten Messmethodik zu bestimmen. Anschließend sollte die Methodik

innerhalb eines Pilotprojektes an drei Patientenfällen untersucht werden. Nachdem gezeigt werden konnte, dass die etablierte Methodik auch in der klinischen Anwendung sehr gute Ergebnisse zeigt, wurde eine größer angelegte *in-vivo* Untersuchung durchgeführt.

Durch die Etablierung dieser Messmethodik konnte erstmals eine Aussage über die jeweilige absolute Abweichung der Übertragungsgenauigkeit der unterschiedlichen Abformmethoden (konventionell, digital) im Hinblick auf die klinische Abformung von Implantaten getroffen werden.

Ähnlich zur Studienlage von Implantatabformungen ist die Situation bei klinischen Untersuchungen der Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen mit Hilfe einer Referenzstruktur, es liegt nur eine geringe Anzahl an klinischen Studien vor. Dabei zeigten die Daten aus einer innerhalb der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik durchgeführten vorangegangenen Studie, dass mit Hilfe von konventionellen Abformungen die Übertragungsgenauigkeiten von Ganzkieferabformungen einen klaren Vorteil gegenüber den digitalen Abformsystemen hatten¹¹⁹. Seit der Durchführung dieser Untersuchung im Jahr 2016 gab es jedoch zahlreiche Weiterentwicklungen im Bereich der digitalen Abformmethoden. Welche Übertragungsgenauigkeiten zum jetzigen Zeitpunkt mit Hilfe aktueller *Soft- und Hardwaresysteme* möglich sind, waren nicht bekannt. Aus diesem Grund wurde die bekannte Messmethodik zunächst weiterentwickelt, wodurch die Messgenauigkeit deutlich gesteigert werden konnte. Daraufhin wurde in klinischer Anwendung die weiterentwickelte Messmethodik mit aktuellen intraoralen digitalen Scansystemen angewandt.

1.2 Zielsetzung und Fragestellung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Grenzen der Übertragungsgenauigkeit digitaler Implantat- und Ganzkieferabformungen innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik zu untersuchen. Dahingehend wurden insgesamt drei Themenkomplexe bearbeitet – eine aktuelle *Literaturübersicht*, die *eigenen Arbeiten im Kontext der Grenzen der Übertragungsgenauigkeit* sowie eine *zusammenfassende Darstellung und Ausblick* im Hinblick auf digitale Implantat- sowie Ganzkieferabformungen.

- 1 Innerhalb der *Literaturübersicht* wird zunächst die Übertragungsgenauigkeit definiert, es werden zudem messtechnische Verfahren erläutert und Einflussfaktoren der Messgenauigkeit aufgezeigt. Zusätzlich wird eine Übersicht über bisherige Untersuchungen zum Thema der digitalen Implantatabformungen sowie von Abformungen über den gesamten Kiefer hinweg mithilfe von Referenzstrukturen gegeben.
- 2 Die *eigenen Arbeiten im Kontext der Grenzen der Übertragungsgenauigkeit* beinhalten biologische und anatomische Grenzen sowie messtechnische Grenzen. An dieser Stelle werden die Ergebnisse der eigenen Arbeiten aufgeführt und mit der bisherigen Literatur diskutiert.
- 3 Innerhalb der *zusammenfassenden Darstellung und des Ausblicks* werden die bisher vorliegenden Untersuchungen mit den Ergebnissen der eigenen Arbeiten zusammengefasst. Darüber hinaus werden indikationsbezogene Behandlungsempfehlungen zu den einzelnen Indikationen innerhalb der Abformung in der Zahnärztlichen Prothetik gegeben.

1.3 Verzeichnis eigener Publikationen zur kumulativen Habilitation

Alle Originalpublikationen zur vorliegenden kumulativen Habilitationsschrift wurden in englischsprachigen, international anerkannten *peer-review* Journalen mit Impact-Faktor veröffentlicht. Die insgesamt sieben Publikationen sind einzelnen behandelten Themenkomplexen zugeordnet.

Messtechnische Grenzen innerhalb der konventionellen Implantatabformung

Publikation 1: **Schmidt, A.**, Häussling, T., Rehmann, P., Schaaf, H., Wöstmann, B.
Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. Journal of prosthodontic research. 2018 Apr; 62(2):245-251.
doi: 10.1016/j.jpor.2017.10.004. Epub 2017 Nov 27

Messtechnische Grenzen innerhalb der digitalen Implantatabformung

Publikation 2: **Schmidt, A.**, Billig, J.-W., Schlenz, M. A., Rehmann, P., Wöstmann, B.
Influence of the Accuracy of Intraoral Scanbodies on Implant Position: Differences in Manufacturing Tolerances. The International Journal of Prosthodontics. Sep/Oct 2019; 32(5):430-432. doi: 10.11607/ijp.6371

Publikation 3: **Schmidt, A.**, Billig, J.-W., Schlenz, M. A., Wöstmann, B.

The influence of using different types of scan bodies on the transfer accuracy of implant position – an in vitro study. The International Journal of Prosthodontics. Accepted 12.06.2020

Publikation 4: **Schmidt, A.**, Billig, J.-W., Schlenz, M. A., Wöstmann, B.

Do different methods of digital data analysis lead to different results? International Journal of Computerized Dentistry. Accepted 30.09.2020

Überwindung messtechnischer Grenzen mithilfe einer externen Referenzstruktur

Publikation 5: **Schmidt, A.**, Billig, J.-W., Schlenz, M. A., Wöstmann, B.

A new 3D-method to assess the inter implant dimensions in patients - A pilot study. Journal of Clinical and Experimental Dentistry. 2020 Feb 1;12(2):e187-e192. doi: 10.4317/jced.56557. eCollection 2020 Feb

Publikation 6: **Schmidt, A.**, Rein, P. E., Wöstmann, B., Schlenz, M. A.

A comparative clinical study on the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions using a new reference key-based method. Clin Oral Implants Res. 2021 Jan 20. doi: 10.1111/clr.13715. Epub ahead of print. PMID: 33469983.

Publikation 7: **Schmidt, A.**, Klussmann, L., Wöstmann, B., Schlenz, M. A.

Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. Journal of Clinical Medicine. 2020 Mar 4;9(3):688. doi: 10.3390/jcm9030688.

Die aufgeführten Publikationen sind im Anhang (Kapitel 7) beigefügt.

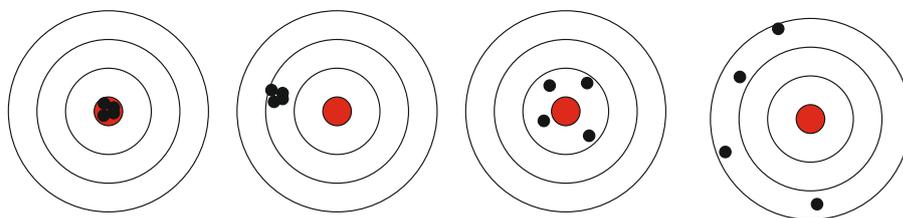
2 Literaturübersicht

Im nachfolgenden Kapitel wird zunächst eine Übersicht über die Definition der Übertragungsgenauigkeit sowie eine Literaturübersicht in Bezug auf digitale Implantatabformungen sowie Ganzkieferabformungen mithilfe von Referenzstrukturen gegeben.

2.1 Definition der Übertragungsgenauigkeit

Die Begriffe Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision stehen im direkten Zusammenhang mit Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit unterschiedlicher Abformmaterialien oder Abformmethoden innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik. Auch wenn diese Begriffe im Alltag häufig synonym verwendet werden, beschreibt jeder dieser Begriffe eine andere Messgröße, welche eigenständig definiert ist. Dabei geht die Definition der Genauigkeit, welche sich aus der Richtigkeit und Präzision zusammensetzt, weit über den Fachbereich der Zahnmedizin hinaus⁵². Die Definition der Übertragungsgenauigkeit innerhalb von Messungen wird durch die *ISO 5725-1:1994(en):Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results*⁹⁸ näher beschrieben.

Zur Verdeutlichung der Definition der einzelnen Begriffe sind im Folgenden die Richtigkeit und Präzision anhand einer Zielscheibe grafisch dargestellt. Die Richtigkeit beschreibt dabei die Nähe zum Zielscheibenmittelpunkt, die Präzision deren Streubreite (Abbildung 2.1).



Richtigkeit	gut	schlecht	mäßig	schlecht
Präzision	gut	gut	schlecht	schlecht

Abbildung 2.1 Schematische Darstellung der Genauigkeit anhand einer Zielscheibe (Richtigkeit = Nähe der Treffer zum Mittelpunkt; Präzision = Streubreite der Treffer)

Im Hinblick auf Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit werden typischerweise Abformungen auf konventionelle oder digitale Weise eines Urmodells genommen und im Anschluss die Abweichungen zum Urmodell bestimmt. Dabei beschreibt die Richtigkeit die Abweichung des Messwertes zu einem definierten Ursprungswert (richtiger Messwert) am Urmodell. Dadurch werden durch die Richtigkeit zunächst zufällige Messabweichungen beschrieben, durch welche gezeigt werden kann, wie nah der erhaltene Messwert am ursprünglichen Messwert liegt. Als Grundannahme lässt sich daher die Richtigkeit mit dem Mittelwert gleichsetzen. Dies jedoch vor dem Hintergrund, dass die erhaltenen Werte bereits fehlerbehaftet sein können.^{52, 135, 208}

Die Präzision beschreibt die Größe der Reproduzierbarkeit und die damit verbundene Messunsicherheit, welche um den zuvor definierten richtigen Wert (Richtigkeit/Mittelwert) schwankt. Daher lässt sich die Präzision mit der Standardabweichung gleichsetzen.^{52, 135, 208}

Auch wenn Abformungen grundsätzlich eine hohe Richtigkeit aufweisen sollten, ist es vor allem die Präzision, welche für vorhersagbare Ergebnisse innerhalb der Verfahrenskette zur Herstellung von Zahnersatz notwendig ist. Wird im Vergleich dazu lediglich eine hohe Richtigkeit angestrebt, die Präzision jedoch vernachlässigt, kann am Beispiel der Herstellung einer Krone die Passgenauigkeit zu groß, zu klein oder passend sein. Dabei ist das Verständnis dahingehend wichtig, dass ein Fehler innerhalb der Prozesskette nicht rückgängig gemacht werden kann. Wird durch den IOS oder die konventionelle Abformung ein Zahnstumpf zu klein dargestellt, muss diesem durch die nachfolgenden Arbeitsschritte entgegengewirkt werden. Dies ist jedoch nur möglich, wenn eine hohe Präzision vorliegt, das Ergebnis damit *vorhersagbar* wird.

Überdies gibt es natürliche Grenzen in Bezug auf die Genauigkeit bei konventioneller und digitaler Herstellung. Am Beispiel der auf konventionellem Weg hergestellten Vollgusskrone sind durch zahlreiche Arbeitsschritte (Abformung, Modellherstellung, Modellierung, Einbetten in feuerfeste Einbettmasse, Ausgießen, Ausbetten, Ausarbeiten und Polieren)²²⁶ natürliche Limitationen vorhanden, welches ein Übermaß an Genauigkeit unmöglich machen. Dieses Problem liegt in anderer Form bei der digitalen Herstellung vor, da Freiheitsgrade und Mikrostrukturen nur so genau sein können, wie es die jeweilige Fräsmaschine samt Fräsen erlauben.

Dabei ist zu bedenken, dass ein gewisses Maß an Spielpassung zur Herstellung von passgenauem Zahnersatz ohnehin notwendig ist. Wird eine Krone zu genau hergestellt – vor allem im einstelligen Mikrometerbereich – sinkt die Wahrscheinlichkeit der genauen Passung, da voranliegende Schritte bei der Abformung – ganz gleich ob konventionell oder digital – lediglich mit einer geringeren Präzision angefertigt und durchgeführt werden können. Aus diesen möglichen Fehlern ergab sich zur Sicherung einer gleichbleibend hohen Qualität der prothetischen Versorgung der Bedarf einer hohen Standardisierung über die gesamte Verfahrenskette hinweg.^{19, 225}

2.2 Messtechnische Verfahren und Messgenauigkeit

Es existieren verschiedene Möglichkeiten, konventionelle und digitale Abformungen hinsichtlich der Dimensionstreuung und Übertragungsgenauigkeit zu vermessen. Nachfolgend werden die in der vorliegenden Arbeit verwendeten oder daran angrenzende Vermessungsverfahren näher beschrieben. Im Anschluss wird die Messgenauigkeit und deren mögliche Einflussgrößen aufgeführt.

Messschieber

Messschieber (Schieblehre, Kaliber, Schublehre) dienen zur Bestimmung von Innen-, Außen- oder Tiefenmaßen. Grundsätzlich sind Messschieber aus einer Messschiene mit Skalierung sowie einem beweglichen Schieber aufgebaut. Messschieber sind in analoger oder digitalisierter Form erhältlich. Bei der analogen Form kann die Skaleneinteilung einfach oder doppelt mithilfe eines Nonius zum zusätzlichen Bestimmen von Hundertsteln ausgestattet sein. Digitale Ausführungen sind mit Mikroprozessoren versehen, wodurch die gemessene Distanz direkt durch ein Display angezeigt wird. Die Wirkungsweise kann durch unterschiedliche Messverfahren erfolgen, eine Möglichkeit besteht in der Messung durch einen Linearcoder, welcher die Signale kapazitiver Elektroden am statischen Anteil der Messschiene verarbeitet und umwandelt.²¹ Die Vorteile des Messschiebers liegen vor allem in der Robustheit und Einfachheit der Messung. Weiterhin gehören Messschieber zu den günstigsten Messmitteln innerhalb der Messtechnik. Als Nachteile sind mögliche Fehlmessungen zu nennen, da vor allem kleine Abweichungen nur schwer messbar sind.

Gerade bei manuellen Messschiebern sind die Ergebnisse nur so genau zu erwarten, wie der Anwender mit diesem umgehen kann. Dennoch können Genauigkeiten bei analogen Messschiebern im Bereich von zweistelligen, bei digitalen Modellen im Bereich von einstelligen hundertstel Millimetern bis hin zu Mikrometerbereich liegen.

Innerhalb von Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Implantatabformungen werden Messschieber nur selten angewandt. In einer Untersuchung von *Moura et al.*¹⁴² wurde zur Messung des Referenzmodells sowie von Modellen einer konventionellen Abformung ein Messschieber verwendet.

Dagegen kommen in der Auswertung digitaler Implantatplanungen sowie dem Vergleich der Genauigkeit von Computertomographievermessungen vor allem digitale Messschieber häufig zum Einsatz. Diese wurden in Studien von *Loubele et al.*¹²⁶, *Abboud et al.*¹, *Leung et al.*¹²¹ und *Stimmelmayr et al.*¹⁹⁸ verwendet. Dabei wurden die Vermessungen mit dem Messschieber als Goldstandard beschrieben, gegen welche die verschiedenen untersuchten Messtechniken getestet worden sind. Vor allem bei der Untersuchung von *Liu et al.*¹²⁴ fällt auf, dass die untersuchte dreidimensionale Messmethodik gleichermaßen reliable Ergebnisse in Bezug auf den *mesio-distalen* und *bukko-lingualen* Abstand sowie die Höhe der vermessenen Kronenversorgungen wie die Messung mit dem Messschieber hervorbrachte. Die Qualität der Messung sowie der Erzielung reliabler Messergebnisse mit Hilfe eines Messschiebers liegt jedoch vor allem in der eindeutigen Definition von Messpunkten, wie sie ebenfalls aus der Fertigungsmesstechnik bekannt sind.²¹⁰

Der Nachteil von Messschiebern besteht darin, dass es lediglich möglich ist, einzelne Punkte zu messen. Einerseits ergeben sich dadurch mögliche Fehlmessungen durch fehlende definierte eindeutige Referenzpunkte, andererseits liegen diese Punkte nicht in einem gemeinsamen Bezugssystem. Nicht zuletzt aufgrund dieser Limitationen greifen zahlreiche andere Untersucher daher auf den Einsatz von Koordinatenmessmaschinen zurück.

Koordinatenmesstechnik

Die Koordinatenmesstechnik hat ihren Ursprung in der Fertigungsmesstechnik und wird typischerweise zur Überprüfung von Messobjekten angewandt. Dabei lassen sich vor allem anhand der Sensoren die einzelnen physikalischen Messprinzipien untergliedern. In

Abbildung 2.2 ist die Einteilung der Koordinatenmessgeräte anhand der physikalischen Einteilung der Sensoren grafisch dargestellt.³⁸

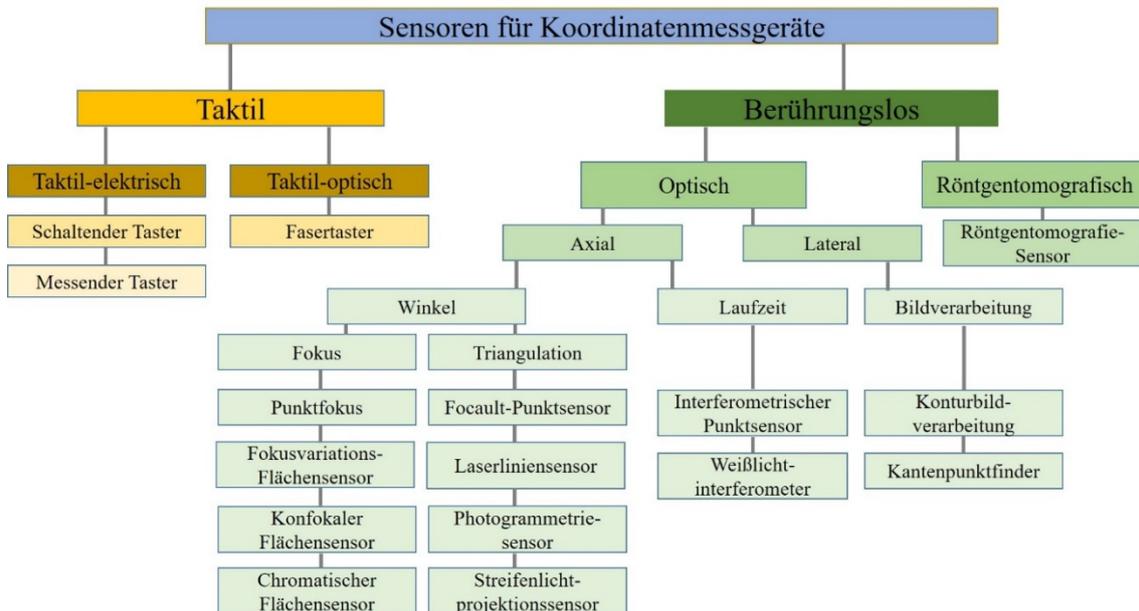


Abbildung 2.2 Gliederung der Sensoren von Koordinatenmessgeräten nach dem Aufnahmeprinzip

Koordinatenmessmaschine

Das grundsätzliche Messprinzip der innerhalb der vorliegenden Arbeit und darin enthaltenen Publikationen verwendeten Koordinatenmessmaschine liegt darin, dass mit Hilfe eines taktilen Sensors (taktile-elektrisch) die Oberfläche des Messobjektes innerhalb eines Koordinatensystems Punkt für Punkt angetastet wird. Diese Punkte werden in der Verarbeitungssoftware mathematisch miteinander verknüpft. Dadurch entsteht ein numerisches Bild der Oberfläche, wodurch ebenfalls Geometrielemente (Ebene, Zylinder, Kreis) erstellt werden können. Die Zuordnung der Geometrielemente kann automatisch oder manuell erfolgen, diese sind dabei als geometrisch ideale Elemente definiert. Dies ermöglicht in industrieller Anwendung eine Berechnung von Form-, Maß- und Lagetoleranzen in einer Serienfertigung. Innerhalb von Untersuchungen zu Übertragungsgenauigkeiten können mit Hilfe der Koordinatenmessmaschine Referenzstrukturen und Modelle vermessen werden, wodurch Abweichungen vom Urmodell erkennbar sind.⁹²

Dabei gibt es Merkmale, welche direkt am Messobjekt definierten Geometrieelement erfassbar sind, dazu zählen Durchmesser, Rundheit, Länge, Ebenheit und unter anderem die Achsenneigung. Hingegen ergeben sich andere Merkmale erst durch die Verknüpfung mehrerer zugeordneter Geometrieelemente wie Abstände, Winkelmessungen und Schnittpunkte.²¹⁷

Am häufigsten sind Koordinatenmessmaschinen mit senkrecht zueinanderstehenden Messachsen (x-, y-, z-Achse) aufgebaut, weiterhin sind Winkelmessmaschinen erhältlich. Der Vorteil von Koordinatenmessmaschinen liegt vor allem in der Definition eines gemeinsamen Bezugssystems für alle gemessenen Punkte, in diesem Fall der Definition des Messobjekt- oder Werkstück- und des Maschinen- oder Gerätekoordinatensystems. Da ein identisches Ausrichten von Messobjekt- und Maschinenkoordinatensystem sehr zeitaufwändig und nur schwer umsetzbar ist, werden die beiden Koordinatensysteme rechnerisch ineinander überführt (Koordinatentransformation). Dazu werden Punkte am Messobjekt angetastet und damit die Lage des Messobjektes oder Modells innerhalb der Maschine definiert. Durch Verschiebungen und Drehungen in x-, y- und z-Achse findet eine räumliche Koordinatentransformation statt.¹⁰⁸ Beim Maschinen- oder Gerätekoordinatensystem handelt es sich um ein kartesisches Koordinatensystem. Als wichtiger Punkt ist hierbei zu nennen, dass innerhalb des Maschinenkoordinatensystems sämtliche Positionen der Geräteachsen mit allen Dreh-, Messobjekt- und Schwenkachsen sowie notwendige Korrekturen von Temperatur- oder Geometrieabweichungen bekannt sind.^{36, 92, 217}

Die Anzahl der notwendigen oder idealen Antastpunkte hängt von der jeweiligen Geometrie ab. Dabei wäre es beim Vorliegen einer geometrisch idealen Struktur am Beispiel einer Fläche ausreichend, lediglich drei Punkte anzutasten um diese zu konstruieren. Die reale Form der Oberfläche ist jedoch keinesfalls als ideal anzunehmen, da herstellungsbedingte Ungenauigkeiten innerhalb der Oberfläche vorhanden sein können. Weiterhin kann es innerhalb der drei gemessenen Punkte zu einer Fehlmessung gekommen sein, wodurch sich eine schiefe Ebene ergeben würde. Aus diesem Grund wird eine Vielzahl an Punkten aufgenommen, welche im Anschluss mit Hilfe der Regressionsrechnung (Ausgleichsrechnung) auf eine ideale Form zurückgerechnet wird. Dabei können verschiedene Ausgleichrechnungen zur Anwendung kommen. Am Beispiel einer Gerade sind die häufigsten Ausgleichrechnungen nach Gauß, Tschebyscheff, die Pferch- sowie

die Hüllbedingungen zu nennen.¹⁹¹ Durch die unterschiedlichen Grundlagen der Ausgleichrechnungen können diese innerhalb der Vermessung zu unterschiedlichen Ergebnissen führen.

Durch die Möglichkeit der Punktbestimmung kamen Koordinatenmessmaschinen vor allem bei Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Implantatabformungen zur Anwendung.^{14, 15, 72, 80, 82, 115, 136, 146, 203} Aber auch innerhalb der Untersuchungen von Ganzkieferabformungen wurden diese verwendet.^{86, 100, 110, 119}

Die Limitation bei der Verwendung von Koordinatenmessmaschinen liegt vor allem in der begrenzten Aufnahme der Form eines Messobjektes oder Modells, da nur eine punktweise Erfassung erfolgen kann. Zwar gibt es die Möglichkeit der Erfassung zahlreicher Punkte anhand einer zuvor definierten Linie, jedoch sind diese nicht mit der flächenhaften Erfassung optischer Systeme vergleichbar.

Scanner

Zu Beginn der Entwicklung von Laborscannern waren diese häufig mit taktilen Messverfahren, ähnlich den Koordinatenmessmaschinen, aufgebaut. Heutige Laborscanner arbeiten typischerweise nach dem Messprinzip der optischen Triangulation. Dabei können diese mit Laserlichtsensoren, Streifenlichtsensoren oder Fotogrammetriesensoren ausgestattet sein.^{118, 165}

Das Prinzip der Laserlichttriangulation ist das am weitesten verbreitetste optische Messsystem, dabei wird sichtbares oder Infrarotlicht auf das Messobjekt abgebildet. Die vom Messobjekt reflektierte Strahlung wird danach mit Hilfe eines Sensors erfasst. Durch den auf dem Messobjekt abgebildeten Lichtfleck ist es dem Sensor möglich, die aktuelle Position und den Schwerpunkt des Messobjektes zu detektieren. Aufgrund der Abstandsbeziehung durch einen Lichtfleck und nicht durch einen Lichtpunkt, findet die Berechnung durch eine Mittelung statt. Aus diesem Grund sind Genauigkeiten von maximal 10 µm zu erreichen. Diese können bei gekrümmten Messobjekten jedoch stark zunehmen. Da für die Vermessung ausschließlich remittiertes Licht erfasst wird, ist die Messgenauigkeit entscheidend von der Oberflächenbeschaffenheit des Messobjektes abhängig. Es ist nur eine Messung von Messobjekten mit diffus streuenden Oberflächen möglich. Unter-

schiedliche Farben des Messobjektes sowie verschiedene Materialien wie Kunststoffe oder Keramiken können durch unterschiedliche Eindringtiefen des Lichtes zu unterschiedlichen Messergebnissen führen.¹⁰⁶

Bei den optischen Messsystemen nach dem Prinzip der Streifenlichtprojektion werden Lichtstreifen kurz hintereinander oder gleichzeitig in Form von Lichtschnitten durch einen Projektor auf das Messobjekt gelegt. Durch die Oberflächenbeschaffenheit des Messobjektes werden diese Lichtstreifen verzerrt, diese Verzerrungen werden durch Kamerasysteme aufgenommen. Dadurch ergibt sich eine sehr große Punktwolke, mit einer sehr hohen Punktdichte.²²⁸

Die Zuordnung der Auslenkung der Streifen und der Höhe des Messobjektes durch das Kamerasystem wird durch Kalibrierung erzeugt. Aktuelle Systeme werden typischerweise mit zwei Kameras angeboten, wodurch die Triangulation direkt durch beide Kameras erfolgt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass Kameras günstiger als Optiken für Projektoren sind. Darüber hinaus erzeugen Projektoren eine große Wärme, was zu steigender Messunsicherheiten führen kann. Durch die Verwendung von zwei Kameras und einem Projektor können diese Messunsicherheiten verringert werden. Weiterhin dient der Projektor dann vielmehr als ein System zur Markierung der Oberfläche. Projektionsungenauigkeiten sind dabei zu vernachlässigen, da die Messung durch beide Kameras erfolgt, wodurch zusätzlich eine Plausibilisierung erreicht werden kann, da innerhalb der Software des Messsystems die aufgenommenen Werte der Kameras miteinander verglichen werden.^{106, 117}

Innerhalb der Untersuchungen zu Übertragungsgenauigkeiten werden Laborscanner mit Streifenlichtsensoren häufig verwendet.^{9, 24, 33, 97, 173, 185} Weiterhin liegen Untersuchungen zum Vergleich der Genauigkeit von extraoralen Laborscannern vor.^{59, 70, 111, 131, 156, 166} Dabei konnten Übertragungsgenauigkeiten je nach Modell im Bereich von $17,47 \pm 16,6 \mu\text{m}$ bis $33,3 \pm 22,7 \mu\text{m}$ erzielt werden⁵⁹.

Das Prinzip der Streifenlichtprojektion bringt Vorteile in der automatischen Vermessung jeglicher komplexer Messobjekte, die Limitationen werden durch die Oberflächenbeschaffenheit definiert. Bei stark reflektierenden Oberflächen oder vollständig mattschwarzen Oberflächen kann diese mit einem Scanspray besprüht werden, da dadurch die

Oberfläche ein Muster erhält. Dadurch kann die Messgenauigkeit erheblich gesteigert werden.⁴⁵

Zur Erweiterung des Messbereiches und der Darstellung komplexer Geometrien ist die Aufnahme mehrerer Bilder möglich. Dazu wird das Messobjekt auf einem Messtisch oder die Kamera um das Messobjekt gedreht. Die Nachteile der Messsysteme mit Streifenlichtsensoren liegen in der Aufnahme von Ecken und Kanten. Während diese exakt mit Koordinatenmessmaschinen erfasst werden können, ist die Aufnahme der Punktwolke durch optische Scansysteme lediglich in der Nähe der Kante des Messobjektes möglich. Zur Erzielung der exakten Form sind hierzu Schnittebenen oder Ausgleichsflächen notwendig.

Die Fotogrammetrie beruht auf dem Prinzip der Messung aus Fotos und wurde ursprünglich innerhalb der Architektur verwendet, da dadurch große Objekte vermessen werden können. Durch die Weiterentwicklung der digitalen Fotografie ergaben sich neue Methoden innerhalb der industriellen Messtechnik. Die Grundlage der Fotogrammetrie liegt in der Aufnahme eines Messobjektes aus unterschiedlichen Perspektiven, woraus die dreidimensionalen Koordinaten oder die Form des Messobjektes durch Stereomes- sung erfasst werden kann. Dabei ist es notwendig, definierte Marker auf dem Messobjekt zu definieren.

Innerhalb der Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Implantatabformungen wurde lediglich innerhalb einer Studie von *Revilla-Leon et al.*¹⁷⁴ mit dem Messprinzip der Fotogrammetrie gearbeitet.

Ein großer Vorteil der Fotogrammetrie liegt in der Messung beweglicher Teile unter Last (Durchbiegung von Röhrensystemen, elastisch-plastische Verformung von Messobjek- ten), da aufeinanderfolgende Bilder im Anschluss miteinander verglichen werden kön- nen. Ein Nachteil der Fotogrammetrie liegt in Abhängigkeit der Größe des Messobjektes darin, dass nur ausgewählten Strukturen oder Markierungen erfasst werden können. Dies stellt den wesentlichen Unterschied zur Streifenlichtsensorik dar.

Zusammengefasst liegt der Vorteil optischer Sensoren vor allen Dingen in der berüh- rungslosen Vermessung, dadurch ist es möglich, berührungsempfindliche Messobjekte

zu erfassen. Aus diesem Grund entfällt weiterhin – vor allen Dingen bei kleinen Messobjekten – die Notwendigkeit des Aufspannens, welches vergleichsweise für die Vermessung mit einer Koordinatenmessmaschine durch die Antastung immer zwingend notwendig ist.

Alle bisher genannten Messmethoden haben jedoch eine entscheidende Limitation, es ist mit deren Hilfe nicht möglich, dreidimensionale Objekte auch im Inneren zu erfassen. Diese Herausforderung kann mit Hilfe der Computertomografie überwunden werden.

Computertomografie

Mit Hilfe der Computertomographie oder Röntgentomografie ist es möglich, dreidimensionale Objekte sowohl von außen, als auch von innen vollständig zu erfassen. Die mathematischen Grundlagen für die Anwendung und Umsetzung des Verfahrens legte Johann Radon im Jahr 1917 mit der Radontransformation. Bis zu diesem Zeitpunkt hatte sich die Anwendung zweidimensionaler Röntgenbilder innerhalb der Medizin bereits lange Zeit bewährt, einen wesentlichen Beitrag zur Entwicklung der Röntgentomografie leisteten die Nobelpreisträger Newbold Hounsfield und Allan McLeod Cormac. Die ersten kommerziellen Geräte waren dann ab 1972 erhältlich.^{42, 102}

Erst im Jahre 1990 wurde die Röntgentomografie zur industriellen Anwendung eingesetzt, dadurch war es erstmals möglich, zerstörungsfrei innere Strukturen von Messobjekten zu überprüfen. Dabei wurden vor allem Materialeinschlüsse und Lunker untersucht. Zu diesem Zeitpunkt lag jedoch die erreichbare Genauigkeit zu Vermessungszwecken „nur“ im Bereich einiger hundertstel Millimeter, was im Vergleich zur Koordinatenmessmaschine noch als gering einzuschätzen war. Vor allem lag bei diesen Messungen eine hohe Streuung der Messwerte vor. Erst durch die Kombination von Technologien aus der bekannten Koordinatenmesstechnik wurde im Jahr 2005 das erste industrielle Röntgentomografiegerät vorgestellt (Werth TomoScope200; Werth Messtechnik, Gießen, Deutschland). Dadurch war es erstmals möglich, Messobjekte mit Genauigkeiten im Mikrometer- bis hin zum Nanometerbereich zu messen.^{39, 95, 189, 190}

Anders als in der medizinischen Anwendung wird in der industriellen Röntgentomografie typischerweise das Messobjekt um den Aufnahmesensor gedreht. Es befindet sich dabei zwischen Strahlungsquelle und Detektor. Die Informationen des Messobjektes werden

aus der Abschwächung der Röntgenstrahlung bei der Materialdurchdringung gewonnen. Zur vollständigen Aufnahme müssen mehrere hundert Bilder erfasst werden. Durch die dazugehörige Software wird aus den zweidimensionalen Daten ein dreidimensionales Bild errechnet. Diese Berechnung erfolgt typischerweise nach dem Verfahren einer gefilterten Rückprojektion, in welcher die Sinogrammprofile frequenzabhängig gefiltert werden, was zu einer Steigerung der Bildqualität im Vergleich zur ungefilterten Rückprojektion führt.^{167, 188}

Dabei werden vergleichbar mit den *Pixeln* in der Bildverarbeitung dreidimensionale *Voxel* genutzt. Die Messgenauigkeit von Tomografiegeräten ist entscheidend vom Übergang zwischen Luft und Material abhängig. Dazu werden Schwellwertverfahren zur Bestimmung der Materialübergänge eingesetzt. Zusätzlich kann die exakte Lage der Materialübergänge (Metallreferenzwürfel zu Luft) durch Berechnung der Übergangspunkte aus den Amplituden der Voxel der Raumkoordinaten des Oberflächenpunktes berechnet werden. Durch die Einbeziehung der Amplitudeninformationen entspricht die Auflösung des Gerätes lediglich einem Bruchteil der ursprünglichen Voxelgröße, als dies durch den Mittelabstand des Voxelrasters selbst gegeben ist. Dadurch ergeben sich bei einer Voxelgröße von 60 μm des Gerätes, erreichbare Genauigkeiten von unter 4 μm . Dieses Verfahren wird als *Subvoxeling* bezeichnet.^{23, 35, 107, 196}

Die Genauigkeit ist weiterhin direkt von dem verwendeten Brennfleck der Röntgenquelle abhängig. Typischerweise werden Brennflecken im Mikrometerbereich mit hoher Leistung von 100 bis 300 kV verwendet. Die Größe des Brennfleckes nimmt jedoch mit steigender Leistung zu und damit gleichzeitig die Genauigkeit ab. Jedoch werden hohe Leistungen zum Durchstrahlen von dicken Materialschichten benötigt.

Innerhalb bisheriger Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit wurden Röntgentomographiegeräte nur selten angewandt. In einer Untersuchung von *Al-Rimawi et al.*⁸ wurden die Genauigkeiten der digitalen Modellerstellung von digitaler Volumetomografie sowie mit der eines Intraoralscanners verglichen. Zur Bestimmung des Urmodells wurde ein Mikro-Computertomograph verwendet. Dabei wurde die Messung mit Hilfe der Computertomographie als Goldstandard angenommen. Dies wird durch innerhalb einer Untersuchung von *Swain und Xue*²⁰⁰ bestätigt. Darin wird beschrieben, dass die Computer-

tomographie innerhalb der Zahnmedizin unter anderem zur Bestimmung der Schmelzdicke, zur Analyse von Wurzelkanalmorphologien, zur Untersuchung des Knochenaufbaus sowie für Bestimmung der Osseointegration von Implantaten verwendet worden ist.

Bei dem Gerät *TomoScopeS* sowie *TomoScope XS*, welche in der vorliegenden Arbeit verwendet worden sind, handelt es sich zusätzlich um Röntgentomographie-Koordinatenmessgeräte mit Multisensorik. Dies hat den Vorteil, dass verschiedene Messprinzipien innerhalb eines Gerätes zur Anwendung kommen.

Die Nachteile der Tomographiemessungen liegen in der Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit dem Messobjekt, wodurch es zu Strahlaufhärtung, Kegelstrahlartefakten sowie Streustrahlungen kommen kann. Trotz aller Nachteile sind mit heutigen Röntgentomografiegeräten Genauigkeitsmessungen von 0,5 µm möglich. Weiterhin stellt die Röntgentomografiertechnik heutzutage die einzige Möglichkeit neben der Funktionsprüfung dar, bei welcher das Messobjekt unabhängig der Komplexität der Geometrie zerstörungsfrei untersucht werden kann. Das trotz einer sehr hohen Genauigkeit sowie der Möglichkeit der vollständigen Erfassung von Urmodellen Vermessungen mit Multisensorgegeräten mit Computertomographie nur selten angewandt worden sind, lässt sich auf eine sehr zeit- und kostenintensive Durchführung der Messungen zurückzuführen.⁹⁴

Bei allen vorgestellten Messverfahren sollte jedoch der jeweilige Einsatzzweck und das entsprechende Anwendungsgebiet definiert werden. Nicht für jede Messung ist ein Mikro-CT oder eine Koordinatenmessmaschine notwendig. Im Folgenden sind in Tabelle 2.1 die einzelnen Messverfahren und die jeweilige empfohlene Anwendung aufgelistet.

Tabelle 2.1 Vorgestellte Messverfahren mit individueller Anwendungsempfehlung

Messverfahren	Empfohlene Anwendung
Messschieber	Vermessung und Modellanalysen innerhalb der Kieferorthopädie sowie zur Überprüfung von Zahnwanderungen bei Lückensituationen
Koordinatenmessmaschine	Vermessung von Modellen und Referenzstrukturen innerhalb wissenschaftlicher Untersuchungen mit definierten Kanten- und Eckpunkten

Laborscanner	Vermessung von Modellen und komplexen Messobjekten, Oberflächenmessungen sowie dentale Anwendung im zahntechnischen Labor zur Modellerfassung
Fotogrammetriemessungen	Vermessung großer Messobjekte oder Auswertung von Modellanalysen, zur Auswertung müssen Markierungspunkte gesetzt werden
Computertomographie/ Röntgentomographie	Vermessung dreidimensionaler Urmodelle sowie komplexer Strukturen, welche mit klassischen Koordinatenmessmaschinen nur schwer oder unmöglich zu erfassen sind

Messgenauigkeit, Messunsicherheiten und deren mögliche Ursachen

Die Messgenauigkeit lässt sich in verschiedene Unterkategorien der *Auflösung*, *Spezifikation* und *Annahmeprüfung* sowie die *Messunsicherheit* einteilen.

Die Unterteilung der kleinsten messbaren Anteile oder Schritte bestimmt die *Auflösung* eines Messsystems. Innerhalb der Koordinatenmesstechnik lässt sich die Auflösung in die Struktur- und Ortsauflösung unterteilen. Die Strukturauflösung beschreibt die kleinstmögliche Aufnahme von Objektmerkmalen, welche noch getrennt von anderen benachbarten Strukturen erfasst werden können (Abtasttheorem). Innerhalb von Bildverarbeitungssensoren wird die Strukturauflösung direkt durch die Vergrößerung beeinflusst, da sich aus einer hohen Vergrößerung eine hohe Auflösung ergibt. Aus dem Verhältnis der Bildpunktgröße zum Messbereich ergibt sich die relative Strukturauflösung. Bei einer relativen Strukturauflösung von 1/1000 können in einem Messfeld von 100 mm Länge nur Merkmale erfasst werden, welche größer als 0,1 mm sind. Bei Röntgentomografiesensoren werden Kugeln oder Anordnungen von Kugeln zur Erfassung der Strukturauflösung verwendet.^{54, 211}

Die Ortsauflösung beschreibt die kleinste messbare Ortsdifferenz zwischen den Messpunkten. Diese wird bei optischen Sensoren oder Röntgentomografiesensoren auch durch die Pixel- oder Voxelaufklärung bestimmt. Durch Subpixeling- oder Subvoxelingverfahren kann, wie bereits beschrieben, die Ortsauflösung weit über die Strukturauflösung erhöht werden. Gerade bei der Ortsauflösung ist zu beachten, dass diese deutlich kleiner als die angestrebte Messunsicherheit sein muss. Daraus ergibt sich, dass bei einer erzielbaren

Genauigkeit von 1 μm , die Ortsauflösung des Sensors im Nanometerbereich liegen muss, woraus sich sehr kleine Sensormessbereiche von maximal 100 mm ergeben.^{22, 37, 148}

Durch die Spezifikation und Annahmepfung kann sichergestellt werden, dass unterschiedliche Messsysteme miteinander verglichen werden können. Dabei sind die Antast- und Längenabweichung zwei wichtige Parameter. Bei optischen Sensoren wird die Antastabweichung durch die optische Vergrößerung der Objektive, die Sensorauflösung und durch die Schärfentiefe beeinflusst. Am Beispiel einer Koordinatenmessmaschine wird die Antastabweichung und deren Grenzwert (*Maximum Permissible Probing Error*) durch Antastung einer kalibrierten Kugel erfasst. Durch die definierten Antastpunkte der Kugel sowie einer idealen Kugel als Geometrieelement wird dann eine Kugel ermittelt und mit dem Grenzwert (P_{Form}) verglichen. Die sich daraus ergebende Differenz (Antastpunkte der Kugel - Geometrieelement ideale Kugel) ergibt dann den Istwert (P_{Size}).³⁷

Die Längenabweichung wird bei optischen Messsystemen durch Glasmaßstäbe, welche an verschiedenen Längeneinheiten mit einer Chromschicht bedeckt sind, überprüft.⁵⁵ Für die Überprüfung der Längenabweichung bei Koordinatenmessmaschinen sind Messungen bei voller Ausnutzung des Messbereiches erforderlich, da dabei die Qualität der Softwarekorrektur möglicher mechanischer Führungsabweichungen überprüft werden kann. Zusätzlich ist vor allem der Einfluss der Temperatur von hoher Wichtigkeit, woraus sich grundlegend, bei allen Messungen gleichbleibende Temperaturverhältnisse als Grundvoraussetzung ergeben. Zur Messung müssen fünf Längen in sieben verschiedenen Raumlagen geprüft werden, bei welcher die Längste Strecke mindestens 66 % des Gerätemessbereiches abdecken muss.

Längenmessabweichungen bei Röntgentomografiegeräten werden ähnlich der Strukturabweichung mit Hilfe von Kugelnormalen bestimmt.

Jegliche Messungen, unabhängig des Messsystems, sind mit einer Messunsicherheit behaftet. Alle äußeren Einflussfaktoren wie die Messstrategie, die Merkmale des Materials, die Gerätetechnik, die Umgebung sowie die Bediener ergeben das Messergebnis, welches sich aus dem Wert und der Messunsicherheit zusammensetzt. In Abbildung 2.3 sind die am Messergebnis möglichen Einflussgrößen grafisch dargestellt.¹⁰⁹

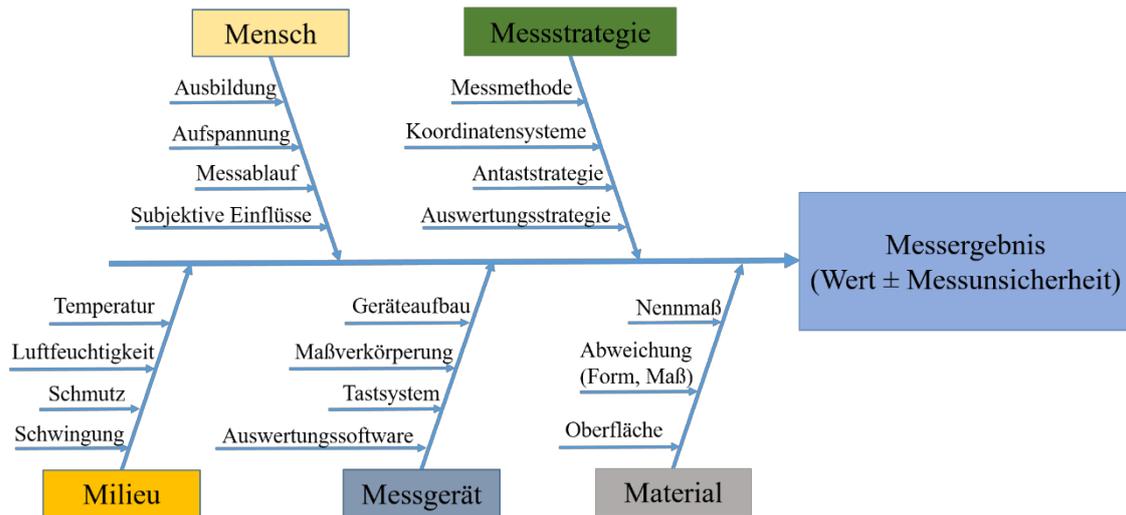


Abbildung 2.3 Übersicht über mögliche Ursachen und Einflussgrößen der Messunsicherheit

Daher kann es vorkommen, dass sich trotz identischer Gerätetechnik unterschiedliche Ergebnisse innerhalb verschiedener Messungen ergeben. Es gibt verschiedene Methoden, die Messunsicherheit eines Messgerätes zu bestimmen. Bei der Messung von Längenmaßen kann direkt die spezifische Längenmessabweichung zur Abschätzung herangezogen werden. Bei der Flächenmessung kann wie bereits erwähnt, eine höhere Anzahl an Punkten für eine genauere Messung herangezogen werden.

Nach dem *Leitfaden zur Angabe der Messunsicherheit*⁵³ stellt die Messunsicherheit eine mathematische Überlagerung der einzeln abgeschätzten Fehleranteile dar, welche sich durch die Messunsicherheitsbilanz bestimmen lässt. Zur Abschätzung der Gesamtmessunsicherheit eignen sich mehrere repräsentative Messungen, dadurch lässt sich die Reproduzierbarkeit sehr gut bestimmen. Weiterhin ist es möglich, die Rückführbarkeit durch Messung kalibrierter Teile zu erfassen. Dadurch können Einflüsse des Aufspannens, der Temperatur sowie Einflüsse des Messobjektes (Form, Oberflächenbeschaffenheit, Farbe) zusammen mit den zufälligen Fehlern des Messgerätes untersucht werden.

Zur Erzielung gleichbleibender Ergebnisse mit nur geringen Fehlerabweichungen sollte eine hohe Standardisierung innerhalb der Messungen erfolgen. Auf mögliche einflussnehmende Faktoren wie die Temperatur bei der Messung, die Umgebungshelligkeit oder Messobjekteigenschaften wie spiegelnde Oberflächen sollten dabei konstant gehalten werden oder durch entsprechende Maßnahmen (Bepudering reflektierender Oberflächen) entgegengewirkt werden.

2.3 Erforderliche Übertragungsgenauigkeit bei Implantatabformungen

Bei der Abformung von Implantaten kommen üblicherweise Abformpfosten (konventionell) oder Scanbodies (digital) zur Anwendung. Im Gegensatz zur Abformung von natürlichen Zähnen, bei welchen individuelle Geometrien und der Präparationsrand von besonderem Interesse sind, handelt es sich innerhalb der Implantatprothetik um konfektionierte Normteile. Dadurch liegt der Fokus bei Implantatabformungen weniger in der detailgetreuen Übertragung der Dimensionen, sondern vielmehr in der Übertragung der dreidimensionalen Position der Implantate im Kiefer.

Ein Blick in die Geschichte der Implantationen zeigt, dass seit den 1960er Jahren zahnärztliche, im Knochen verankerte (osseointegrierte), Implantate zur Wiederherstellung der Kaufunktion am Patienten inseriert werden. Die ersten Implantate wurden durch *Brånemark* gesetzt, wodurch erstmals Einzelzahnücken ohne das Beschleifen von Nachbarzähnen ersetzt werden konnten.²¹³ Weiterhin kann durch die vollständige Osseointegration mit definierter Belastung auf den restierenden Knochen ein Knochenabbau, welcher bei vollständig schleimhautgetragenen Prothesen auftreten kann, vermieden werden.

Die Überlebensraten von Implantaten werden nach fünf bis zehn Jahren mit circa 95 % angegeben.^{4, 164, 231} Neben der Hygienemaßnahme des Patienten sowie dem Tabakkonsum sind die Überlebensraten ebenfalls von der Belastung der Suprakonstruktion abhängig.^{4, 101, 155, 178} Hierbei ist davon auszugehen, dass Fehlbelastungen auf die Implantate, hervorgerufen durch eine unzureichende Passgenauigkeit der Suprakonstruktion, einen negativen Effekt auf die Überlebensraten von Implantaten haben und bis hin zu frühzeitigem Implantatverlust führen können.

Bei adäquater Einheilung der Implantate, einem hohen Maß an Mundhygienemaßnahmen sowie passgenauer Suprakonstruktionen ist es heutzutage durch die Verwendung von Implantaten möglich, Einzelzahnücken, bis hin zu vollständig zahnlosen Kiefersituationen durch implantatgetragenen Zahnersatz prothetisch zu versorgen. Implantate gelten daher als etablierte Versorgung zur langanhaltenden Wiederherstellung der Kaufunktion innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik.^{73, 184, 213, 215, 219}

Im direkten Zusammenhang mit der Übertragungsgenauigkeit sowie der Notwendigkeit der exakten dreidimensionalen Übertragung der Implantatposition steht die im Vergleich zu natürlichen Zähnen ca. zehnfach geringere Eigenbeweglichkeit von nur 10 μm bis 15 μm bei sofort belasteten Implantaten²⁸, welche mit zunehmender Osseointegration weiter abnimmt²²². Aus diesen Werten lässt sich eine notwendige Übertragungsgenauigkeit von etwa 10 μm pro Implantat ableiten.

Daher ist eine exakte Übertragung der Mundhöhlensituation sowie die weiteren Arbeitsschritte bei der Herstellung von Zahnersatz mit hoher Genauigkeit auszuführen, da sich die finale Versorgung andernfalls nicht spannungsfrei einbringen lässt.^{2, 7, 30, 104, 213} Dabei wird ein spannungsfreies Einbringen der Restauration auch als *passiver Sitz* bezeichnet, welches eine fehlende Zugspannung bei Eingliederung beschreibt.²¹⁶

Während durch die Eigenbeweglichkeit sowie dem Zementspalt der Restauration bei natürlichen Zähnen kleinere Ungenauigkeiten innerhalb der Fertigung noch ausgeglichen werden können, ist dies bei Implantaten nicht möglich.^{6, 74, 93} Dabei werden innerhalb der Literatur unterschiedliche Anforderungen an den passiven Sitz gestellt.⁷⁴

Brånemark forderte eine Spaltgröße von 10 μm ²⁷, dieser Wert ist technisch jedoch nicht realisierbar. Andere Untersucher empfehlen eine Spaltbreite von weniger als 150 μm , da sich erst ab einem höheren Wert negative Auswirkungen auf das Gewebe zeigten.^{65, 67} Der passive Sitz sichert eine adäquate Kräfteverteilung der Versorgung auf das Implantat sowie die umliegenden Knochenstrukturen. Denn ein inkorrekt sitzende Restauration beziehungsweise die Einwirkung einer Fehlbelastung durch zu hohe Kräfte kann zu Schraubenbrüchen, Knochenabbau bis hin zum Implantatverlust führen.^{7, 11, 78, 90, 127}

Auffällig ist, dass im Gegensatz zur Abformung bei natürlichen Zähnen – bei denen ein Kronenrandschluss klar definiert und gefordert wird – der passive Sitz nicht abschließend durch eine metrische Kenngröße definiert ist. Anzustreben ist dennoch, dass sich die fertige Restauration möglichst spannungsfrei am Patienten eingliedern lassen sollte.^{2, 74}

Neben dem passiven Sitz können noch weitere Faktoren einen Einfluss auf den Langzeiterfolg der Versorgung haben (Hebelverhältnisse der Restauration, Knochenqualität des Patienten).

Zusammengefasst steht bei der Implantatabformung die dreidimensionale Übertragung des Implantates vom Kiefer auf das extraorale Modell im Vordergrund. Nur dadurch ist

es innerhalb der zahntechnischen Verfahrenskette möglich, passgenauen implantatgetragenen Zahnersatz herstellen zu können.

Zur Übersicht bisheriger Untersuchungen mit dem Thema von Implantatabformungen wurde im Januar 2021 eine strukturierte Literatursuche in *MEDLINE/PubMed*, *Cochrane Library* und *Web of Science (ISI Web of Knowledge)* durchgeführt. Dafür wurden zunächst allgemeine Ausschlusskriterien generiert (Literatur älter als 20 Jahre, Tagungsabstracts, Literatur nicht in englischer oder deutscher Sprache verfügbar). Die Suche fand sowohl mit *MeSH terms (Medical Subject Headings)*, als auch mit einer Freitextsuche statt. Es wurden zusätzlich Ein- als auch Ausschlusskriterien definiert. Tabelle 2.2 zeigt eine Übersicht über die Suchbegriffe mit dazugehörigen Anzahl der Datensätze vor Anwendung der oben genannten Ausschlusskriterien.

Tabelle 2.2 Suchstrategie für die MEDLINE/PubMed Datenbank in Bezug auf digitale Implantatabformungen mit Anzahl der Datensätze von Januar 2021

Suchbegriffe	Anzahl der Datensätze
MeSH terms	
“(Dental Impression Technique[MeSH Terms]) AND (dental implants[MeSH Terms])”	549
“(Dental Impression Technique[MeSH Terms]) AND (Dimensional Measurement Accuracy[MeSH Terms])”	30
“(Dental implant*[MeSH Terms]) AND (Printing, Three-dimensional[MeSH Terms])”	121
“(Dental Impression [MeSH Terms]) AND (Dental Implant*[MeSH Terms])”	737
Freitextsuche	
„(Implant) AND (Intraoral Scanner)“	211
„(implant position) AND (digital)“	1021
„(implant impression) AND (accuracy)“	445
„(implant impression) AND (digital)“	406
Summe	3520

Aus der Datenbankrecherche ergaben sich insgesamt 3520 Publikationen, nach Sichtung der Überschriften konnten dabei insgesamt 1285 Duplikate gelöscht werden. Daraus ergaben sich insgesamt 2235 Publikationen. Nach Anwendung der Ausschlusskriterien verblieb eine Gesamtzahl an 1277 Publikationen. Anhand der Titelbeschreibungen sowie der Inhaltsbeschreibungen und Abstracts wurden weitere Ausschlusskriterien generiert (ausschließlich konventionelle Implantatabformungen, Abformungen natürlicher Zähne, Auswertung anderer Parameter als die Genauigkeit, Auswertung der Genauigkeit des hergestellten Zahnersatzes, Fallberichte), woraus sich eine Gesamtzahl von 31 Publikationen in Bezug auf Übertragungsgenauigkeit sowie den Vergleich konventioneller und digitaler Implantatabformungen ergaben. Diese sind in die Übersicht zur Literatur aufgenommen worden. Die Datenbankrecherche der digitalen Implantatabformungen ist in Abbildung 2.4 grafisch dargestellt.

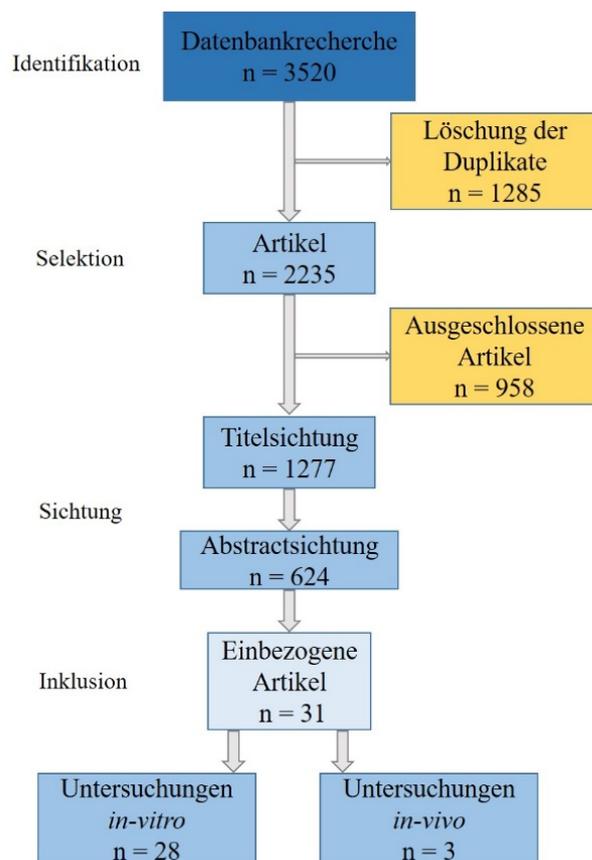


Abbildung 2.4 Datenbankrecherche und Auswahl der Publikationen digitaler Implantatabformungen

Die Ergebnisse der 31 Publikationen sind im Folgenden in Tabelle 2.3 nach Erscheinungsdatum aufgelistet.

Tabelle 2.3 Übersicht über die Studienlage in Bezug auf konventionelle und digitale Implantatabformungen im *in-vitro* sowie *in-vivo* Versuchsaufbau.

Untersuchung	Analysemethode/ Abformung/ Referenzscanner/ Referenzsystem	Scanner/Abformmaterial/ Ergebnisse
Untersuchungen <i>in-vitro</i>		
<i>Andriessen et al.</i> ¹⁷ (2014)	Digitale Best-Fit Überlagerung mit Arbeitsmodell (digitaler Referenzscanner Lava Scan ST), IOS iTero; Ganzkiefer keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der Übertragungsgenauigkeiten von Richtigkeit und Präzision über x-, y- und z-Koordinaten Interimplantärer Abstand: 0-100 µm: 5; 100-200 µm: 5; 200-300µm: 6; 300-400 µm: 2; 400-500 µm: 0; 500-600 µm: 1; 600-700 µm: 2 Interimplantäre Winkelabweichung: 0-0,4°: 3; 0,4-1°: 1; 1-2°: 4; 2-3°: 4; 3-4°: 3; 4-5°: 2; > 5°: 4
<i>Gimenez et al.</i> ⁸⁰ (2014)	Digitale Überlagerung in einem Koordinatensystem/ Referenz über einen Scanbody, MW ± SW; Digitalisierung Urmodell mit KMM, keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten iTero Lineare Abweichung 27-25: -14,30 ± 25,60 µm 27-22: -16,20 ± 34,60 µm 27-12: -27,90 ± 61,60 µm 27-15: -23,10 ± 148,00 µm 27-17: -32,00 ± 216,00 µm
<i>Gimenez et al.</i> ⁸¹ (2015)	Digitale Überlagerung in einem Koordinatensystem/ Referenz über einen Scanbody, MW ± SW; Digitalisierung Urmodell mit KMM, keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten CEREC AC Bluecam (V4.0) Lineare Abweichung 27-25: -28,49 ± 26,91 µm 27-22: -22,46 ± 30,92 µm 27-12: -107,25 ± 68,65 µm 27-15: 116,84 ± 94,23 µm 27-17: -123,09 ± 138,31 µm
<i>Gimenez et al.</i> ⁷⁹ (2015)	Digitale Überlagerung in einem Koordinatensystem/ Referenz über einen Scanbody, MW ± SW; Digitalisierung Urmodell mit KMM,	Lineare Abweichung Lava COS (V0.3.0.2) Erfahrener Behandler: 27-25: -29,39 ± 5,49 µm 27-22: -33,35 ± 15,64 µm 27-12: -45,02 ± 37,31 µm

	keine externe Referenzstruktur vorhanden	<p>27-15: $-11,02 \pm 28,12 \mu\text{m}$</p> <p>27-17: $-35,28 \pm 22,19 \mu\text{m}$</p> <p>Unerfahrener Behandler:</p> <p>27-25: $-6,07 \pm 14,99 \mu\text{m}$</p> <p>27-22: $15,07 \pm 36,65 \mu\text{m}$</p> <p>27-12: $-4,37 \pm 73,47 \mu\text{m}$</p> <p>27-15: $39,70 \pm 54,18 \mu\text{m}$</p> <p>27-17: $-22,13 \pm 52,41 \mu\text{m}$</p>																		
Lin et al. ¹²³ (2015)	<p>Digitale Best-Fit Überlagerung von Regelgeometrien an verwendeten Scanbodies (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer, Werte bei 15° Angulation; MW \pm SW</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Angabe der linearen Übertragungsgenauigkeiten von Richtigkeit und Präzision</p> <p>Aquasil/Gipsmodell:</p> <p>Durchschnittsentfernung: $68 \pm 43 \mu\text{m}$;</p> <p>Winkelabweichung: $0,71 \pm 0,296^\circ$</p> <p>iTero:</p> <p>Durchschnittsentfernung: $328 \pm 53 \mu\text{m}$;</p> <p>Winkelabweichung: $2,261 \pm 0,433^\circ$</p>																		
Amin et al. ¹⁶ (2016)	<p>Digitale Best-Fit Überlagerung mit Referenzmodell/ (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; MW \pm SW</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Angabe der Übertragungsgenauigkeit nach Überlagerung in Richtigkeit und Präzision</p> <p>Polyether/Gipsmodell:</p> <p>$167,93 \pm 50,37 \mu\text{m}$</p> <p>CEREC Omnicam:</p> <p>$46,41 \pm 7,34 \mu\text{m}$</p> <p>True Definition:</p> <p>$19,32 \pm 2,77 \mu\text{m}$</p>																		
Flügge et al. ⁶⁹ (2016)	<p>Digitale Best-Fit Überlagerung/ Pick-Up Abformung, Digitalisierung 3Shape D250</p> <p>Messung der linearen Abweichungen und Winkel zwischen jeweils zwei Implantaten in zwei Quadranten pro Kiefer; Ganzkiefer; MW \pm SW</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Angabe der linearen Abweichungen in Richtigkeit und Präzision</p> <p>Abstände + Winkelabweichungen Distanz 1:</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>D250</th> <th>iTero</th> <th>True Definition</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>$40,580 \pm 10 \mu\text{m}$</td> <td>$40,608 \pm 28 \mu\text{m}$</td> <td>$40,566 \pm 44 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>$17,39 \pm 0,10^\circ$</td> <td>$17,47 \pm 0,21^\circ$</td> <td>$17,33 \pm 0,09^\circ$</td> </tr> </tbody> </table> <p>Abstände + Winkelabweichungen Distanz 2:</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>D250</th> <th>iTero</th> <th>True Definition</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>$50,440 \pm 9 \mu\text{m}$</td> <td>$50,479 \pm 64 \mu\text{m}$</td> <td>$50,405 \pm 60 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>$22,88 \pm 0,11^\circ$</td> <td>$23,09 \pm 0,20^\circ$</td> <td>$23,38 \pm 0,15^\circ$</td> </tr> </tbody> </table>	D250	iTero	True Definition	$40,580 \pm 10 \mu\text{m}$	$40,608 \pm 28 \mu\text{m}$	$40,566 \pm 44 \mu\text{m}$	$17,39 \pm 0,10^\circ$	$17,47 \pm 0,21^\circ$	$17,33 \pm 0,09^\circ$	D250	iTero	True Definition	$50,440 \pm 9 \mu\text{m}$	$50,479 \pm 64 \mu\text{m}$	$50,405 \pm 60 \mu\text{m}$	$22,88 \pm 0,11^\circ$	$23,09 \pm 0,20^\circ$	$23,38 \pm 0,15^\circ$
D250	iTero	True Definition																		
$40,580 \pm 10 \mu\text{m}$	$40,608 \pm 28 \mu\text{m}$	$40,566 \pm 44 \mu\text{m}$																		
$17,39 \pm 0,10^\circ$	$17,47 \pm 0,21^\circ$	$17,33 \pm 0,09^\circ$																		
D250	iTero	True Definition																		
$50,440 \pm 9 \mu\text{m}$	$50,479 \pm 64 \mu\text{m}$	$50,405 \pm 60 \mu\text{m}$																		
$22,88 \pm 0,11^\circ$	$23,09 \pm 0,20^\circ$	$23,38 \pm 0,15^\circ$																		
Papaspyridakos et al. ¹⁵⁹ (2016)	<p>Digitale Best-Fit Überlagerung mit Referenzmodell/ (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer, Messung auf Implantatlevel</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Angabe der Übertragungsgenauigkeiten von Richtigkeit und Präzision über x-, y- und z-Koordinaten</p> <p>Vergleich digital mit unverblockter Abformung:</p> <p>Impregum/Gipsmodell:</p> <p>Median: $17,65 (13,19-76,49) \mu\text{m}$</p>																		

		<p>Trios: Median: 19,38 (11,54-26,21) μm</p>
<p>Chew et al.³¹ (2017)</p>	<p>Digitale Überlagerung in einem Koordinatensystem/ (digitaler Referenzscanner), Sextanten, MW \pm SW</p> <p>Referenz über einen separaten Referenzkörper</p>	<p>Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten</p> <p>Impregum Penta Soft/Gipsmodell: Durchschnittsentfernung: $35 \pm 6 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,058 \pm 0,031^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,09 \pm 0,082^\circ$</p> <p>Trios Color: Durchschnittsentfernung: $64 \pm 10 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,105 \pm 0,058^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,206 \pm 0,044^\circ$</p> <p>iTero: Durchschnittsentfernung: $62 \pm 18 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,191 \pm 0,124^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,154 \pm 0,113^\circ$</p> <p>True Definition: Durchschnittsentfernung: $63 \pm 17 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,315 \pm 0,138^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,226 \pm 0,143^\circ$</p>
<p>Fukazawa et al.⁷² (2017)</p>	<p>Digitale Auswertung mithilfe von überlagerten Koordinatensystemen/</p> <p>2 Modelle: Modell A: Implantate in Schaltlücke; Modell B: Implantate mit Freundsituation, Vermessung mit KMM, Ganzkiefer; Richtigkeit (R) und Präzision (P);</p> <p>drei Kugeln dienten als Referenzsystem innerhalb des Referenzmodells</p>	<p>Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten</p> <p>Lava COS: Modell A: R: 15,4 - 38,1 μm; P: 1,0 - 13,0 μm Modell B: R: 58,5 - 103,5 μm; P: 0,7 - 23,7 μm Fehlerrate pro mm: 0,297 % (A); 0,383 % (B)</p> <p>True Definition Generation 3: Modell A: R: 14,2 - 21,3 μm; P: 0,3 - 4,6 μm Modell B: R: 46,5 - 69,2 μm; P: 1,5 - 12,8 μm Fehlerrate pro mm: 0,167 % (A); 0,322 % (B)</p> <p>Trios: Modell A: R: 1,0 - 8,1 μm; P: 0,6 - 12,6 μm Modell B: R: 5,5 - 33,5 μm; P: 0,7 - 13,7 μm Fehlerrate pro mm: 0,046 % (A); 0,107 % (B)</p> <p>Arctica Auto Scan: Modell A: R: 0,2 - 4,1 μm; P: 0,2 - 2,0 μm Modell B: R: 3,5 - 17,5 μm; P: 0,2 - 8,8 μm Fehlerrate pro mm: 0,023 % (A); 0,067 % (B)</p>
<p>Basaki et al.²⁰ (2017)</p>	<p>Digitale Best-Fit Überlagerung mit Referenzmodell/</p> <p>(digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; MW \pm SW</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Angabe der Übertragungsgenauigkeiten von Richtigkeit und Präzision über x-, y- und z-Koordinaten</p> <p>Offene VPS-Abformung: $55,6 \pm 29,6 \mu\text{m}$</p> <p>iTero:</p>

		116,4 ± 94,6 µm
Mutwalli et al.¹⁴⁶ (2018)	Zahnloses Referenzmodell, fünf Implantate, Vermessung mit KMM der digitalen und konventionellen Modelle, Best-Fit Überlagerung an einem Scanbody; Ganzkiefer; Interimplantäre Distanzen; MW ± SW keine externe Referenzstruktur vorhanden	Lineare Abstände <i>iTero element</i> -41 ± 101 µm <i>Trios 3 mono</i> 63 ± 100 µm <i>Trios 3</i> 114 ± 135 µm Interimplantäre Abstände über ganzen Kiefer <i>iTero element</i> 40 ± 124 µm <i>Trios 3 mono</i> 45 ± 111 µm <i>Trios 3</i> 68 ± 206 µm
Marghalani et al.¹³⁴ (2018)	Digitale Best-Fit Überlagerung mit Referenzmodell/ (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; Median M , Interquartilabstand I keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der Gesamtabweichungen in Richtigkeit und Präzision Impregum/Gipsmodell: <i>Nobel Biocare</i> : M : 39 µm; I : 18 µm <i>Straumann</i> : M : 22 µm; I : 5 µm CEREC Omnicam: <i>Nobel Biocare</i> : M : 20 µm; I : 4 µm <i>Straumann</i> : M : 26 µm; I : 15 µm True Definition: <i>Nobel Biocare</i> : M : 15 µm; I : 6 µm <i>Straumann</i> : M : 17 µm; I : 5 µm
Alikhasi et al.¹⁴ (2018)	Digitale Überlagerung in einem Koordinatensystem/ Ganzkiefer; Vermessung mit KMM, Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) Referenz über einen separaten Referenzkörper	Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten Trios: Distanz; Winkelabweichung Implantate 0° 188 ± 134 µm; 0,585 ± 0,724° Distanz; Winkelabweichung Implantate 45° 162 ± 103 µm; 0,364 ± 0,374° Konv. Abformung (VPS, geschlossen): Distanz; Winkelabweichung Implantate 0° 280 ± 142 µm; 2,287 ± 1,325° Distanz; Winkelabweichung Implantate 45° 389 ± 228 µm; 4,765 ± 2,203° Konv. Abformung (VPS, offen): Distanz; Winkelabweichung Implantate 0° 885 ± 389 µm; 4,096 ± 2,726° Distanz; Winkelabweichung Implantate 45° 721 ± 384 µm; 9,371 ± 6,90°
Menini et al.¹³⁶ (2018)	Digitale Best-Fit Überlagerung mit Referenzmodell/ Vermessung KMM, Ganzkiefer	Angabe der Gesamtabweichungen in Richtigkeit und Präzision Konventionelle offene Impregum-Abformung/Gipsmodell:

	keine externe Referenzstruktur vorhanden	Abstandsfehler: $-15 \pm 30 \mu\text{m}$ Absoluter Winkelfehler: $0,252 \pm 0,196^\circ$ True Definition: Abstandsfehler: $-12 \pm 26 \mu\text{m}$ Absoluter Winkelfehler: $0,257 \pm 0,242^\circ$																											
Malik et al.¹²⁹ (2018)	Digitale Best-Fit Überlagerung mit Referenzmodell/ Vermessung KMM, Ganzkiefer Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SW) keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der Gesamtabweichungen in Richtigkeit (R) und Präzision (P) Konv. Abformung (VPS): R: $24,3 \pm 5,7 \mu\text{m}$; P: $21,7 \pm 5,4 \mu\text{m}$ CEREC AC Omnicam: R: $80,3 \pm 12,1 \mu\text{m}$; P: $36,5 \pm 11,2 \mu\text{m}$ Trios: R: $87,1 \pm 7,9 \mu\text{m}$; P: $49,9 \pm 18,3 \mu\text{m}$																											
Rech-Ortega et al.¹⁶⁹ (2019)	Zahnloses Referenzmodell, sechs Implantate, Vermessung mit KMM, konventionelle Modelle ebenfalls, Best-Fit Überlagerung an einem Scanbody; Ganzkiefer; Interimplantäre Distanzen; MW \pm SW keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten <table border="1"> <thead> <tr> <th>Position</th> <th>Konventionell</th> <th>Digital</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1 - 2</td> <td>$20 \pm 74 \mu\text{m}$</td> <td>$37 \pm 17 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>2 - 3</td> <td>$109 \pm 75 \mu\text{m}$</td> <td>$70 \pm 17 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>3 - 4</td> <td>$-123 \pm 54 \mu\text{m}$</td> <td>$-123 \pm 16 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>4 - 5</td> <td>$26 \pm 41 \mu\text{m}$</td> <td>$57 \pm 27 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>5 - 6</td> <td>$30 \pm 27 \mu\text{m}$</td> <td>$-23 \pm 22 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>1 - 4</td> <td>$39 \pm 64 \mu\text{m}$</td> <td>$-21 \pm 56 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>3 - 6</td> <td>$-46 \pm 54 \mu\text{m}$</td> <td>$-109 \pm 58 \mu\text{m}$</td> </tr> <tr> <td>1 - 6</td> <td>$68 \pm 99 \mu\text{m}$</td> <td>$-118 \pm 78 \mu\text{m}$</td> </tr> </tbody> </table>	Position	Konventionell	Digital	1 - 2	$20 \pm 74 \mu\text{m}$	$37 \pm 17 \mu\text{m}$	2 - 3	$109 \pm 75 \mu\text{m}$	$70 \pm 17 \mu\text{m}$	3 - 4	$-123 \pm 54 \mu\text{m}$	$-123 \pm 16 \mu\text{m}$	4 - 5	$26 \pm 41 \mu\text{m}$	$57 \pm 27 \mu\text{m}$	5 - 6	$30 \pm 27 \mu\text{m}$	$-23 \pm 22 \mu\text{m}$	1 - 4	$39 \pm 64 \mu\text{m}$	$-21 \pm 56 \mu\text{m}$	3 - 6	$-46 \pm 54 \mu\text{m}$	$-109 \pm 58 \mu\text{m}$	1 - 6	$68 \pm 99 \mu\text{m}$	$-118 \pm 78 \mu\text{m}$
Position	Konventionell	Digital																											
1 - 2	$20 \pm 74 \mu\text{m}$	$37 \pm 17 \mu\text{m}$																											
2 - 3	$109 \pm 75 \mu\text{m}$	$70 \pm 17 \mu\text{m}$																											
3 - 4	$-123 \pm 54 \mu\text{m}$	$-123 \pm 16 \mu\text{m}$																											
4 - 5	$26 \pm 41 \mu\text{m}$	$57 \pm 27 \mu\text{m}$																											
5 - 6	$30 \pm 27 \mu\text{m}$	$-23 \pm 22 \mu\text{m}$																											
1 - 4	$39 \pm 64 \mu\text{m}$	$-21 \pm 56 \mu\text{m}$																											
3 - 6	$-46 \pm 54 \mu\text{m}$	$-109 \pm 58 \mu\text{m}$																											
1 - 6	$68 \pm 99 \mu\text{m}$	$-118 \pm 78 \mu\text{m}$																											
Moura et al.¹⁴² (2019)	Digitale Auswertung, Analyse nicht näher beschrieben/ Messschieber konventionelle Abformung Ganzkiefer, Abstände der Regionen (MW \pm SW) jeweils gelistet; vorhandener Scanbody als Referenz	Angabe der Übertragungsgenauigkeiten in Richtigkeit und Präzision Referenzmessung Messschieber: 17-15: $12,59 \pm 0,02 \mu\text{m}$; 17-12: $28,29 \pm 0,15 \mu\text{m}$; 17-23: $41,26 \pm 0,2 \mu\text{m}$; 17-25: $41,17 \pm 0,08 \mu\text{m}$; 17-27: $40,35 \pm 0,3 \mu\text{m}$ Konventionelle offene VPS-Abformung /Gipsmodell: 17-15: $12,57 \pm 0,2 \mu\text{m}$; 17-12: $28,37 \pm 0,09 \mu\text{m}$; 17-23: $41,20 \pm 0,1 \mu\text{m}$; 17-25: $41,27 \pm 0,4 \mu\text{m}$; 17-27: $41,47 \pm 0,3 \mu\text{m}$ Trios: 17-15: $12,29 \pm 0,5 \mu\text{m}$; 17-12: $29,08 \pm 1,3 \mu\text{m}$; 17-23: $41,90 \pm 1,9 \mu\text{m}$; 17-25: $41,80 \pm 1,8 \mu\text{m}$; 17-27: $42,25 \pm 1,4 \mu\text{m}$																											
Kim et al.¹¹⁵ (2019)	Zahnloses Referenzmodell mit sechs Implantaten im Oberkiefer. Dreidimensionale Auswertung Vermessung KMM, Ganzkiefer keine externe Referenzstruktur vorhanden	Angabe der Richtigkeit (Präzision nicht über gesamte Länge angegeben). Konventionelle offene VPS-Abformung /Gipsmodell: $72,2 \mu\text{m}$ (Q1: $48,7 \mu\text{m}$, Q3: $90,7 \mu\text{m}$) Trios: $177,4 \mu\text{m}$ (Q1: $133,3 \mu\text{m}$, Q3: $275,9 \mu\text{m}$)																											

<p>Huang et al.⁹⁷ (2019)</p>	<p>Zahnloses Referenzmodell mit vier Implantaten im Unterkiefer, Überlagerung durch <i>Best-Fit-Algorithmus</i>. MW ± SW keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Konventionelle Abformung: 25,55 µm ± 19,0 µm Digitale Abformung: Gruppe I: 35,85 µm ± 48,4 µm Gruppe II: 38,50 µm ± 48,9 µm Gruppe III: 28,45 µm ± 27,3 µm</p>
<p>Mangano et al.¹³² (2019)</p>	<p>Zahnloses Referenzmodell mit sechs Implantaten, Überlagerung durch <i>Best-Fit-Algorithmus</i>. MW ± SW keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Lineare Abstände Ganzkiefer Carestream CS 3600 R: 44,9 ± 8,9 µm P: 35,7 ± 4,3 µm Trios 3: R: 46,3 ± 4,9 µm P: 35,6 ± 3,4 µm Planmeca Emerald: R: 66,3 ± 5,6 µm P: 61,5 ± 18,1 µm DWIO: R: 92,1 ± 24,1 µm P: 111,0 ± 24,8 µm CEREC Omnicam: R: 70,4 ± 11,9 µm P: 89,3 ± 14,0 µm</p>
<p>Sawyers et al.¹⁸⁵ 2019</p>	<p>Zahnloses Referenzmodell, Digitalisierung durch Laborscanner Überlagerung durch <i>Best-Fit-Algorithmus</i>. Ganzkiefer, Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Konv. Abformung: 47 ± 15 µm – 107 ± 39 µm Laborscanner : 39 ± 11 µm – 143 ± 28 µm</p>
<p>Tan et al.²⁰³ (2019)</p>	<p>Zahnloses Referenzmodell, sechs und acht Implantate, Vermessung durch KMM, Überlagerung durch <i>Best-Fit-Algorithmus</i>. Ganzkiefer, Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Konv. Abformung (Polyether): 6 Implantate: 1,9 ± 10,3 µm – 23,4 ± 9,5 µm 8 Implantate: 6,0 ± 2,3 µm – 35,5 ± 9,2 µm Trios Color: 6 Implantate: 13,3 ± 47,4 µm – 166,8 ± 78,0 µm 8 Implantate: -9,1 ± 28,9 µm – 69,8 ± 109,2 µm True Definition: 6 Implantate: -709,2 ± 66,8 µm – -267,5 ± 85,4 µm 8 Implantate: -602,5 ± 70,0 µm – -151,1 ± 32,8 µm</p>
<p>Revilla-León et al.¹⁷⁴ (2020)</p>	<p>Zahnloses Referenzmodell mit sechs Implantaten im Oberkiefer Digitale <i>Best-Fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell/ Vermessung KMM, Ganzkiefer zahnlos Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Konventionelle Abformung 11,7 µm Digitale Abformung iTero: 18,4 µm Trios 3: 21,1 µm Photogrammetriemessung 77,6 µm</p>

<p>Huang et al.⁹⁷ (2020)</p>	<p>Zahnlose Referenzmodelle mit jeweils vier Implantaten</p> <p>Ermittlung der dreidimensionalen Abweichungen</p> <p>Vermessung Laborscanner</p> <p>Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW)</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Richtigkeit:</p> <p>1: 35,85 (29,80 – 49,10) µm</p> <p>2: 38,50 (35,35 – 52,58) µm</p> <p>3: 28,45 (24,88 – 36,43) µm</p> <p>4: 25,55 (22,98 – 28,90) µm</p> <p>Präzision:</p> <p>1: 48,40 (40,80 – 57,90) µm</p> <p>2: 48,90 (38,70 – 85,40) µm</p> <p>3: 27,30 (22,50 – 35,50) µm</p> <p>4: 19,00 (15,70 – 22,75) µm</p>
<p>Albayrak et al.⁹ (2020)</p>	<p>Zahnloses Referenzmodell mit acht Implantaten</p> <p>Ermittlung der dreidimensionalen Abweichungen und Winkelabweichungen</p> <p>Vermessung Laborscanner</p> <p>Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW)</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Carestream 5600: 123,06 ± 89,83 µm 0,26° ± 0,07°</p> <p>CEREC Omnicam: 229,72 ± 121,34 µm 0,53° ± 0,42°</p> <p>Trios 3: 209,75 ± 47,07 µm 0,33° ± 0,30°</p> <p>Konv. Abformung (VPS): 345,32 ± 75,12 µm 0,74° ± 0,65°</p>
<p>Resende et al.¹⁷³ (2020)</p>	<p>Bezahntes Referenzmodell mit drei Implantaten</p> <p>Ermittlung der dreidimensionalen Abweichungen für geringe, mittlere und hohe Erfahrung des Anwenders</p> <p>Vermessung Laborscanner</p> <p>Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW)</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Angabe der dreidiemnsionalen Richtigkeit (R) und Präzision (P)</p> <p>Cerec Omnicam Erfahrung/Ganzkiefer-Scan: Gering: R: 0,12 ± 0,03 µm; P: 0,16 ± 0,12 µm Mittel: R: 0,14 ± 0,02 µm; P: 0,12 ± 0,06 µm Hoch: R: 0,12 ± 0,01 µm; P: 0,10 ± 0,029 µm</p> <p>Trios 3: Erfahrung/Ganzkiefer-Scan: Gering: R: 0,07 ± 0,005 µm; P: 0,11 ± 0,06 µm Mittel: R: 0,06 ± 0,01 µm; P: 0,05 ± 0,04 µm Hoch: R: 0,06 ± 0,003 µm; P: 0,07 ± 0,040 µm</p>
<p>Bilmenoglu et al.²⁴ (2020)</p>	<p>Referenzmodell mit sechs Implantaten</p> <p>Vermessung durch Laborscanner</p> <p>Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW)</p> <p>keine externe Referenzstruktur vorhanden</p>	<p>Atos Master 1,8 ± 0,1 µm</p> <p>Trios Color Card: 40,3 ± 19,7 µm</p> <p>Trios Color Pod: 30,9 ± 9,7 µm</p> <p>Trios Mono Color: 43,0 ± 14,8 µm</p> <p>CEREC Omnicam: 32,1 ± 7,3 µm</p> <p>CEREC Bluecam: 44,8 ± 13,9 µm</p> <p>Apollo DI: 37,7 ± 8,2 µm</p> <p>E4D: 82,3 ± 11,3 µm</p> <p>Planscan: 344,7 ± 65,9 µm</p> <p>Lythos: 112,7 ± 62,8 µm</p> <p>3D Progress 102,5 ± 21,4 µm</p>

Untersuchungen <i>in-vivo</i>		
<i>Alsharbaty et al.</i> ¹⁵ (2018)	Digitale Überlagerung in einem Koordinatensystem, Vermessung mit KMM; Ganzkiefer; Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) keine separate Referenz (in-vivo)	Angabe der linearen Abstände durch x-, y- und z-Koordinaten Konventionelle offene Panasil-Abformung (VPS)/Gipsmodell: Winkelabweichung: $2.01 \pm 0,33^\circ$ Lineare Verschiebung: $160 \pm 25 \mu\text{m}$ Distanz-Abweichung: $90 \pm 20 \mu\text{m}$ Trios: Winkelabweichung: $6.77 \pm 0,91^\circ$ Lineare Verschiebung: $360 \pm 46 \mu\text{m}$ Distanz-Abweichung: $220 \pm 30 \mu\text{m}$
<i>Gedrimiene et al.</i> ⁷⁷ (2019)	2 Implantate im Kiefer nebeneinander (in-vivo) Digitalisierung der konv. Modelle sowie Überlagerung mit CAD-Datensätzen der Scanbodies (<i>Best-Fit</i> Methode iterativ)	Konventionelle Abformung Mesiales Implantat: $14,19 \pm 3,22 \mu\text{m}$ Distales Implantat: $14,19 \pm 2,29 \mu\text{m}$ Digitale Abformung Mesiales Implantat: $34,14 \pm 36,69 \mu\text{m}$ Distales Implantat: $34,24 \pm 14,64 \mu\text{m}$
<i>Chochlidakis et al.</i> ³³ (2020)	konventionelle Abformung gegen digitale Abformung, Überlagerung der digitalisierten Modelle (Laborscanner) mit Aufnahmen des Intraoralscanners Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) keine separate Referenz (in-vivo)	Abweichung zwischen konv. und digitaler Abformmethode $162 \mu\text{m} \pm 77 \mu\text{m}$

Innerhalb der unterschiedlichen Untersuchungen fällt auf, dass die meisten bisherigen Untersuchungen Laborversuche darstellen. Es konnten innerhalb der Literatursuche lediglich drei Untersuchungen^{15, 33, 77} gefunden werden, welche im klinischen Rahmen durchgeführt worden sind. Weiterhin ist deutlich erkennbar, dass zahlreiche Faktoren vorliegen, wodurch eine Vergleichbarkeit der einzelnen Untersuchungsergebnisse nur schwer durchführbar ist. Zudem weisen die Ergebnisse der unterschiedlichen Untersuchungen hohe Streuungen in Bezug auf die Richtigkeit ($0,2^{72} - 602,5^{203} \mu\text{m}$) sowie auf die Präzision ($0,02^{142} - 216^{80} \mu\text{m}$) auf, was auf verschiedene Ursachen zurückzuführen ist.

Zunächst liegen in nahezu allen Untersuchungen der verschiedenen Autoren grundsätzlich unterschiedliche Versuchsaufbauten vor. Dabei kommen Ober-^{115, 174} oder Unterkiefermodelle⁹⁷ mit einer unterschiedlichen Anzahl an Implantaten vor. Weiterhin wurden teilweise bezahnte oder unbezahnte Modelle verwendet. Auch die Neigung der Implantate wurde unterschiedlich gewählt, diese reichte von 0° bis zu 45° innerhalb des Modells¹⁴. Im Hinblick auf vorhandene Referenzstrukturen zur Vermessung der Modelle lagen entweder keine gesonderten Referenzstrukturen vor^{16, 17, 80, 81}, es wurde ein vorhandenes Implantat oder Regelgeometrien (Kugeln, Zylinder) als Referenzstruktur verwendet^{14, 31, 72}. Dabei ist vor allem bei der Verwendung keiner oder der Verwendung eines Scanbodies als Referenzstruktur ein möglicher – bereits bei der Abformung übertragener Fehler – mit in die Auswertung einzubeziehen. Dies wurde jedoch nicht in allen Untersuchungen diskutiert¹⁴². Bei den klinischen Studien ist dies ebenfalls der Fall, da in keiner bisherigen Untersuchung eine externe Referenzstruktur verwendet worden ist^{15, 33, 77}. Erst dadurch wäre eine grundsätzliche Aussage über die Abweichungen der jeweiligen Abformmethoden möglich, da andernfalls bei dem Vergleich zum Urmodell ein möglicher Übertragungsfehler unbekanntes Ausmaßes bereits in der konventionellen oder digitalen Übertragung enthalten ist.

Bei der Auswertung kamen zudem unterschiedliche Analyse- und Vermessungsmethoden zur Anwendung. Es wurden dreidimensionale Abweichungen sowie Überlagerungen nach *Best-Fit-Algorithmus* durchgeführt^{97, 132, 136, 150, 169, 174, 185, 203}. Dadurch ist der Vergleich unterschiedlicher Studien nur sehr schwer durchführbar. Denn selbst bei einer vorhandenen Referenzstruktur und einer dreidimensionalen Vermessung, werden in unterschiedlichen Studien häufig verschiedene Distanzen miteinander verglichen. Dies ist in einer Übersichtsarbeit von *Kim et al.*¹¹⁴ näher beschrieben. Innerhalb dieser Übersichtsarbeit werden vor allem die Vermessungen im dreidimensionalen Raum und die Angabe der linearen Abweichungen als häufigste Analysemethode genannt. Weiterhin wurden unterschiedliche Übertragungsgenauigkeiten untersucht und vermessen. In einigen Studien wurden die linearen Distanzen zwischen der Referenzstruktur des Urmodells sowie der Implantate auf den generierten Modellen vermessen^{14, 31, 142}, daneben wurden ebenfalls in anderen Untersuchungen Abstände zwischen den Implantaten untereinander ausgewertet^{17, 69, 146}.

Daraus lässt sich schlussfolgern, dass, obwohl die Auswertung nach gleicher Analyse- methode erfolgt ist, die untersuchten Strukturen jedoch auf unterschiedlicher Vermessungs- grundlage basieren^{77, 169, 174, 185}. Daher ist ein direkter Vergleich oftmals nicht möglich, im schlimmsten Fall können daraus hohe Abweichungen und damit falsche Schlussfol- gerungen in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit resultieren.

Auch bei der Vermessung linearer Distanzen gab es verschiedene Ursprungspunkte oder Geometrien. Einerseits wurden die Abweichungen zwischen der Verbindung von Implan- tat und Suprakonstruktion, andererseits zwischen konstruierten Geometrien unterschied- licher Scanbodies angegeben. Dabei ergibt sich das Problem, dass sowohl die Scanbodies Fertigungstoleranzen aufweisen können, als auch, dass konstruierte Geometrien auf den Implantaten durch einen möglichen Neigungsfehler superponiert dargestellt werden kön- nen, wenn der Scanbody eine Neigung zur Verbindung in das Implantat besitzt.^{9, 97, 146, 169, 185} Weiterhin wurden Abweichungen zwischen einzelnen Implantaten sowie zwischen der Referenzstruktur und den Implantaten angegeben. Dies erschwert ohnehin die Ver- gleichbarkeit der Ergebnisse. Zusätzlich ist der Abstand zwischen den Implantaten von entscheidender Bedeutung für die digitalen Abweichungen, da bei größeren Abständen zwischen den Implantaten bei fehlendem Vorliegen von Überlagerungsstrukturen für die digitalen Aufnahmesysteme höhere Abweichungen auftreten können.^{24, 129, 142, 146, 185, 203}

Innerhalb der einzelnen Studien wurde häufig ein digitales Scansystem gegen eine kon- ventionelle Abformung getestet^{9, 14, 16, 20, 31, 129, 134, 136, 159, 169}. Dabei ergeben sich bei den digitalen Systemen ohnehin Unterschiede in den möglichen Übertragungsgenauigkeiten, nicht zuletzt bedingt durch unterschiedliche Aufnahmeprinzipien der Intraoralscanner^{125, 177}. Auch die konventionellen Abformungen können mit verschiedenen Abformmethoden (offene, geschlossene Abformung) sowie durch unterschiedliche Abformmaterialien (Po- lyether, Vinylpolysiloxan (VPS)) durchgeführt werden^{47, 75, 157, 229}.

Als Gemeinsamkeit wurden typischerweise die Übertragungsgenauigkeiten im Hinblick auf Abweichungen der Rotation, Angulation und linearen oder dreidimensionalen Ab- stände der Implantate zum Urmodell untersucht^{5, 31, 69, 129, 134}. Dabei besteht jedoch keine definierte Anforderung der Übertragungsgenauigkeit.

Neben den genannten Punkten ist grundlegend auffällig, dass innerhalb aller bisherigen *in-vitro* und *in-vivo* Untersuchungen lediglich Vergleiche zwischen den einzelnen Abformmethoden (konventionell und digital) durchgeführt worden sind^{9, 97, 174, 203}. Dadurch ist es ausschließlich möglich, eine Aussage über relative Abweichungen im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit treffen zu können. Dies wird vor allem innerhalb der Untersuchung von *Chochlidakis et al*³³ deutlich. Innerhalb der Untersuchung werden konventionelle und digitale Implantatabformungen am Patienten verglichen, es wird dabei ein Unterschied von im Mittel 160 μm angegeben. Jedoch bleibt dabei völlig unklar, welches der beiden Abformmethoden die jeweils genauere Methodik darstellt.

Wünschenswert wäre an dieser Stelle jedoch ein System mithilfe einer Referenzstruktur, welche die intraorale Situation widerspiegelt, gegen welche sowohl die konventionellen, als auch die digitalen Abformungen getestet werden können. Erst dadurch ist es möglich, eine absolute Aussage über die Genauigkeit des jeweiligen Abformsystems treffen zu können¹¹⁰. Auch wäre erst dadurch eine exakte Aussage über die Übertragungsgenauigkeit der jeweiligen Positionen der einzelnen Implantate zueinander möglich.

Gerade dies ist für den klinischen Alltag wünschenswert, da erst dadurch eine direkte Übertragbarkeit der Untersuchungsergebnisse in die Praxis möglich wird. Mit dieser Kenntnis kann im jeweiligen individuellen Patientenfall eine entsprechende Abformmethodik angewandt werden, welche zu einer klinisch höheren Übertragungsgenauigkeit führt.

2.4 Erforderliche Übertragungsgenauigkeit bei Ganzkieferabformungen

Bei der Abformung des gesamten Kieferbogens ist vor allem die Übertragung der Okklusionsverhältnisse sowie eine möglichst fehlerfreie Darstellung in horizontaler, vertikaler und sagittaler Relation über den Kieferbogen hinweg wichtig, um eine Verzerrung möglichst gering halten zu können. Typischerweise werden Ganzkieferabformungen zur Erstellung von Gegenkiefermodellen, innerhalb der Schienentherapie sowie bei kieferorthopädischen Behandlungen angefertigt. Dabei sind weniger detaillierte Reproduktionen – wie sie bei der Präzisionsabformung von Einzelzähnen notwendig sind – als die Darstel-

lung des Oberflächenreliefs der Zähne oder des Zahnersatzes wichtig. Je nach Indikationsbereich müssen daher alle intraoralen Strukturen eines Kiefers bis hin zu den Schleimhautverhältnissen der Mundvorhöfe innerhalb der Abformung vorhanden sein.

Leider werden im praktischen Alltag mögliche übertragene Fehler häufig erst durch ein notwendiges starkes Einschleifen der Okklusions- und Artikulationsbeziehungen der finalen Restauration sichtbar. Bei der Schienentherapie werden ebenfalls erst nach Herstellung mögliche Verzerrungen beim Einsetzen am Patienten bemerkt. Hierbei wäre die Festlegung von eindeutigen Grenzwerten dahingehend wünschenswert, bis zu welcher numerischen Abweichung eine Ganzkieferabformung klinisch noch tolerierbar ist. Ähnlich zu den Implantatabformungen sind innerhalb von Ganzkieferabformungen jedoch keinerlei Grenzwerte oder Normen in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit festgelegt.

In Bezug auf digitale Ganzkieferabformungen sowie Abformungen mithilfe von Referenzstrukturen wurde im Januar 2021 eine strukturierte Literatursuche in MEDLINE/PubMed, Cochrane Library und Web of Science (ISI Web of Knowledge) durchgeführt. Dafür wurden zunächst allgemeine Ausschlusskriterien generiert (Literatur älter als 20 Jahre, Tagungsabstracts, Literatur nicht in englischer oder deutscher Sprache verfügbar). Die Suche fand sowohl mit MeSH terms (Medical Subject Headings), als auch mit einer Freitextsuche statt. Es wurden zusätzlich Ein- als auch Ausschlusskriterien definiert. Tabelle 2.4 zeigt eine Übersicht über die Suchbegriffe mit dazugehörigen Anzahl der Datensätze vor Anwendung der oben genannten Ausschlusskriterien.

Tabelle 2.4 Suchstrategie für die MEDLINE/PubMed Datenbank in Bezug auf digitale Ganzkieferabformungen mit Anzahl der Datensätze von Januar 2021

Suchbegriffe	Anzahl der Datensätze
MeSH terms	
“(Dental impression technique[MeSH Terms]) AND (Dimensional Measurement Accuracy[MeSH Terms])”	30
“(Dental impression technique[MeSH Terms]) AND (reference standards[MeSH Terms])”	11

Freitextsuche	
„(full arch) AND (impression)“	237
„((digital) AND (impression)) AND (reference)“	290
„(full arch impression) AND (reference)“	57
Summe	625

Aus der Datenbankrecherche ergaben sich insgesamt 625 Publikationen, nach Sichtung der Überschriften konnten dabei insgesamt 122 Duplikate gelöscht werden. Daraus ergaben sich insgesamt 503 Publikationen. Nach Anwendung der Ausschlusskriterien verblieb eine Gesamtzahl an 247 Publikationen. Anhand der Titelbeschreibungen sowie der Inhaltsbeschreibungen und Abstracts wurden weitere Ausschlusskriterien generiert (ausschließlich konventionelle Ganzkieferabformungen, keine Verwendung einer Referenzstruktur, Abformungen von Implantaten, Auswertung anderer Parameter als die Genauigkeit, Auswertung der Genauigkeit des hergestellten Zahnersatzes, Fallberichte), woraus sich eine Gesamtzahl von fünf Publikationen in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen mithilfe von Referenzstrukturen ergaben. Diese sind in die Übersicht zur Literatur aufgenommen worden.

Die Datenbankrecherche der Ganzkieferabformungen mit Hilfe von Referenzstrukturen ist in Abbildung 2.5 grafisch dargestellt.

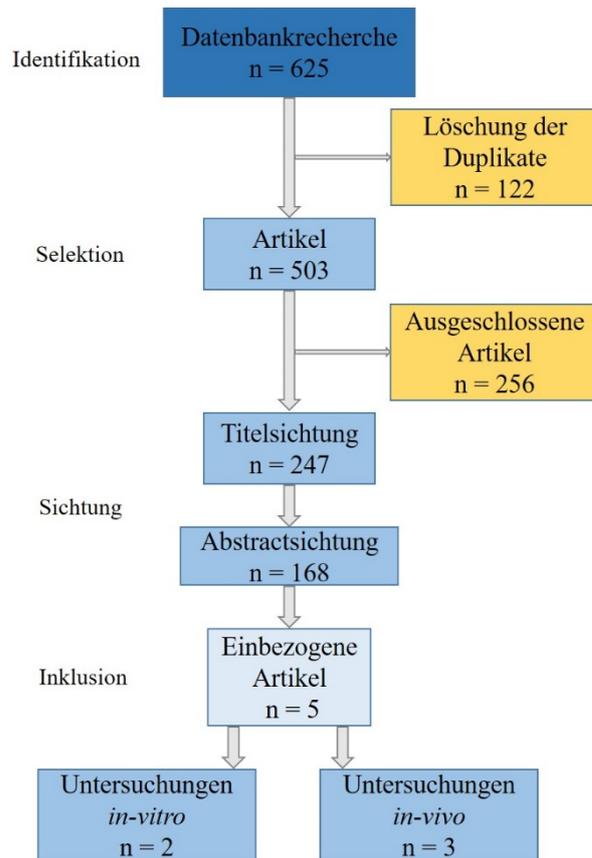


Abbildung 2.5 Datenbankrecherche und Auswahl der Publikationen von Ganzkieferabformungen mit Referenzstrukturen

Die Ergebnisse sind im Folgenden in Tabelle 2.5 nach Erscheinungsdatum aufgelistet

Tabelle 2.5 Übersicht über die Studienlage in Bezug auf Ganzkieferabformungen mithilfe von Referenzstrukturen.

Untersuchung	Analysemethode/ Abformung/ Referenzscanner/ Referenzsystem	Scanner/Abformmaterial/ Ergebnisse
Untersuchungen <i>in-vitro</i>		
Güth et al.⁸⁶ (2016)	Vermessung eines Metalbalkens in KMM; Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) Messungen von Abständen und Winkelabweichungen zum Referenzbalken	Konv. Abformung (Impregum): Längenabweichung: $77 \pm 36 \mu\text{m}$ Winkelabweichung: $1,347^\circ \pm 1,700^\circ$ True Definition Scanner: Längenabweichung: $89 \pm 48 \mu\text{m}$ Winkelabweichung: $0,293^\circ \pm 0,126^\circ$

<p><i>Irrate et al.</i>¹⁰⁰ (2019)</p>	<p>Vermessung eines Metall-schlüssels in KMM;</p> <p>Fixierung auf OK-Modell mit anschließender digitaler und konventioneller Abformung des Metallschlüssels</p> <p>Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW), 4 Abstände (D1-D4), 5 Winkel (W1-W5)</p> <p>Messungen von Abständen und Winkelabweichungen zum Metallschlüssel</p>	<p>Richtigkeit (R) und Präzision (P)</p> <p><i>iTero Element:</i></p> <p>D1: R: 12 ± 7 µm; P: 10 ± 7 µm D2: R: 16 ± 9 µm; P: 16 ± 9 µm D3: R: 24 ± 17 µm; P: 22 ± 13 µm D4: R: 91 ± 63 µm; P: 55 ± 23 µm W1: 0,184° ± 0,116° W2: 0,121° ± 0,065° W3: 0,099° ± 0,050° W4: 0,117° ± 0,070° W5: 0,239° ± 0,142°</p> <p><i>Trios 3:</i></p> <p>D1: R: 42 ± 23 µm; P: 20 ± 11 µm D2: R: 69 ± 34 µm; P: 28 ± 18 µm D3: R: 109 ± 44 µm; P: 33 ± 27 µm D4: R: 174 ± 77 µm; P: 52 ± 59 µm W1: 0,176° ± 0,125° W2: 0,475° ± 0,107° W3: 0,484° ± 0,127° W4: 0,345° ± 0,121° W5: 0,208° ± 0,178°</p> <p><i>True Definition:</i></p> <p>D1: R: 13 ± 14 µm; P: 12 ± 11 µm D2: R: 16 ± 19 µm; P: 14 ± 13 µm D3: R: 21 ± 22 µm; P: 16 ± 18 µm D4: R: 119 ± 86 µm; P: 60 ± 58 µm W1: 0,082° ± 0,068° W2: 0,339° ± 0,152° W3: 0,377° ± 0,157° W4: 0,380° ± 0,223° W5: 0,439° ± 0,218°</p>
<p>Untersuchungen <i>in-vivo</i></p>		
<p><i>Kuhr et al.</i>¹¹⁹ (2016)</p>	<p>Vermessung eines Metallschlüssels mit vier Stahlkugeln in KMM;</p> <p>Fixierung intraoral mit anschließender digitaler und konventioneller Abformung der Kugeln über die Zahnreihe hinweg;</p> <p>Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW)</p> <p>Messungen von Abständen und Winkelabweichungen zur Referenzplatte</p>	<p>Abstand und Winkelabweichungen</p> <p>Konventionelle Abformung (<i>Impregum</i>)</p> <p>D1_2: 19 ± 13 µm D1_3: 22 ± 17 µm D1_4: 43 ± 30 µm D2_3: 17 ± 12 µm D2_4: 28 ± 18 µm D3_4: 18 ± 11 µm</p> <p>0,07° ± 0,07°</p> <p><i>True Definition Scanner:</i></p> <p>D1_2: 30 ± 16 µm D1_3: 47 ± 38 µm D1_4: 86 ± 73 µm D2_3: 30 ± 20 µm D2_4: 45 ± 34 µm D3_4: 23 ± 14 µm</p> <p>0,06° ± 0,07°</p> <p><i>Cara Trios:</i></p> <p>D1_2: 49 ± 26 µm D1_3: 68 ± 42 µm D1_4: 97 ± 77 µm D2_3: 31 ± 21 µm D2_4: 58 ± 49 µm D3_4: 48 ± 20 µm</p> <p>0,13° ± 0,15°</p>

		CEREC AC Omnicam : D1_2: 386 ± 22 µm D1_3: 798 ± 132 µm D1_4: 828 ± 265 µm D2_3: 528 ± 75 µm D2_4: 731 ± 160 µm D3_4: 382 ± 27 µm 0,28 ° ± 0,21 °
Nedelcu et al.¹⁵⁰ (2018)	Aufnahme von intraoralen Strukturen durch industriellen Laborscanner (<i>ATOS Core</i>), Vergleich mit drei intraoralen Scannern (<i>True Definition, Omnicam, Trios3</i>) am Patienten	keine numerischen Angaben für die einzelnen Scanner, Abweichungen der Farbplot-Abweichungen nach <i>Best-Fit</i> -Überlagerung
Keul und Güth¹¹⁰ (2019)	Vermessung eines Metalbalkens in KMM; Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SW) Messungen von Abständen und Winkelabweichungen zum Referenzbalken im Laborversuch sowie der Vergleich im klinischen Aufbau mithilfe von direkter Digitalisierung, indirekter Digitalisierung und Digitalisierung der Abformung	In-vivo: Direkte Digitalisierung (iTero Element): 8,0 ± 51,4 µm 0,40 ± 0,14° Digitalisierung der Abformung: 209,2 ± 59,9 µm 0,82 ± 0,45° Indirekte Digitalisierung Gipsmodell: 142,7 ± 57,1 µm 0,91 ± 1,27° In-vitro Direkte Digitalisierung (iTero Element): 4,2 ± 44,4 µm 0,46 ± 0,11° Digitalisierung der Abformung: 200,0 ± 62,7 µm 0,38 ± 0,13° Indirekte Digitalisierung Gipsmodell : 113,4 ± 23,4 µm 0,42 ± 0,36°

Innerhalb der Literatursuche wird deutlich, dass nur sehr wenige Studien in Bezug auf Abformungen über den gesamten Kiefer hinweg unter Zuhilfenahme einer externen Referenzstruktur durchgeführt worden sind. Zudem weisen die Ergebnisse hohe Streuungen in Bezug auf die Richtigkeit (4,2¹¹⁰ - 828¹¹⁹ µm) sowie auf die Präzision (10¹⁰⁰ - 265¹¹⁹ µm) auf.

Vor allem in klinischer Anwendung sind wie in der Einleitung erwähnt bisher nur Studien von *Kuhr et al.¹¹⁹*, *Nedelcu¹⁵⁰* sowie von *Keul und Güth¹¹⁰* bekannt. Im Gegensatz dazu liegt eine Vielzahl von *in-vitro* Untersuchungen vor, bei denen die Genauigkeit von Ganzkieferabformungen – vor allem durch die Erstellung von Urmodellen mit anschließender

Überlagerung der digitalen Datensätze durch Intraoralscanner oder digitalisierte konventionelle Abformungen – durchgeführt worden sind. Während dieses Vorgehen in Laborversuchen durch die Erstellung genauer Urmodelle mithilfe von Laborscanner möglich ist, lässt sich dieses Verfahren jedoch nicht auf eine klinische Situation übertragen. Zwar liegen zahlreiche Studien vor, bei welchen zunächst ein Urmodell durch eine konventionelle Abformung mit anschließender Digitalisierung des konventionellen Modells erfolgte^{3, 76, 113}, jedoch ist dabei der Übertragungsfehler der konventionellen Abformung unklaren Ausmaßes bereits enthalten. Werden im Anschluss weitere digitale oder konventionelle Abformungen genommen und diese mit dem – vermeintlich – genauen Urmodell verglichen, ist keine Aussage über die jeweilige Übertragungsgenauigkeit des individuellen Abformsystems möglich.

Zusammenfassend lässt sich daher feststellen, dass nur eine sehr geringe Anzahl an klinischen Untersuchungen in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen mithilfe einer Referenz vorliegen.

3 Eigene Arbeiten – Ergebnisse und Diskussion

Im nachfolgenden Kapitel werden die eigenen Arbeiten im Kontext mit den bestehenden Grenzen der Übertragungsgenauigkeit innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik zur Herstellung von Zahnersatz gegeben und mit den Ergebnissen diskutiert. Diese Grenzen werden dabei in biologische sowie anatomische und messtechnische Grenzen eingeteilt.

3.1 Biologische und anatomische Grenzen

Die Lage der Präparationsgrenze von Einzelzahnpräparationen steht im direkten Zusammenhang mit der biologischen Grenze der Übertragungsgenauigkeit. Diese kann supra-, äqui- oder subgingival vorliegen, woraus sich individuelle Vor- und Nachteile ergeben. Zwar lässt sich eine supragingivale Präparationsgrenze durch den Patienten gut sauber halten, es können jedoch daraus gleichfalls ästhetische Nachteile durch einen möglichen sichtbaren Übergang der Krone zum natürlichen Zahn resultieren. Die äquigingivale Präparationsgrenze kann hingegen zu einer hohen Plaqueanfälligkeit führen. Als Vorteile lassen sich im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit jedoch die sehr gute Abformbarkeit nennen. Im Gegensatz dazu führen subgingivale Präparationen häufig zu höheren Parodontopathien, welche dennoch häufig vorzufinden sind, da sowohl eine geringe Plaqueanfälligkeit, als auch ein hohes ästhetisches Ergebnis der finalen Restauration durch nicht sichtbare Kronenränder zu erwarten sind.^{153, 171, 186, 194} Als größte biologische Grenze steht jedoch die exakte Abformung der supragingivalen Präparationsgrenze. Dieser kann durch Retraktionsmaßnahmen, adäquate Blutstillung und Trockenhaltung entgegengewirkt werden.

Dies ist vor allem im Hinblick auf digitale Abformmethoden relevant, da es sich bei Intraoralscannern (IOS) typischerweise um optische oder optoelektrische Abformsysteme handelt.¹²⁵ Dabei kann grundlegend die Aussage getroffen werden, dass ein IOS nur das aufnehmen kann, was auch für das Auge des Behandlers sichtbar ist. Bei tiefliegenden Präparationen stoßen IOS daher oftmals an ihre bauartbedingten Grenzen.^{113, 133, 177}

Neben der Lage der Präparationsgrenze liegen weitere grundlegende anatomisch bedingte Grenzen bei sämtlichen intraoralen Abformungen vor. Eine eingeschränkte Sichtbarkeit am Patienten, das Auftreten von Speichel, Zungenbewegungen sowie die individuelle Blutungsneigung des Patienten können einen direkten Einfluss auf die Qualität der Abformung nehmen.^{70, 93, 168, 232}

Vor allem in Bezug auf die Abformung des zahnlosen Kiefers innerhalb der Totalprothetik können als anatomische Grenzen ausgeprägte Exostosen im Ober- oder Unterkiefer sowie weitreichende Schleimhautareale mit vorliegenden Schlotterkämmen sein. Hierbei ist ein Freilegen der entsprechenden schleimhautbelasteten Anteile ratsam. Falls nötig, kann ebenfalls eine chirurgische Intervention in Betracht kommen.

Sofern innerhalb der Totalprothetik im besten Fall ausreichend knöcherne Strukturen vorhanden sind, fehlen diese häufig innerhalb der Defektprothetik. Daher können hierbei neben den normalen anatomischen Grenzen auch übergreifende individuelle defektspezifische Grenzen am Patienten vorliegen. Weitere anatomische Einschränkungen können sich bei der Versorgung von Patienten nach tumorbedingten Operationen ergeben. Dabei liegen häufig sowohl Veränderungen in sagittaler, horizontaler und vertikaler Ebene vor. Zusätzlich ergeben sich durch Narbenzüge oftmals stark eingeschränkte Mundöffnungen, was den Behandler vor komplexe Anforderungen stellt.¹⁸⁰

Bei Implantatabformungen sind vor allem die knöchernen Ausgangsbedingungen vor und nach der Implantation zu nennen. Einerseits muss das Implantat mit einer ausreichend hohen Primärstabilität im Knochen verankert sein, andererseits sollte dies nur innerhalb von befestigten Schleimhautarealen liegen. Andernfalls kann es durch Muskel- und Schleimhautzugbewegungen innerhalb der beweglichen Schleimhaut zu dauerhaften Reizungen der Implantatschulter führen. Plaqueanlagerung, dauerhafte gingivale bis hin zu periimplantäre Entzündungsreaktionen stellen mögliche Folgen dar.^{67, 155, 204}

Darüber hinaus ist die Neigung der Implantate von hoher Relevanz. Zwar liegen seitens zahlreicher Hersteller Aufbauteile in unterschiedlichen Abwinkelungen vor, doch können sich daraus extraaxiale Belastungen ergeben, welche zu einer Fehlbelastung der Implantate führen können. Die Neigungen der Implantate können so gravierend sein, dass diese einen Einfluss auf die Ergebnisse innerhalb der Übertragungsgenauigkeit haben können. Diese werden in Kapitel 3.2 der vorliegenden Arbeit näher diskutiert.

3.2 Messtechnische Grenzen

Zur Erfassung und Übertragung der intraoralen Implantatposition stehen dem Behandler konventionelle oder digitale Abformmethoden zur Verfügung. Unabhängig der verwendeten Methode dient die Abformung von Implantaten grundsätzlich der exakten dreidimensionalen Übertragung der Implantatposition aus der Mundhöhle auf das Modell. Auf dem Modell werden dabei die Implantate durch *Laboranaloga* ersetzt.⁴⁶ Im Folgenden werden die Möglichkeiten der konventionellen und digitalen Implantatabformungen erläutert, die eigenen Arbeiten vorgestellt und mit den Daten der Literatur diskutiert.

Konventionelle Implantatabformungen

Innerhalb der konventionellen Implantatabformung sind wie in der Einleitung beschrieben neben unterschiedlichen Abformmethoden ebenfalls verschiedene Abformmaterialien vorhanden. Dies stellt den Behandler vor eine große Herausforderung, denn neben den Methoden und Materialien ändern sich durch die Zunahme an inserierten Implantaten die Ausgangssituationen am Patienten. Während zu Beginn nur wenige Implantatsysteme verfügbar waren kann es heute vorkommen, dass innerhalb eines Patienten unterschiedliche Implantatsysteme inseriert worden sind.

Für konventionelle Implantatabformung haben sich drei Möglichkeiten etabliert. Die direkte Methode (*Pick-Up-Technik*), die indirekte Methode (*Repositionstechnik*) sowie die Abformung über ein beschliffenes Abutment.

Bei der direkten Methode muss vor der Abformung zunächst ein individueller Löffel hergestellt werden. Dieser hat an den Positionen der Implantate Öffnungen, welche über die Abformpfosten gestülpt werden. Dabei zeigten kaminförmige Öffnungen höhere Genauigkeiten und Stabilitäten innerhalb des Löffels. Bei der direkten Methode werden die Abformpfosten in die Implantate verschraubt und nach der Abformung wieder gelöst. Die Abformpfosten verbleiben in der Abformung und übertragen dadurch die Position der Implantate.^{29, 46, 57}

Bei der indirekten Methode werden ebenfalls Abformpfosten in die Implantate geschraubt, diese bleiben jedoch bei der Abformung im Mund des Patienten. Nach der Her-

ausnahme des Löffels werden die Abformpfosten wieder gelöst und in die jeweiligen Positionen innerhalb der Abformung gesetzt. Dadurch wird die Implantatposition indirekt auf die Abformung übertragen.^{13, 25, 29}

Bei der Abformung über ein in das Implantat eingebrachtes und beschliffenes Abutment ergeben sich die gleichen Anforderungen wie bei der Abformung von natürlichen Zähnen. Im Vergleich zu den o.g. Methoden müssen dabei individuelle Situationen anstatt konfektionierter Normteile abgeformt werden, was zu einer höheren Fehleranfälligkeit führen kann.^{19, 225}

Für die Abformung von Implantaten werden heutzutage meist A-Silikone bzw. Vinylpolysiloxane oder Polyether genutzt. Unabhängig der zugehörigen Stoffgruppe sollten alle Abformmaterialien eine hohe Genauigkeit, Dimensionstreue, ausreichend Hydrophilie sowie eine hohe Oberflächenreproduktion aufweisen.^{19, 57, 226, 227, 225} Neben diesen Eigenschaften sollen die Materialien eine adäquate Abbindezeit, Desinfizierbarkeit sowie Lagerstabilität aufweisen sowie einfach zu verarbeiten sein. Der Geruch- und Geschmack sollte überdies für den Patienten erträglich und angenehm sein.^{179, 224}

Bei der Herausnahme des Abformmaterials nach Aushärtung aus dem Mund des Patienten kann es durch unterschrittene Strukturen zu Stauchungen kommen. Dabei kann die Stauchung durch eine hohe Elastizität des Materials geringgehalten werden. Das beste Rückstellvermögen zeigen A-Silikone im Vergleich zu Polyethern. Unabhängig der Materialauswahl erfolgt bei allen Materialien nach Stauchung durch ein reversibles viskoelastisches Verhalten eine unausweichliche irreversible Verformung.^{19, 57, 179}

Das Schrumpfungsverhalten ist bei A-Silikonen am geringsten (0,15 %), danach folgen Polyether (0,2 %). Nach Entnahme aus dem Mund des Patienten sollten die Abformmaterialien Dimensionsstabil bleiben, dies kann durch eine vermehrte Wasseraufnahme oder eine nicht vollständig abgeschlossene Abbindereaktion gestört werden.^{90, 179, 223, 225}

Die Oberflächenreproduktion steht im direkten Zusammenhang mit der Viskosität des Materials. Je fließfähiger ein Material ist, desto besser können Oberflächenstrukturen abgeformt werden.^{90, 91}

Eigene Arbeiten

Die Einflüsse unterschiedlicher Abformmaterialien, Abformmethoden sowie Angulationen von Implantaten wurden bereits in zahlreichen Studien untersucht. Bei den meisten dieser Studien wurde jedoch ein univariater Ansatz verfolgt. Mehrere Untersucher verglichen dabei Abformtechniken (offene und geschlossene Abformung) mit verschiedenen Abformmaterialien wie Polyether oder Vinylpolysiloxan.^{12, 43}

Andere Studien untersuchten den Einfluss der Implantatangulation.^{205, 212} Insgesamt waren die Ergebnisse jedoch variabel und sogar teilweise widersprüchlich.^{96, 158, 195, 214} Darüber hinaus zeigten die Ergebnisse der verschiedenen Untersuchungen, dass die Daten teilweise eine sehr breite Streuung aufwiesen, einige Autoren berichteten lediglich Signifikanzniveaus. Diese unterschiedlichen Ergebnisse könnten auf die Bandbreite der Variationen der Untersuchungen sowie den damit verbundenen unterschiedlichen Ergebnissen zurückzuführen sein. Daraus war es möglich den Schluss zu ziehen, dass scheinbar alle untersuchten Variablen die Übertragungsgenauigkeit beeinflussen können.^{12, 58, 195, 197, 205, 212}

Nach einer Literatursuche konnte jedoch keine Untersuchung gefunden werden, welche die Effektstärken der angegebenen Variablen unter Verwendung einer multivariaten Methodik untersuchten.

Daher war es das Ziel der **Publikation 1**, den Einfluss der klinisch relevanten Variablen Abformmaterial (a), Abformmethode (b), Implantatsystem (c) und Implantatneigung (d) auf die Übertragungsgenauigkeit mit einem multivariaten Ansatz zu untersuchen. Darüber hinaus wurde die Effektstärke der Einflussfaktoren berechnet und analysiert, um festzustellen, welcher Parameter den stärksten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit hat. Wir führten diese Analyse durch, da nur die Effektstärke (partiell Eta-Quadrat [η^2P]) den tatsächlichen Einfluss eines bestimmten Parameters auf das Ergebnis zeigen kann.

Der am häufigsten untersuchte Wert in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit stellte dabei die dreidimensionale Verschiebung dar. Es konnte anhand der Publikation 1 gezeigt werden, dass das Abformmaterial einen signifikanten Einfluss auf die 3D-Verschiebung hatte (p-Wert < 0,001), mit einer sehr großen Effektstärke (partiell eta-Quadrat [η^2P] =

0,599). Dabei konnten die höchsten Übertragungsgenauigkeiten mithilfe der untersuchten Polyvinylsiloxane erreicht werden. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 1 sind in den Abbildungen 3.1 und 3.2 dargestellt.

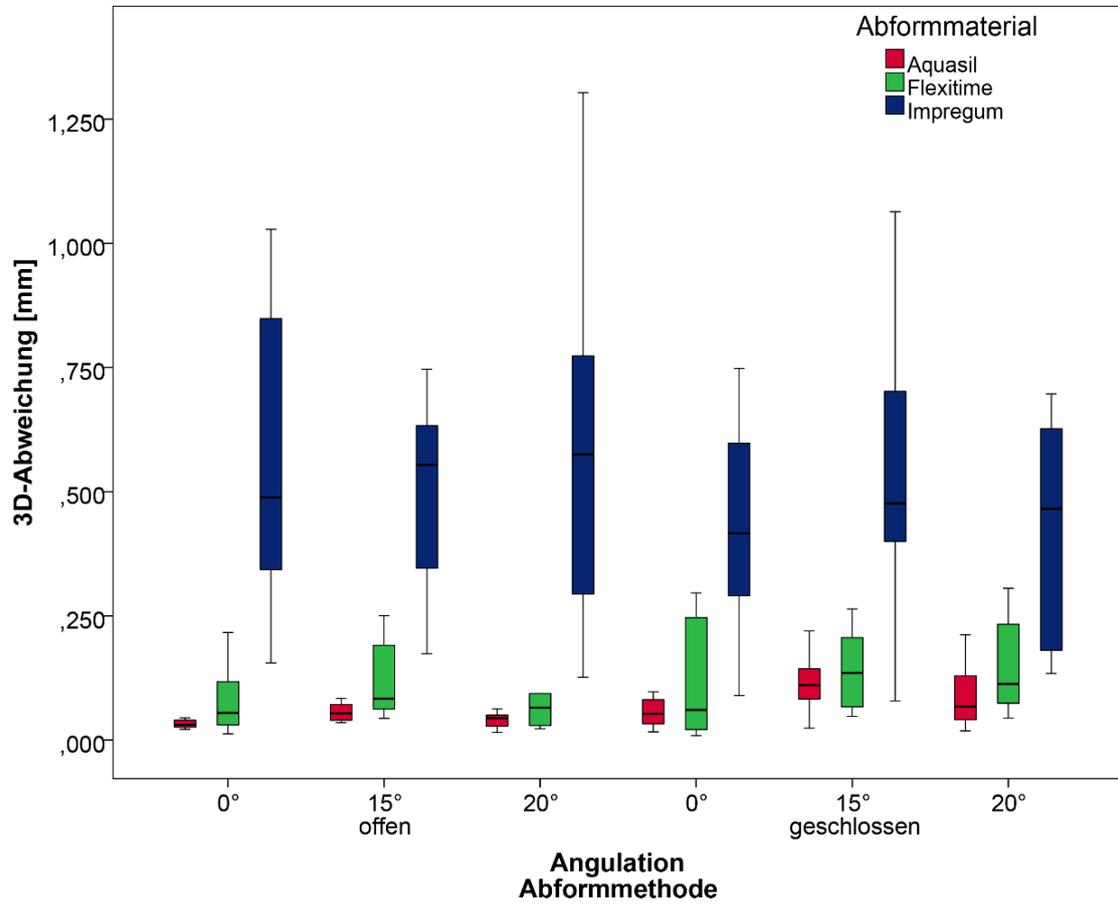


Abbildung 3.1 Ergebnisse für die 3D-Abweichung mit BEGO-Implantaten in Boxplots.

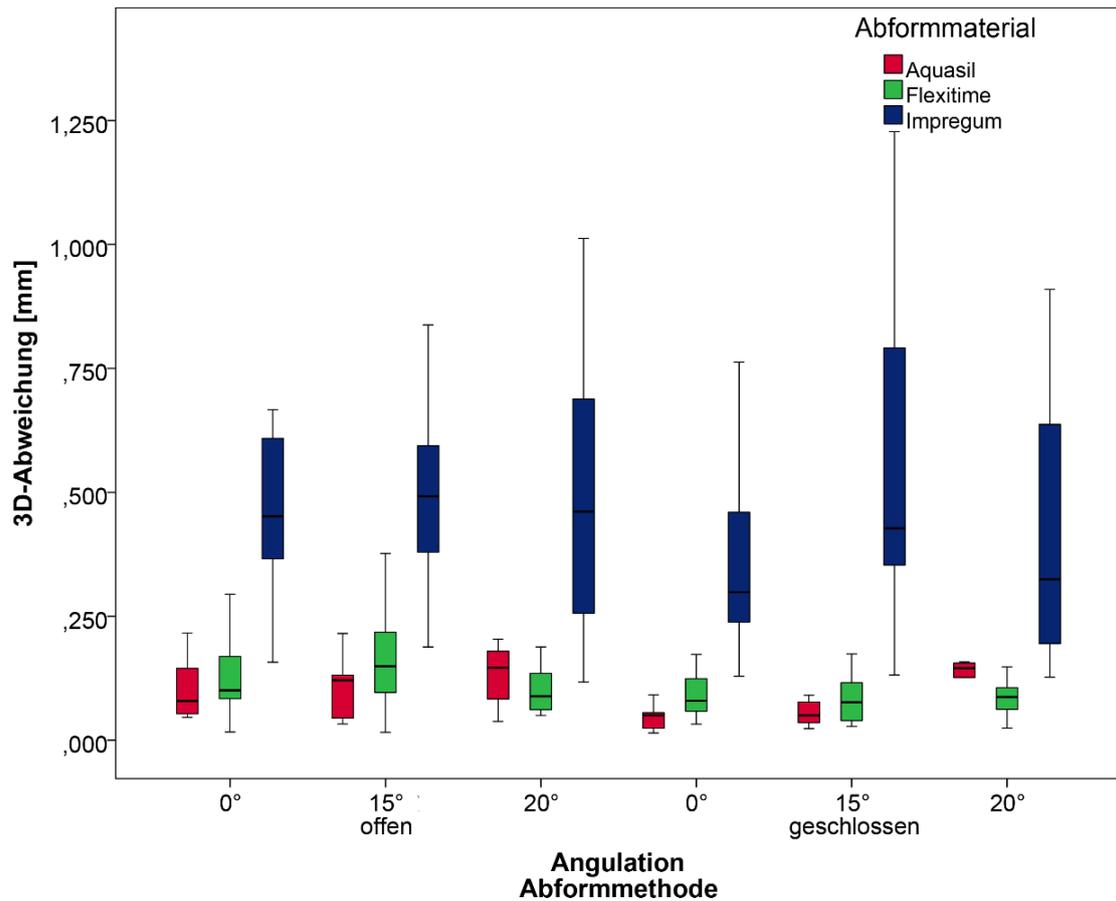


Abbildung 3.2 Ergebnisse für die 3D-Abweichung mit Straumann-Implantaten in Boxplots.

Diskussion

Im Gegensatz zu früheren Studien^{43, 195} zeigten die Ergebnisse der Publikation 1, dass unterschiedliche Abformmaterialien die Genauigkeit in Bezug auf die dreidimensionale Verschiebung entscheidend beeinflussen können. In einer Studie von *Alikhasi et al.*¹² konnten dagegen keine Unterschiede zwischen den Polyether- und Polyvinylsiloxan-Materialien gefunden werden. Dabei wurden jedoch bedingt durch den Modellaufbau parallele Implantate unterschiedlich tief inseriert, verschiedene Implantatangulationen wurden hingegen nicht untersucht.

Im Vergleich zu Untersuchungen von *Hoods-Moonsammy et al.*⁹⁶, *Papaspnyridakos et al.*¹⁵⁸ und *Vojdani et al.*²¹⁴ gaben die Polyvinylsiloxan-Materialien das Mastermodell in Bezug auf die dreidimensionale Verschiebung am genauesten wieder. Dieses Ergebnis

könnten auf die unterschiedlichen Materialeigenschaften von Polyether- und Polyvinylsiloxan-Materialien zurückzuführen sein. Polyether weist geringere Rückstellkräfte sowie eine höhere Endhärte und Steifigkeit als Polyvinylsiloxan-Materialien auf.⁹⁰ Zudem sind angulierte Implantate deutlich schwerer als parallele Implantate abzuformen. Die Neigung der Implantate könnte das Abformmaterial verformen, daher sind zum Entfernen des Abformlöffels nach dem Abbinden des Materials höhere Kräfte notwendig.^{18, 214}

Als weiteres Ergebnis konnten die höchsten Abweichungen beim größten Grad der Angulation (20°) für die Rotationsabweichung gefunden werden. Diese Ergebnisse ähneln denen einer anderen Untersuchung, bei der angulierte Implantate von über 20° ebenfalls Übertragungsfehler aufwiesen.¹⁹⁵ Dieses Ergebnis sollte bei der Planung von Patientenfällen mit vorhersagbar stark angulierten Implantaten ("*all-on-four*"-Konzept) berücksichtigt werden, da Implantate in distalen Positionen häufig anguliert sind, um eine Sinustransplantation im Oberkiefer oder eine Knochenrekonstruktion im Unterkiefer zu verhindern.^{48, 130}

Die Abformmethode (offener/geschlossener Löffel) zeigt einen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit bei nur geringer Effektstärke. Dieses Ergebnis kann mit denen anderer Studien verglichen werden, in denen die Technik mit dem offenen Löffel eine höhere Genauigkeit zeigte, jedoch nur bei vollständig zahnlosen Patienten. Für teilbezahnte Patienten wurden keine Unterschiede berichtet.¹⁹⁵ Die geringere Genauigkeit der Repositionstechnik könnte durch eine mögliche ungenaue Position der Abformpfosten beim Wiedereinsetzen erklärt werden.⁴³

Nur mit Hilfe der Effektstärke war es möglich, den Einfluss der einzelnen Variablen zu differenzieren. Andernfalls können die Ergebnisse überbewertet werden, sobald keine anderen vergleichbare Untersuchungsgruppe vorliegt.¹⁰

Die Daten zeigen, dass das Abformmaterial einen entscheidenden Einfluss auf die dreidimensionale Verschiebung hat.⁴⁰ Im klinischen Umfeld werden jedoch häufig Polyether-Materialien favorisiert, da diese auch geteilte Abformpfosten durch die Klebefähigkeit sicher fixieren. Diese Aussage gilt insbesondere für multiimplantäre Rekonstruktionen, für die Polyvinylsiloxanmaterialien in Betracht gezogen werden sollten.

Auf der Grundlage der Effektstärke wäre die ideale Situation ein Patient mit mehreren Implantaten, welche parallel inseriert worden sind. In der klinischen Praxis ist diese Situation jedoch eher selten anzutreffen. Es ist dem Behandler jedoch klinisch nur möglich, das Abformmaterial sowie die Abformmethode auszuwählen. Die vorliegende Studie zeigt, dass der größte Einfluss des Abformmaterials auf die Modellgenauigkeit bei der dreidimensionalen Verschiebung und der Neigung der Implantatachse beobachtet werden konnte. Obwohl die Abformmethode einen signifikanten Einfluss hat, ist die Effektgröße sehr gering.

Innerhalb der Publikation 1 konnte gezeigt werden, dass sich Polyether-Materialien insbesondere für nicht angulierte Einzelzahnrestaurationen eignen. Sobald mehrgliedrige Restaurationen mit unterschiedlichen Implantatangulationen abgeformt werden müssen, können Materialien auf Polyvinylsiloxanbasis in Kombination mit einer offenen Löffelabformtechnik Vorteile bringen. Hierbei ist jedoch anzumerken, dass diese Ergebnisse im in-vitro Rahmen gewonnen worden sind und nur durch die Auswertung der Effektstärke ein möglicher Einfluss erkennbar war. Nicht zuletzt aufgrund der hohen Klebefähigkeit ist daher die Verwendung von Polyethern für Implantatabformungen nicht grundsätzlich abzulehnen.

Digitale Implantatabformungen

Neben der konventionellen Abformtechnik stehen dem Behandler heutzutage zahlreiche digitale Abformmethoden zur Verfügung. Diese lassen sich in direkte und indirekte digitale Verfahren unterteilen. Bei den direkten Verfahren erfolgt die Datenerfassung im Mund des Patienten. Dafür werden genormte Übertragungspforten (Scanbodies) in die Implantate geschraubt und im Anschluss durch einen Intraoralscanner direkt erfasst.

Bei der indirekten Digitalisierung (extraoral) erfolgt zunächst eine konventionelle Abformung, welche im Anschluss durch einen Laborscanner extraoral digitalisiert wird. Dabei kommen ebenfalls Scanbodies zur Erfassung und Übertragung der Implantatposition zur Anwendung.

Zur besseren Veranschaulichung sind die einzelnen Arbeitsschritte am Beispiel der Versorgung eines Einzelzahnimplantates auf konventionellem und digitalem Weg nachfolgend dargestellt (Abbildung 3.3).

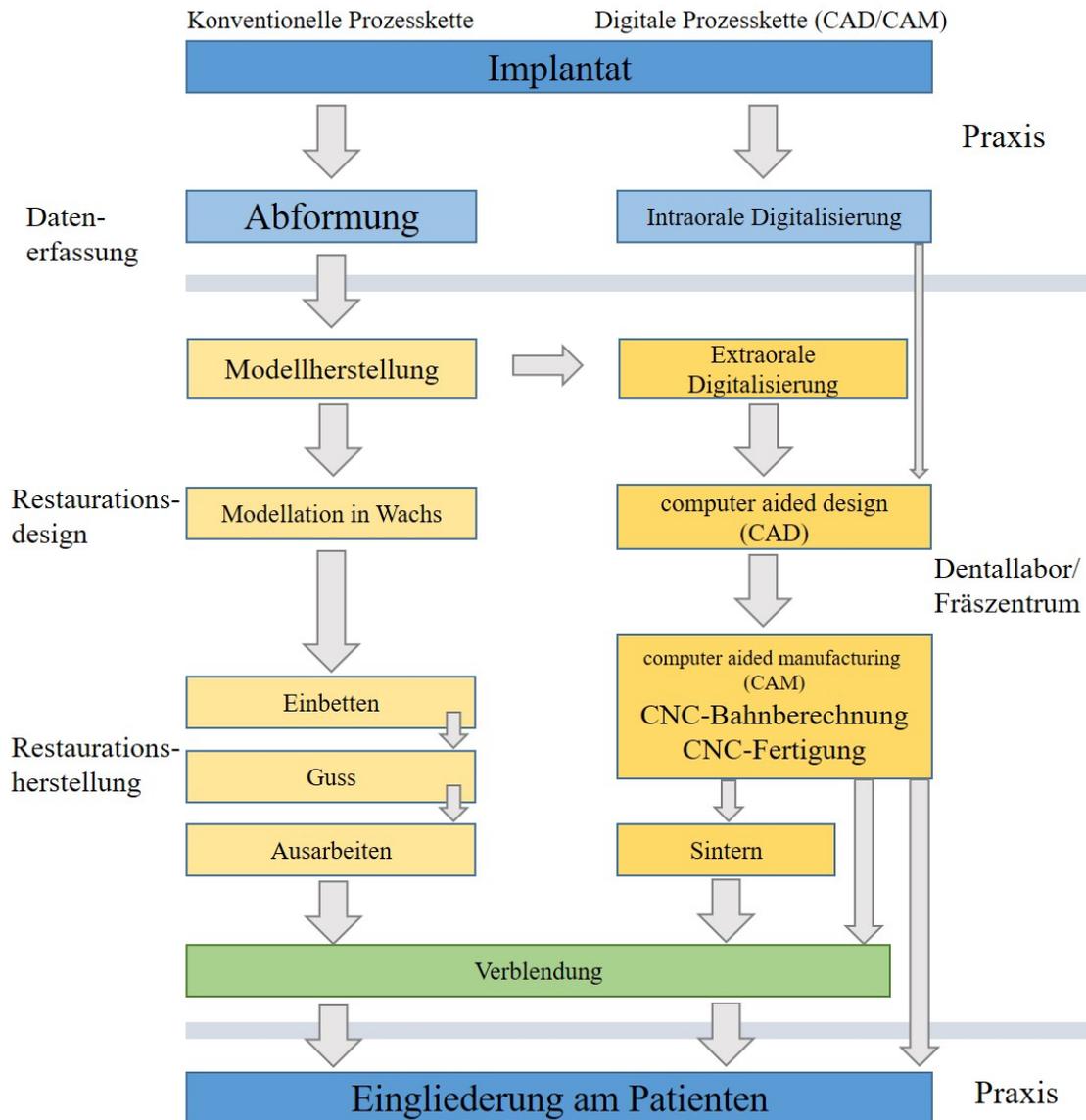


Abbildung 3.3 Schematische Übersicht über die konventionelle und digitale Herstellung einer implantatgetragenen Kronenversorgung

Durch die Vielzahl an Implantatherstellern sind ebenfalls eine hohe Anzahl an Scanbodys erhältlich. Die jeweiligen Geometrien sind dabei in der Verarbeitungssoftware des Intraoral-scanners (IOSs) oder innerhalb der CAD-Software des Dentallabors oder Fräszentrums hinterlegt.

Alle heutigen intra- und extraoralen Scanner haben gemeinsam, dass gescannte Strukturen in Form einer dreidimensionalen Punktwolke digitalisiert werden. Da sich innerhalb der oralen Strukturen häufig Unterschnitte ergeben und die Strukturen oftmals größer als

die Sensorfläche des jeweiligen Scanners sind, werden zahlreiche Einzelaufnahmen angefertigt, welche durch den Scanner zusammengesetzt werden müssen. Innerhalb dieser einzelnen Bilder hat jeder Punkt der Punktwolke eine x -, y - und z -Koordinate, welche durch das Zusammensetzen der einzelnen Bilder zu einem Datensatz zusammengefügt wird. Das Zusammensetzen der Bilder wird als *matching* oder *stitching* bezeichnet. Dabei sind die genauen Überlagerungsmethoden der einzelnen Hersteller nicht immer bekannt. Am häufigsten werden die Bilder nach einem *Best-Fit* Algorithmus verknüpft. Dabei werden die Bildpunkte mit geringstem Abstand zueinander sowie bestmöglich übereinandergelegt und verknüpft.¹⁶⁰

Im weiteren Verlauf der Digitalisierung wird die Punktwolke zu einem Flächenmodell polygonisiert. Dabei werden jeweils aus drei Punkten Dreiecke erstellt und dadurch die Oberfläche des Modells beschrieben. Diese Erstellung des Dreiecksnetzes wird nach dem russischen Mathematiker *Boris Nikolajewitsch Delone* auch als Delaunay-Triangulierung bezeichnet.⁴⁹ Die Vernetzung erfolgt dabei nach dem Prinzip, dass innerhalb eines Kreises, auf welchem jeweils drei Punkte liegen (Umkreis des Dreiecks), keine anderen Punkte vorhanden sind. Dadurch, dass innerhalb dieser Kreisformen kein weiterer Punkt (außer der definierten drei Dreieckspunkte) liegt, weisen die Dreiecke des Netzes einen großen Innenwinkel auf. Dies ist vor allem innerhalb der grafischen Betrachtung wichtig, da dadurch der auftretende Rundungsfehler minimiert werden kann.⁵⁰ In Abbildung 3.4 ist eine Vernetzung mehrerer Punkte einer Punktwolke zu Dreiecken und deren Umkreisen grafisch dargestellt.

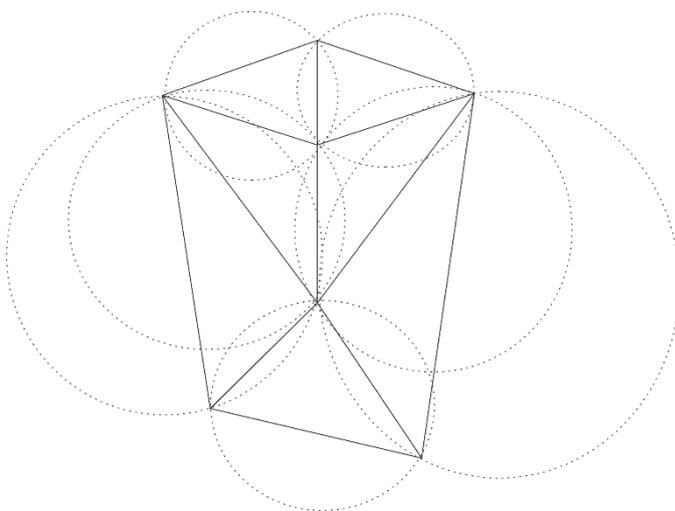


Abbildung 3.4 Delaunay-Triangulierung mit Dreiecken (durchgezogene Linien) und Umkreisen (gestrichelte Linien)

In Abbildung 3.5 und 3.6 sind die durch den Intraoralscanner aufgenommene Punktwolke und Polygonisierung dargestellt.

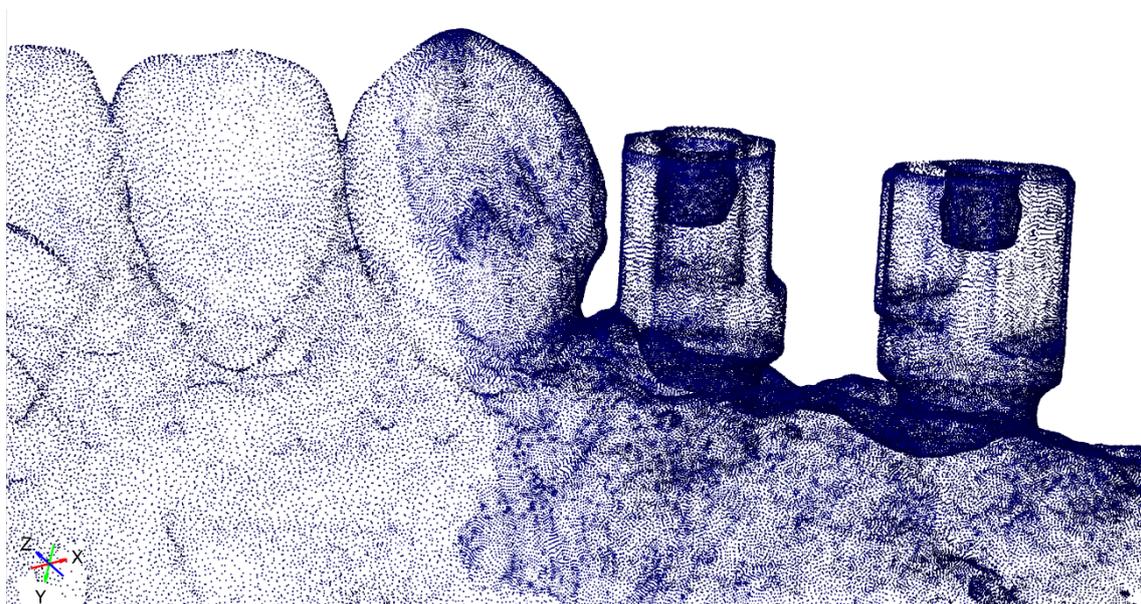


Abbildung 3.5 Durch den Intraoralscanner erfasste Punktwolke natürlicher Zähne und Scanbodies

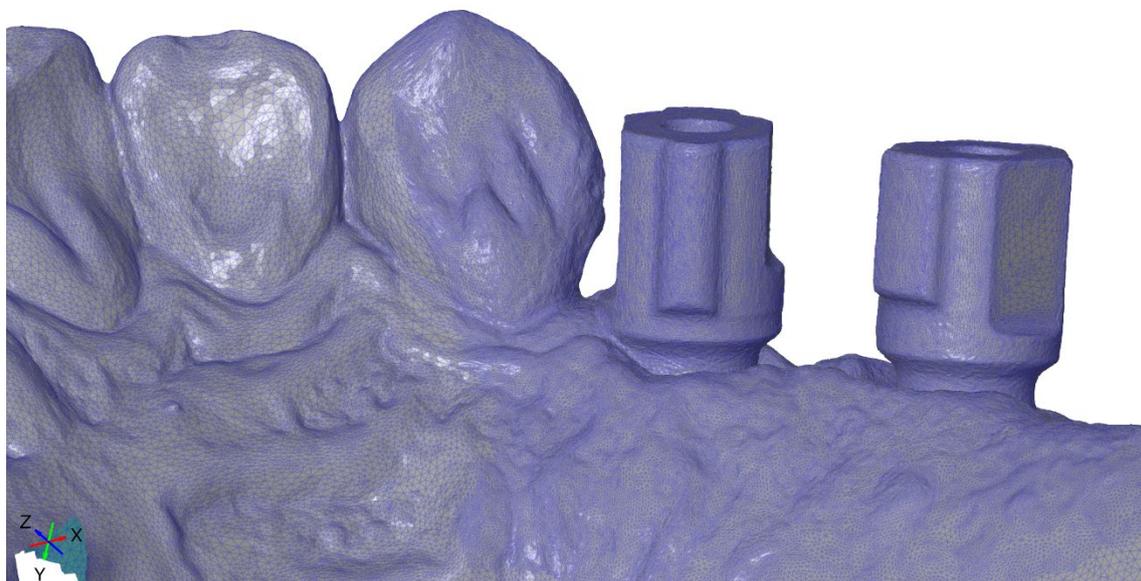


Abbildung 3.6 Polygonisierung der aufgenommenen Punktwolke zu einem Flächenmodell

Diese Verknüpfungen laufen typischerweise nicht fehlerfrei ab. Die daraus entstandenen Ungenauigkeiten, welche sich innerhalb des digitalen Modells ergeben, werden als *stitching-* oder *matching-*Fehler bezeichnet.

Vor allem bei der Verknüpfung ähnlicher Strukturen wie bei der Aufnahme der Mundschleimhaut oder bei der Überlagerung von gescannten Frontzähnen, können diese Fehler vermehrt auftreten.^{17, 163, 193}

Problematisch dabei ist, dass sich bei längeren gescannten Abschnitten die Aufnahmefehler addieren können und der gesamte Fehler über die Länge der Aufnahme zunimmt. Dies trifft vor allem bei Ganzkieferabformungen zu, da hierbei zahlreiche Einzelbilder miteinander verknüpft werden müssen.^{149, 175} Im direkten Zusammenhang mit den auftretenden Fehlern ist hierbei die Scanrichtung (Scanpfad) zu nennen, da nach Studien von *Ender et al.*⁶³, *Müller et al.*¹⁴⁵, *Latham et al.*¹²⁰ und *Oh et al.*¹⁵² verschiedene Scanpfade zu unterschiedlichen Genauigkeiten führen, was sich mit hoher Wahrscheinlichkeit auf die addierten Fehler zurückführen lässt.

Eigene Arbeiten

Einflussfaktoren von Fertigungstoleranzen intraoraler Scanbodies

Wenngleich die Nutzung von digitalen Systemen bei der Herstellung von Zahnersatz zur Reduktion möglicher Fehler der konventionellen Verfahrenskette führen sollte (Schrumpfung des Abformmaterials oder Gipsexpansion), kann es bei digitalen Systemen und Prozessketten ebenfalls zu Fehlern kommen.¹²⁵ Zahlreiche Studien zeigen, dass verschiedene Faktoren die Genauigkeit von intraoralen Scans beeinflussen können. Der intraorale Scanner (IOS) selbst, der Scanpfad^{63, 145}, die Softwareversion⁶⁶, eine fehlende Kalibrierung¹⁷⁰ und die Anwender¹⁸², wurden als mögliche einflussnehmende Größen identifiziert. Trotz der unmittelbar notwendigen Verwendung von intraoralen Scanbodies für digitale Abformungen, lagen bisher nur wenige Untersuchungen auf diesem Gebiet vor.^{139, 199, 201} Darüber hinaus konnten innerhalb einer Literaturrecherche keine Studien in Bezug auf Fertigungstoleranzen gefunden werden.

Daher war es das Ziel der **Publikation 2**, den Einfluss der Fertigungstoleranzen von unterschiedlichen intraoralen Scanbodies zu bestimmen.

Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede sowohl für die Längen- und Durchmesserabweichung, als auch für die Winkel zwischen dem Sechseck und der ISB-Struktur zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Herstellern. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 2 sind in den Abbildungen 3.7 und 3.8 dargestellt.

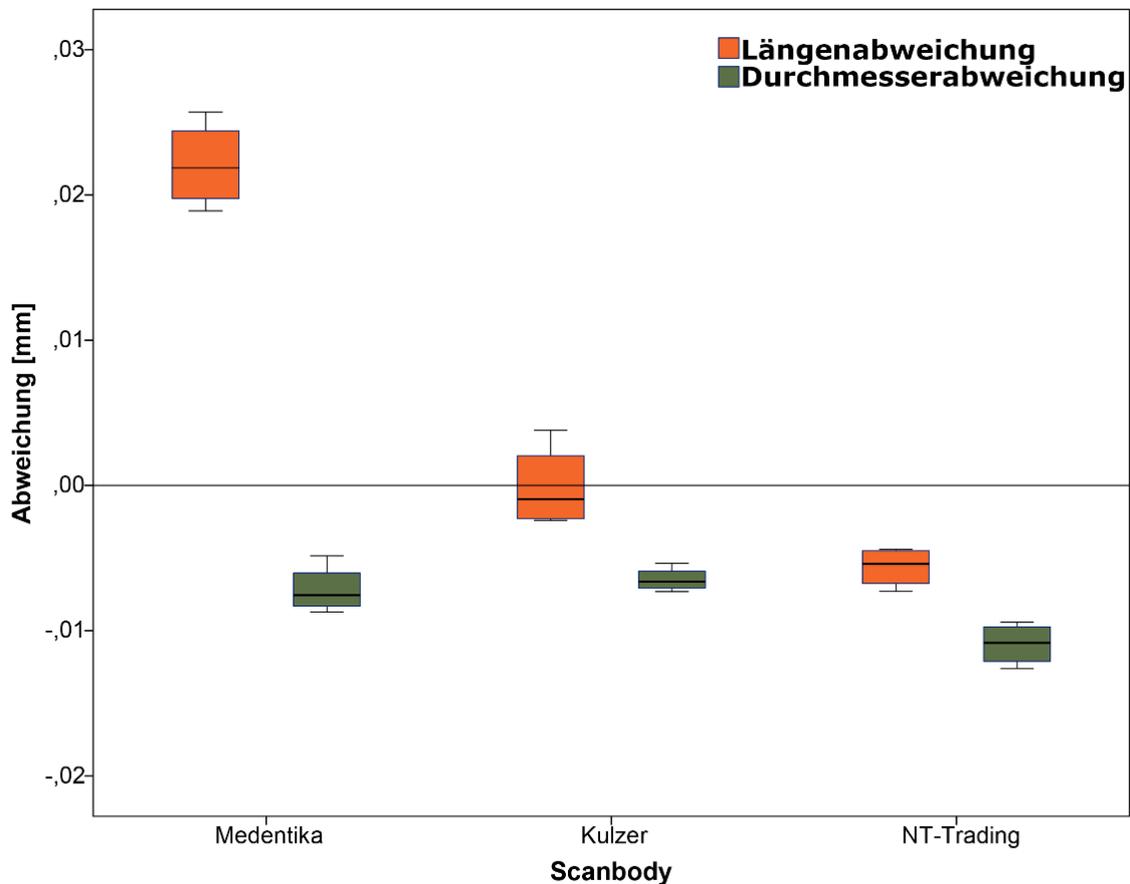


Abbildung 3.7 Ergebnisse für die Längen- und Durchmesserabweichungen der Scanbodies in Boxplots.

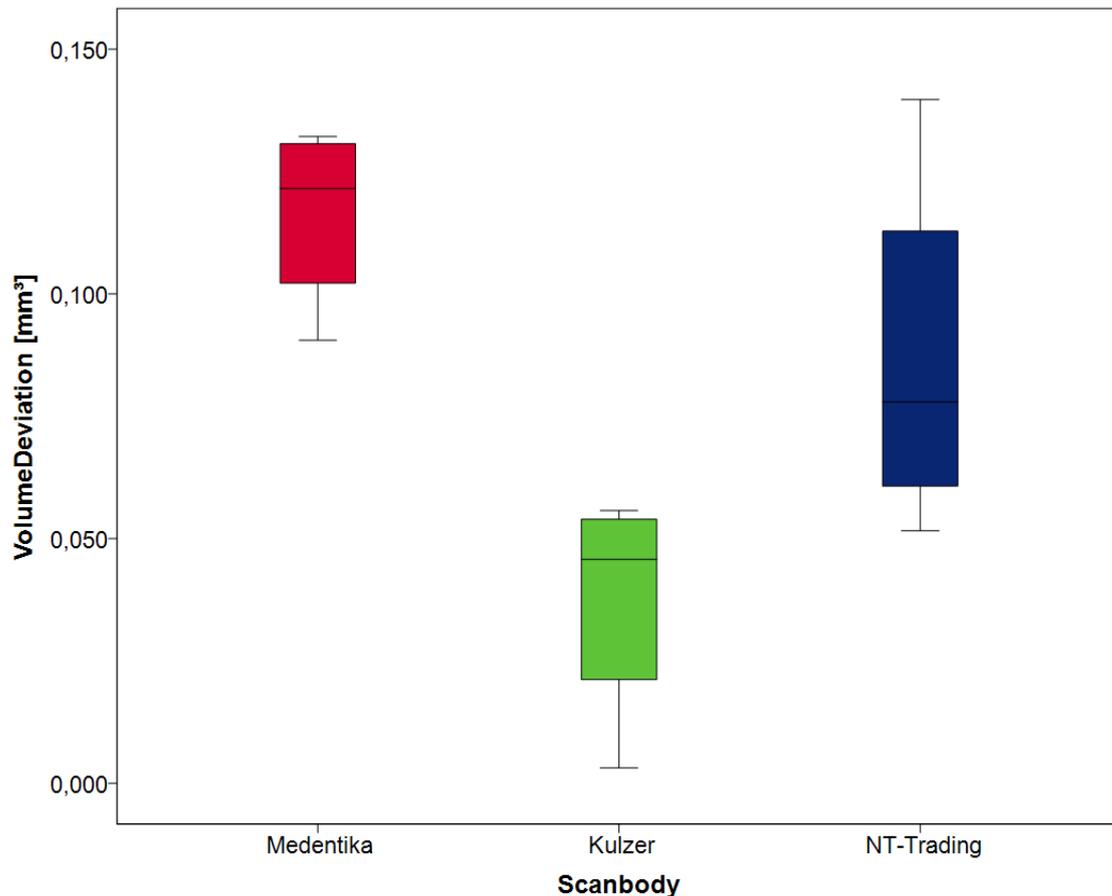


Abbildung 3.8 Ergebnisse für die Volumenabweichungen der Scanbodies in Boxplots.

Diskussion

Die Ergebnisse zeigten, dass signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Herstellern der ISBs in Bezug auf die Fertigungstoleranzen vorlagen. Da die in der Software der verschiedenen Scanner verwendeten Algorithmen jedoch nicht bekannt sind, ist es möglich, dass die Software in der Lage ist, die analysierten Ungenauigkeiten zu reduzieren und zu kompensieren. Dies könnte als eine Limitation der Untersuchung eingestuft werden, ebenso wie die vergleichsweise geringe Anzahl von Proben aufgrund der extrem langwierigen und kostenintensiven Computertomographie. Zum einen stellt jedoch die verwendete Vermessungsmethode mithilfe der Computertomografie derzeit die präziseste dreidimensionale Messtechnik dar, zum anderen ist gerade bei hohen Stückzahlen der Scanbodies davon auszugehen, dass das Ergebnis der Untersuchung ein repräsentatives Ergebnis darstellt.

Während *Mizumoto et al.*¹³⁹ ISBs im Hinblick auf die Rolle im digitalen Workflow untersuchten, bewerteten *Stimmelmayer et al.*¹⁹⁹ die Reproduzierbarkeit der Verschraubungsposition des ISB zwischen dem Implantat und dem Laboranalog und konnten zeigen, dass es signifikante Unterschiede in der Genauigkeit zwischen beiden Testgruppen gab.

Zusätzlich zu den möglichen Ungenauigkeiten der ISBs können weitere Faktoren die Genauigkeit des finalen Zahnersatzes beeinflussen. Wie bereits in Publikation 1 gezeigt werden konnte, können die Implantatposition und deren Angulation einen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit und damit die endgültige Passung einer Restauration haben.

Die in der Publikation 2 innerhalb der Ergebnisse erzielte Richtigkeit und Präzision des Implantattransfers ist mit den von mehreren anderen Autoren berichteten Daten vergleichbar.^{15, 136, 142} Diese Untersuchungen analysierten jedoch nicht den spezifischen Einfluss der ISB-Einzeldimensionen, sondern berichteten vielmehr über Gesamtabweichungen.

Zusammengefasst sind die durch dreidimensionale ISB-Fertigungstoleranzen verursachten möglichen Ungenauigkeiten höher als die berichtete Eigenbeweglichkeit von Sofortimplantaten.²⁸

Wenngleich zwei der untersuchten ISBs eine ausgezeichnete Genauigkeit in Bezug auf die Fertigungstoleranzen hinsichtlich ihrer Breite und Länge aufwiesen, sollte bei der Herstellung ebenfalls auf eine mögliche Winkelabweichung an der Übertragungsstelle geachtet werden, welche nach derzeitigem Wissen bei keinem angebotenen ISBs durch den Hersteller berichtet wird.

Zusammenfassend zeigen die analysierten Daten, dass Fertigungstoleranzen von ISBs das Potenzial haben, die zu berücksichtigende Übertragungsgenauigkeit der Implantatposition von der aufgezeichneten intraoralen Position auf das digitale Modell entscheidend zu beeinflussen.

Daraus ergab sich die Fragestellung, inwiefern sich vorliegende Fertigungstoleranzen oder Aufbauformen der unterschiedlichen Scanbodies einen Einfluss auf Ganzkieferscans

haben können. Die Frage nach einem möglichen Einfluss unterschiedlicher Scanbodies auf digitale Implantatabformungen im ganzen Kiefer wurde in **Publikation 3** untersucht. Durch die Mikro-CT Vermessungen aus der Publikation 2 konnte innerhalb der Publikation 3 ein möglicher Einfluss der unterschiedlichen Scanbodies auf digitale und konventionelle Abformungen untersucht werden. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 3 sind in Abbildung 3.9 dargestellt.

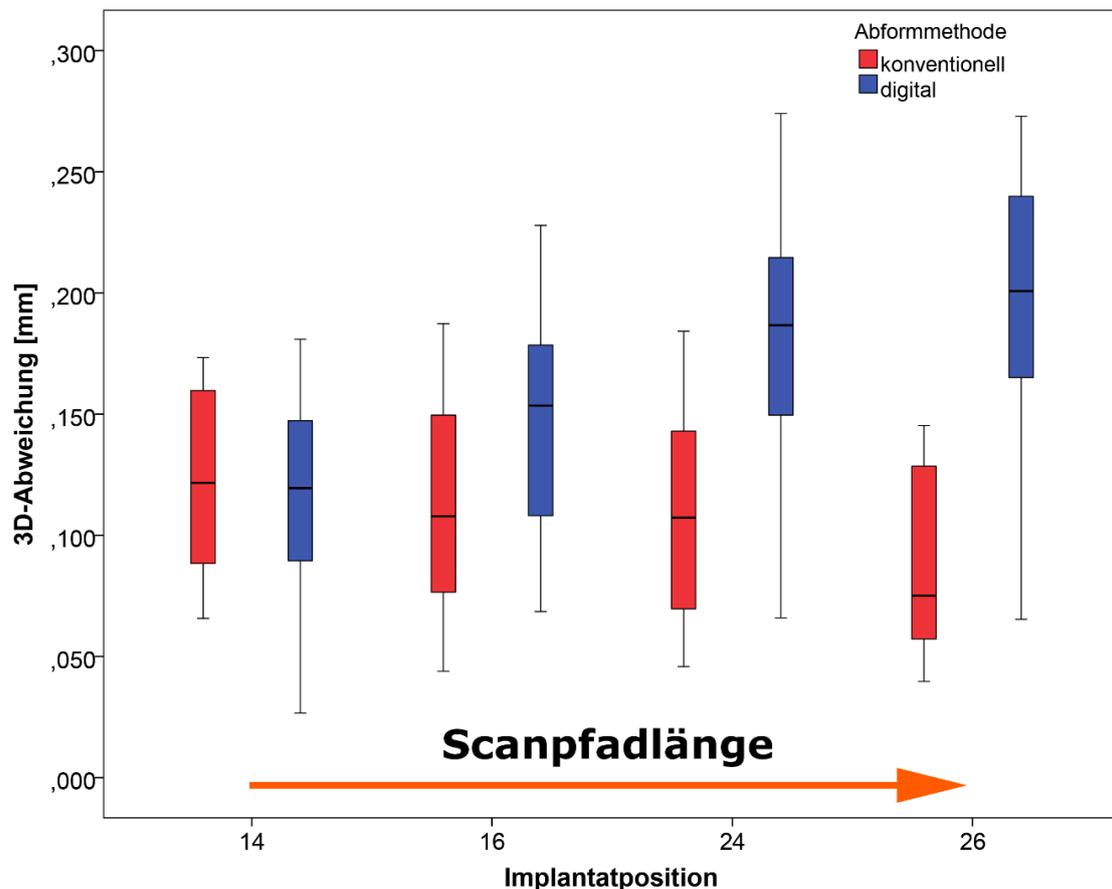


Abbildung 3.9 Ergebnisse konventionellen und digitalen Abformungen in Summe. Die Zunahme der Abweichungen der digitalen Abformungen mit steigender Scanfadlänge ist deutlich erkennbar (orangefarbener Pfeil).

Es zeigte sich, dass die Werte der Übertragungsgenauigkeit für die digitalen Abformungen innerhalb eines Quadranten ähnlich wie die Werte der konventionellen Abformungen waren. Darüber hinaus fiel auf, dass die Abweichungen bei den digitalen Abformungen umso größer waren, je länger der Scanfad ist. Es gab signifikante Unterschiede für die

Richtigkeit innerhalb der verschiedenen Implantatpositionen. Im Gegensatz dazu zeigte die konventionelle Abformung konstante Abweichungen über den gesamten Kiefer hinweg. Ebenso sind die zunehmenden Abweichungen deutlich erkennbar, je länger der Scanpfad, desto höher die Abweichungen. In Bezug auf die Präzision konnten keine signifikanten Unterschiede gefunden werden, die Nullhypothese musste daher verworfen werden.

Diskussion

Im Vergleich zu zahlreichen anderen Studien wurde in der Publikation 3 erstmals drei unterschiedliche ISBs untersucht. Andere Untersucher nutzten nur einen ISB, wodurch ein möglicher Einfluss unterschiedlicher ISBs nicht berücksichtigt werden konnte.^{71, 129} Soweit bekannt, gibt es nur eine weitere Untersuchung, in der verschiedene ISBs in Kombination mit einem intraoralen Scanner in einem einzigen Modellaufbau untersucht worden sind.¹⁴⁰ Bei der Untersuchung eines Laborscanners wurden in einer weiteren Studie zwei ISBs in Bezug auf die Genauigkeit bei der Digitalisierung des Modells untersucht.⁶⁸

Die Ergebnisse der Publikation 3 zeigen, dass die Implantatposition keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit der konventionellen Abformung hatte. Dieses Ergebnis lässt sich ähnlich zu Ergebnissen vorangegangener Studien anderer Untersucher einordnen.^{16,}

119

Für die tägliche klinische Arbeit ist ähnlich zur Publikation 2 zu beachten, dass die Daten aus einem IOS nicht direkt verwendet, sondern zunächst mit einer Modellierungssoftware zu einem digitalen Modell verarbeitet werden. Dabei können - abhängig von den in der Software implementierten Algorithmen - Fehler, die sich aus den verschiedenen Scankörpern ergeben, während des Überlagerungsprozesses der CAD-Daten vom Scankörper (aus der Softwarebibliothek des Herstellers) zum STL-Datensatz vom Scanner reduziert werden. In der klinischen Realität kann dadurch der resultierende Fehler kleiner sein, wie die Ergebnisse der Publikation 3 sowie die von *Mizumoto et al.*¹⁴⁰ vermuten lassen.

Im Hinblick auf die digitalen Abformungen ergaben sich jedoch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Positionen der Implantate. Es war deutlich zu erkennen, dass die Ungenauigkeiten mit fortschreitendem Verlauf des Scanpfades zunahmen. Es

wird daher vermutet, dass die kontinuierliche Zunahme der Ungenauigkeiten mit der Addition von Fehlern aus der fehlerbehafteten Überlagerung der einzeln aufgenommenen Bildern des Scanners zusammenhängt. Diese Ergebnisse stimmen mit früheren Studien überein.^{69, 209} Die Ergebnisse stehen jedoch im Gegensatz zu einer Untersuchung von *Amin et al.*¹⁶, bei welcher keine Zunahme der Fehler mit dem Fortschreiten des Scan-Pfades beobachtet werden konnte. Dieser Unterschied könnte jedoch auf den Berechnungsprozess des verwendeten *Best fit*-Algorithmus zurückzuführen sein, der in der Untersuchung von *Amin et al.* verwendet wurde.

Vor dem Hintergrund, dass anderen Untersuchungen häufig einen *Best-fit* Algorithmus zur Auswertung nutzten, die Abweichungen innerhalb der Publikation 3 jedoch mit einem Referenzwürfel ausgewertet worden sind, ergab sich die Untersuchung der **Publikation 4**.

Wie in der Literaturübersicht beschrieben stehen zur Auswertung von *in-vitro*- und *in-vivo* Studien zur Übertragungsgenauigkeit typischerweise taktile oder optische Messgeräte zur Verfügung. Damit werden Urmodelle vermessen, digitalisiert und ein Referenz-Datensatz (Soll-Datensatz) generiert.^{144, 165} Anschließend kann das Urmodell konventionell oder digital reproduziert und ein neues Modell hergestellt werden. Danach wird dieser Modell-Datensatz (Ist-Datensatz) mit dem zum Urmodell gehörenden (Soll-)Datensatz verglichen. Es ist jedoch zu beachten, dass für die Analyse der Ergebnisse von *in-vivo*- oder *in-vitro*-Studien verschiedene Mess- und Auswertungsmethoden verwendet werden.^{14, 119, 169} Die am häufigsten verwendeten Methoden sind die Messungen im euklidischen Raum (dreidimensionale Abweichungen) unter Verwendung von Vektoren (x-, y- und z-Koordinaten, koordinatenbasierte Analyse) und Überlagerungen nach einem *Best-Fit*-Algorithmus.^{2, 71, 114, 136, 142}

Innerhalb einer Literaturrecherche ergab sich jedoch, dass die Ergebnisse verschiedener Studien und Messmethoden häufig direkt miteinander verglichen worden sind. Ziel der Publikation 4 war es daher, einen möglichen Einfluss der verschiedenen Analysemethoden (koordinatenbasierte Auswertung und *Best-Fit*-Überlagerungsanalyse) zu untersu-

chen. Dafür wurde das aus Publikation 3 bekannte Urmodell verwendet, um die Abweichungen der Punkte zwischen Implantat und Scanbody (Implantat-Abutment-Schnittstellen-Punkte – IASP) zu bestimmen. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 4 sind in Abbildung 3.10 dargestellt.

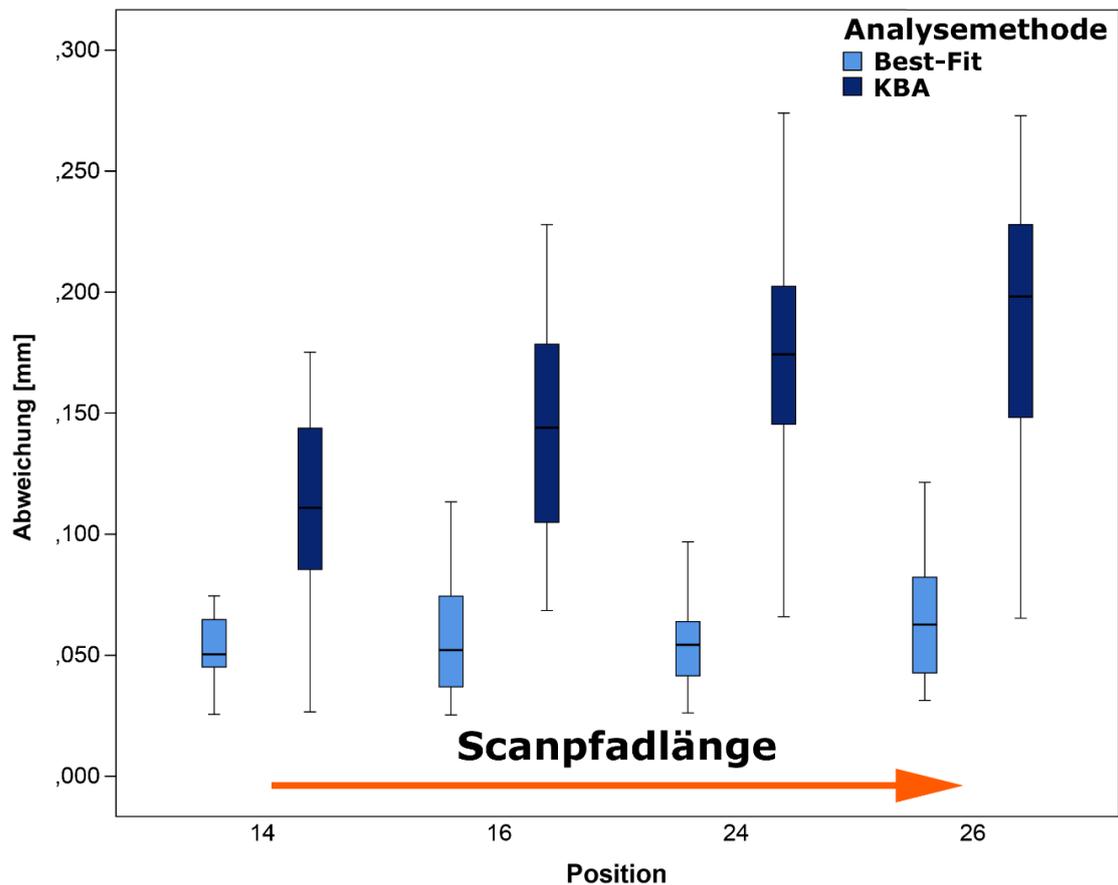


Abbildung 3.10 Ergebnisse der Analysemethoden (KBA-kordinatenbasierte Auswertung/*Best fit*-Analyse) mit den entsprechenden Implantatpositionen in Summe. Die Zunahme der Abweichungen mit steigender Scanfadlänge ist nur bei der koordinatenbasierten Auswertung erkennbar (orangefarbener Pfeil).

Die Ergebnisse der Abweichungen mithilfe der koordinatenbasierten Auswertungen, zeigten signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Implantatpositionen, ähnlich wie in Publikation 3. Im Gegensatz dazu wurde in der *Best-Fit*-Überlagerungsanalyse kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Scanbodies und den Implantatpositionen festgestellt.

Diskussion

Die Ergebnisse der koordinatenbasierten Auswertung stimmen mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen, bei denen die gleichen Analyseprinzipien verwendet worden waren, überein. Darüber hinaus konnte in der Publikation 4 beobachtet werden, dass die linearen Abweichungen hinsichtlich der Präzision mit zunehmender Länge des Scanpfades ähnlich zu Publikation 3 zunahmen (14 -> 16 -> 24 -> 26). Diese Ergebnisse sind mit Untersuchungen von *Gimenez et al.*, *Alsharbaty et al.*, *Chew et al.*, *Fukazawa et al.*, *Alikhasi et al.* und *Rech-Ortega et al.* vergleichbar.^{14, 15, 31, 72, 80, 169} Auffällig dabei ist, dass die in den Untersuchungen beobachteten Ergebnisse im dreistelligen Mikrometerbereich von 103⁷² bis 188¹⁴ µm lagen.

Im Gegensatz zur koordinatenbasierten Auswertung wurden die Ergebnisse der *Best-Fit*-Überlagerung nicht durch die Positionen der Implantate innerhalb des Scanpfades beeinflusst. Eine frühere Studie von *Amin et al.* berichtete über ähnliche Ergebnisse in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit mit der Omnicam (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland).¹⁶ Die oben genannten Ergebnisse wurden durch eine frühere Studie von *Papaspyridakos et al.* bestätigt.¹⁵⁹ Obwohl die Werte der von *Papaspyridakos et al.* ermittelten Genauigkeiten bei etwa 20 µm lagen, ist die Präzision mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie sowie anderer Studien von *Lin et al.*, *Ender et al.*, *Flügge et al.*, *Renne et al.*, *Menini et al.* und *Moura et al.* vergleichbar.^{65, 60, 69, 123, 136, 142, 172}

Bemerkenswert ist, dass die mithilfe der *Best-Fit*-Analyse festgestellten Abweichungen in der Regel im zweistelligen Mikrometerbereich von 12¹³⁶ bis 68¹²³ µm liegen und damit deutlich geringer sind, als die Abweichungen bei der dreidimensionalen Auswertungsmethode.

Insgesamt zeigte der Vergleich zwischen den beiden Analysemethoden, dass die koordinatenbasierte Auswertung im Vergleich zur *Best-Fit*-Überlagerungsmethode zu Ergebnissen mit scheinbar deutlich größeren numerischen Ungenauigkeiten führte. Diese Tatsache ist beim Vergleich verschiedener Untersuchungen mit unterschiedlichen, in der bisherigen Literatur beschriebenen Analysemethoden, von besonderer Bedeutung.

Aufgrund des Fehlens einer Standard-Referenzmethode ist die häufige Verwendung der *Best-Fit*-Analysemethode ein zu erwartendes praktisches Vorgehen. Obwohl diese Methode die Fehler aus wissenschaftlicher Sicht tarnen kann, ist es dadurch möglich, dass klinische Szenario besser zu simulieren.

Dennoch ist für wissenschaftliche Zwecke, insbesondere für die Evaluation von Scansystemen oder deren Weiterentwicklung, die Bestimmung der exakten euklidischen Abweichung mithilfe der koordinatenbasierten Auswertung von großer Bedeutung. Daher sind die beiden in der Publikation 4 analysierten Methoden in ihrer Existenz gerechtfertigt und eine generelle Aussage über die Überlegenheit oder Eignung einer bestimmten Methode nicht möglich.

Allerdings konnten lediglich mithilfe der koordinatenbasierten Auswertung signifikante Unterschiede zwischen den Implantatpositionen in Bezug auf alle beteiligten ISBs gezeigt werden. Diese Ergebnisse wurden bei der *Best-Fit*-Analysemethode nicht beobachtet. Daher ist es offensichtlich, dass die Ergebnisse mit der *Best-Fit*-Methode "verschönert" wurden und dass die Abweichungen dadurch geringer wirkten. Dies ist im Hinblick auf eine mögliche Aussage über das Messsystem (in diesem Fall die IOS) besonders wichtig. Während bei der koordinatenbasierten Auswertung eine Zunahme der Ungenauigkeit mit der Zunahme des Scanpfades deutlicher sichtbar wird, ist dies bei der *Best-Fit*-Analyse nicht der Fall. Dies kann zu fehlerhaften Schlussfolgerungen bezüglich des Messsystems führen.

Nichtsdestotrotz zeigt die Publikation 4, dass eine klare Referenz und Beschreibung der für die Analyse digitaler Daten verwendeten Methodik im Hinblick auf die Frage der Genauigkeit unerlässlich ist. Nur diejenigen Studien, welche mit der gleichen Analyse-methode ausgewertet wurden, können direkten miteinander verglichen werden.

In einer Literaturrecherche konnte als klarer Nachteil der bisherigen Studien zur Übertragungsgenauigkeit vor allem die fehlende Referenzstruktur erkannt werden. In den Publikationen 1, 3 und 4 wurden Referenzstrukturen verwendet, vor allem das Ergebnis der Publikation 4 zeigte mögliche signifikante Unterschiede in den Ergebnissen, wenn die Analyse-methode ohne die Verwendung einer Referenzstruktur erfolgt. Dabei waren die

Untersuchungen in den Publikationen *in-vitro* Aufbauten, dabei ist die Referenzstruktur im Verhältnis zum *in-vivo* Versuch einfacher zu generieren. Dabei ist es möglich, Referenzstrukturen (Regelgeometrien wie Würfel, Zylinder oder Kugeln) in das Urmodell einzubringen und das gesamte Modell im Anschluss durch Computertomografie, taktile oder optische Messverfahren zu vermessen.

Zur besseren Veranschaulichung der Notwendigkeit einer externen Referenzstruktur wird im Folgenden dargestellt:

Innerhalb eines Urmodells wird der Abstand zwischen zwei Punkten bestimmt. Dieser sei mit 44 mm gegeben (Abbildung 3.11).

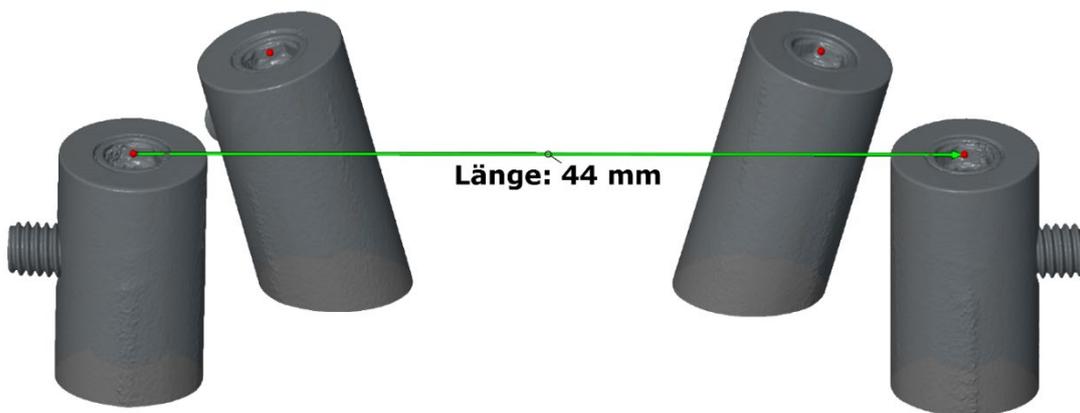


Abbildung 3.11 Beispielhafte Darstellung der Vermessung von zwei Punkten ohne Referenz. Der Abstand beträgt 44 mm.

Im Anschluss wird dieses Modell digital abgeformt und der Abstand der erhaltenen digitalen Abformung erneut bestimmt. Numerisch kommt dabei zufälligerweise das gleiche Ergebnis von 44 mm heraus, die Punkte haben Ihre Position jedoch stark verändert (Abbildung 3.12).

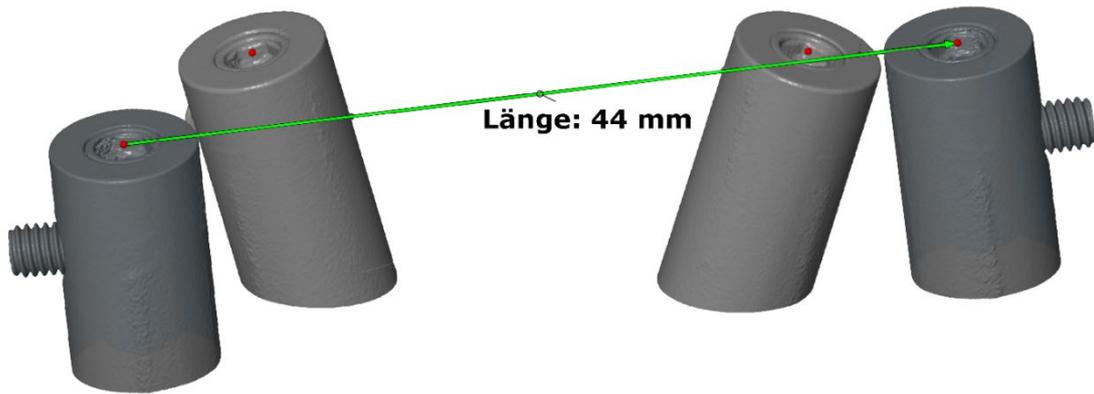


Abbildung 3.12 Beispielhafte Darstellung der Vermessung von zwei Punkten ohne Referenz. Der Abstand beträgt trotz deutlicher Änderung der Position nach wie vor 44 mm.

Nun könnte fälschlicherweise der Schluss gezogen werden, dass die digitale Abformung des Modells völlig fehlerfrei stattfand. Dies ist jedoch nicht der Fall, wird aber erst bei näherer Betrachtungsweise durch den Einsatz einer Referenzstruktur deutlich (Abbildung 3.13).

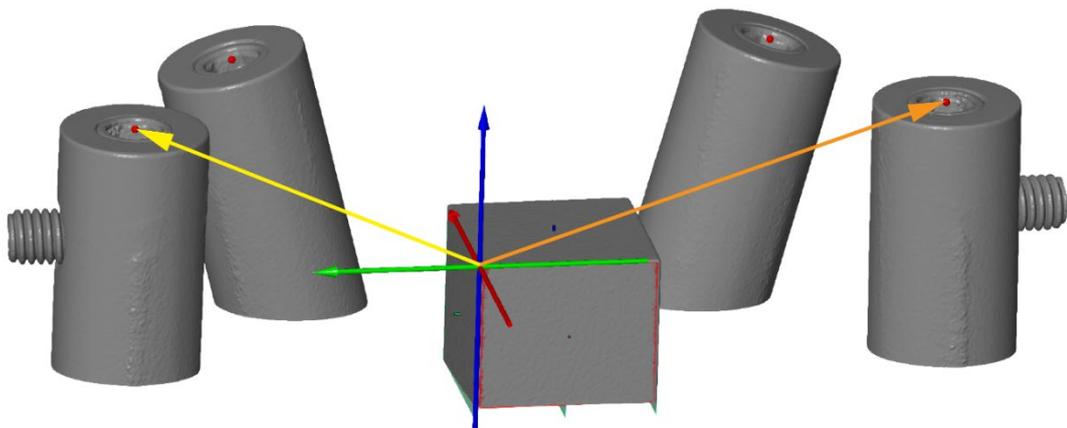


Abbildung 3.13 Durch den Einsatz einer Referenzstruktur sowie der Definition eines Ursprungspunktes an der Referenz kann die dreidimensionale Lage der Punkte (Soll-Punkte) im Raum bestimmt werden (gelber und orangefarbener Pfeil).

Durch die Anwendung der Referenzstruktur ist es möglich, die dreidimensionale Lage der ursprünglichen Punkte (Soll-Punkte) zum Ursprung der Referenz zu bestimmen. Bei der Auswertung der digitalen Abformung des Urmodells ist danach die Bestimmung der

neuen Punkte (Ist-Punkte) in der Abformung möglich. Dadurch können die Abweichungen zwischen Soll-Punkten und Ist-Punkten bestimmt werden (Bestimmung der Vektoren; Abbildung 3.14).

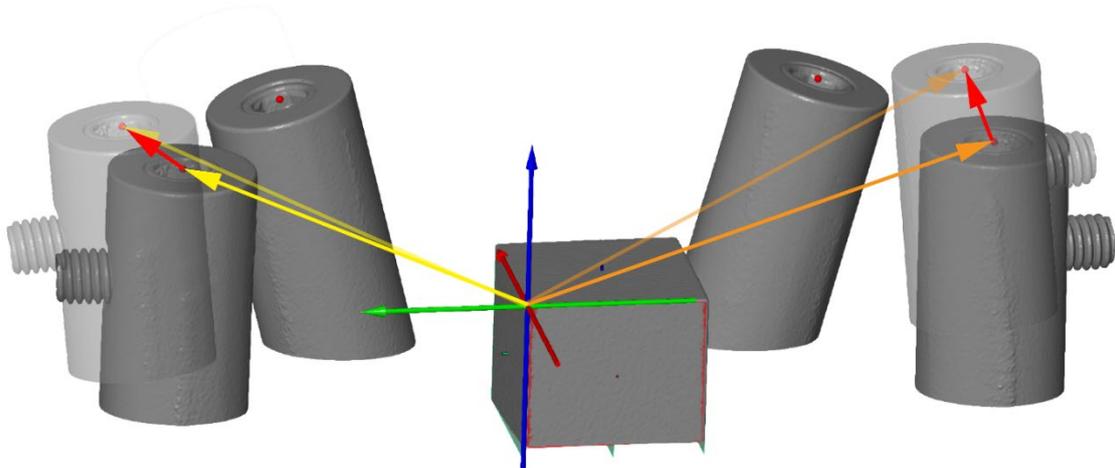


Abbildung 3.14 Da die ursprüngliche Lage der Punkte zur Referenzstruktur bekannt sind (gelber und orangefarbener Pfeil), können die Abweichungen der Ursprungspunkte (Soll-Punkte) zu den Punkten der Abformung (Ist-Punkte) mithilfe von Vektoren bestimmt werden (rote Pfeile).

Durch die beispielhafte Veranschaulichung wird deutlich sichtbar, dass der Abstand der beiden Punkte zueinander zwar numerisch identisch war (44 mm), sich die Lage der Punkte im Raum im Vergleich zum Urmodell jedoch verändert haben. Die Abformung fand folglich nicht fehlerfrei statt.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, ist im Gegensatz zum *in-vitro* Modell ist das Einbringen von Referenzstrukturen im *in-vivo*-Versuchsaufbau nur erschwert möglich. Selbst beim Einbringen von definierten Normstrukturen in die Mundhöhle des Patienten, müssen diese bei einer Abformung mit auf das Modell übertragen werden. Daraus ergibt sich das Problem, dass die Position der Referenzstruktur entscheidend für die Ergebnisse der Übertragungsgenauigkeit ist. Denn leider ist es bis zum heutigen Tag nicht möglich, die intraorale Situation vollkommen fehlerfrei auf ein extraorales Modell zu übertragen.^{110, 119}

Innerhalb der Literatur gab es daher verschiedene Ansätze, Referenzstrukturen in die intraorale Situation zu einzubringen und diese zu übertragen. Grundlegend sind bis heute drei verschiedene Möglichkeiten bekannt, die intraorale Situation mit einer definierten

Genauigkeit zu übertragen. *Nedelcu et al.* nutzten einen Laborscanner, um die intraorale Situation abzuformen.¹⁵⁰ Auch wenn die Ergebnisse der Untersuchung eine sehr hohe Übertragungsgenauigkeit zeigen, ist die Limitation durch die oralen Strukturen gegeben. Die Übertragung ist lediglich bis zum Prämolarenbereich möglich, überdies können nur die vestibulären Anteile der Zähne abgebildet werden.

Güth et al. und Keul^{86, 110} nutzten einen zuvor vermessenen Metallsteg, welcher im Molarenbereich eingebracht wurde und im Anschluss durch einen Intraoralscanner vermessen worden ist. Dadurch konnten die Abweichungen, welche sich innerhalb der Übertragung aus der Mundhöhle ergaben, zurückgerechnet werden.

Innerhalb einer vorangegangenen Untersuchung von *Kuhr et al.* konnte eine Übertragungsplatte etabliert werden, wodurch es erstmal möglich war, die intraorale Situation mit einem definierten Fehler von unter 15 µm zu übertragen.¹¹⁹ Dabei werden vier Kugeln reversibel auf die Zahnreihe aufgebracht und digital oder konventionell abgeformt.

Die genannten Methoden waren jedoch auf die Untersuchung natürlicher Zähne limitiert. Bis zum heutigen Zeitpunkt gab es keinerlei Möglichkeit, die intraorale Position von Implantaten mithilfe einer Referenzstruktur definierter Genauigkeit zu übertragen. Aus diesem Grund ergab sich die Notwendigkeit eine Methodik zu etablieren, mit welcher es möglich war, intraorale Implantatpositionen aus der Mundhöhle mit einer definierten Genauigkeit zu übertragen.

Eigene Arbeiten

Im direkten Zusammenhang mit der Übertragungsgenauigkeit von Implantatabformungen steht der passive Sitz, die Passgenauigkeit der finalen Restauration. Daher ist wie bereits erwähnt die exakte dreidimensionale Übertragung der intraoralen Implantatposition auf das Modellmodell unerlässlich.^{2, 105} Dies ist klinisch jedoch häufig eine Herausforderung, da Implantate im Gegensatz zu natürlichen Zähnen eine Eigenbeweglichkeit von nur 8- 15 µm aufweisen²⁸, welche mit fortschreitender Osseointegration abnimmt.^{222, 221} Daher muss die Übertragungsgenauigkeit der Implantatpositionen so genau wie möglich sein, damit die verbleibenden Diskrepanzen durch Summierung der Elastizität des Knochens zwischen den Implantaten, der Restbeweglichkeit der Implantate sowie der Fertigungstoleranzen der Abutments ausgeglichen werden können.^{44, 133}

Wie bereits in Publikation 1 untersucht, kann es bei der konventionellen Abformung von geneigten Implantaten zusätzlich zu einer Stauchung des Abformmaterials kommen, welche zu einer dreidimensionalen Verschiebung der Implantatposition auf das Modell führen kann. Daher sind im klinischen Alltag derzeit intraoral verklebte Tertiärstrukturen erforderlich, um die unweigerlich auftretenden dreidimensionalen Übertragungsfehler auszugleichen und einen spannungsfreien, passiven Sitz der implantatgetragenen prothetischen Versorgung zu erreichen.²¹⁸

Im Vergleich dazu sollten die digitalen Abformungen einen entscheidenden Vorteil gegenüber den konventionellen Abformmethoden haben, da die beschriebenen Einschränkungen zu möglichen konventionellen prozessbedingten Fehler wegfallen. Dennoch kann es auch, wie bereits in Publikation 3 beschrieben, zu *matching*- oder *stitching*-Fehlern bei der Zusammensetzung der dreidimensionalen Scandatensätze kommen.^{86, 110, 160}

Bei näherer Betrachtung beschränken sich jedoch fast alle Untersuchungen, die sich mit dem Problem der Übertragungsgenauigkeit befassen, auf modellbasierte *in vitro*-Aufbauten. Es konnte keine einzige Methode oder klinische Studie identifiziert werden, die eine mögliche Methode zur Beurteilung der Implantatpositionen direkt im Mund des Patienten beschreibt und einen Vergleich mit einem konventionellen oder digitalen Modell ermöglicht, das entweder aus einer konventionellen Abformung oder einem intraoralen Scan resultiert. Daher war Ziel der **Publikation 5**, eine dreidimensionale Methode auf der Grundlage eines individuell angefertigten Übertragungsschlüssels zur präzisen Beurteilung der dreidimensionalen Interimplantatdimensionen (InID) bei Patienten zu entwickeln. Die neu etablierte Methode wurde dafür zunächst in einem *in-vitro*-Aufbau untersucht, um patientenbezogene Einflussfaktoren (Speichel, Bewegungen des Patienten) zu vermeiden^{70, 93, 168, 232}. Im Anschluss wurde die entwickelte Methodik als *proof of principle* an drei Patienten als Pilotstudie angewandt.

Nach Vermessung des Referenzschlüssels, der konventionellen und digitalen Modelle war es möglich, die Abweichungen der InID zwischen Urmodell, dem Referenzschlüssel sowie der konventionellen und digitalen Abformung zu vergleichen. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 5 sind in Abbildung 3.15 dargestellt.

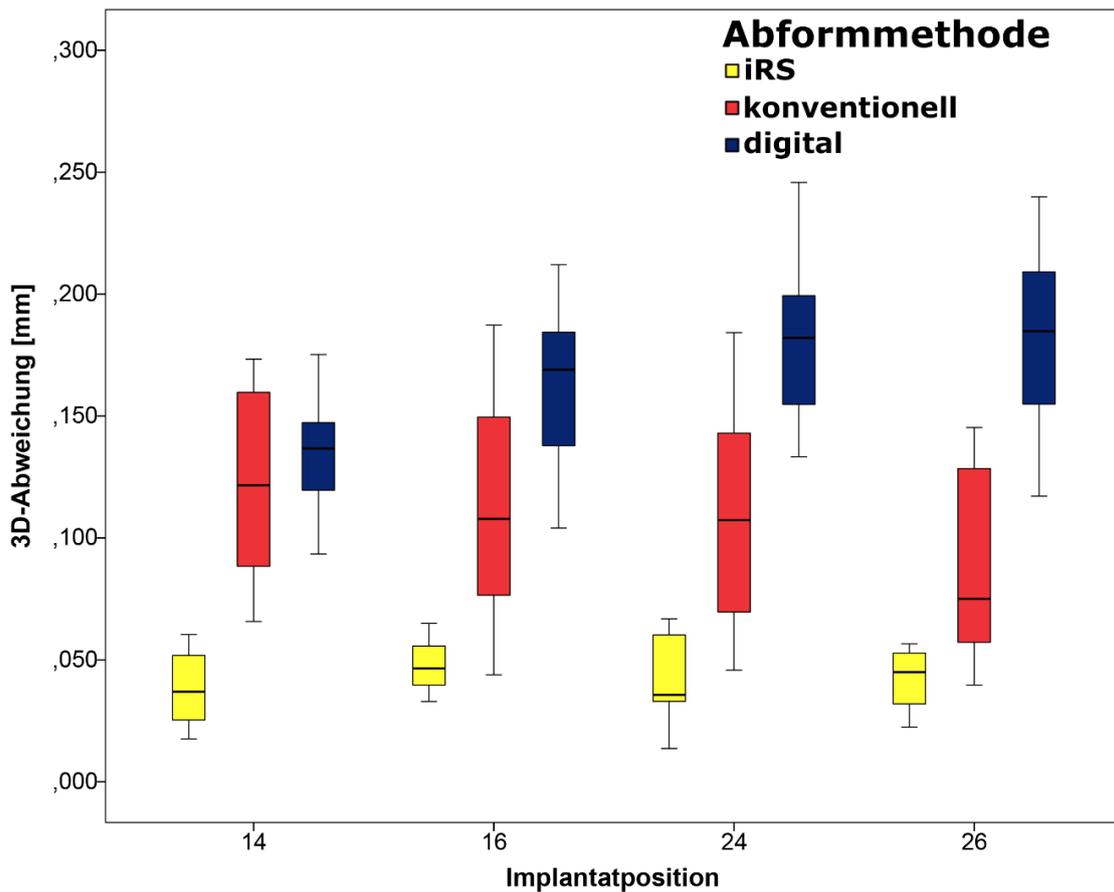


Abbildung 3.15 Ergebnisse der Abweichungen des individuellen Referenzschlüssels (iRS) sowie der konventionellen und digitalen Abformung für die einzelnen Implantatpositionen in Summe

Als Ergebnis zeigte sich, dass mithilfe des Referenzschlüssels eine deutlich höhere Übertragungsgenauigkeit als mit bisherigen konventionellen und digitalen Abformungen erreicht werden konnte.

Im *in-vivo*-Teil der Publikation 5 konnte die Anwendung der neu entwickelten Messmethodik an drei Patienten als Pilotstudie untersucht werden. Dabei zeigte sich, dass das neu entwickelte Verfahren auch am Patienten sehr gut zur Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit eignet.

Da sich die Anwendung der entwickelten Messmethodik mithilfe des Referenzschlüssels aus Publikation 5 als valide klinische Methode bestätigte, wurde innerhalb der **Publikation 6** die Anwendung an einer größeren Zahl von Probanden untersucht. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 6 sind in Abbildung 3.16 dargestellt.

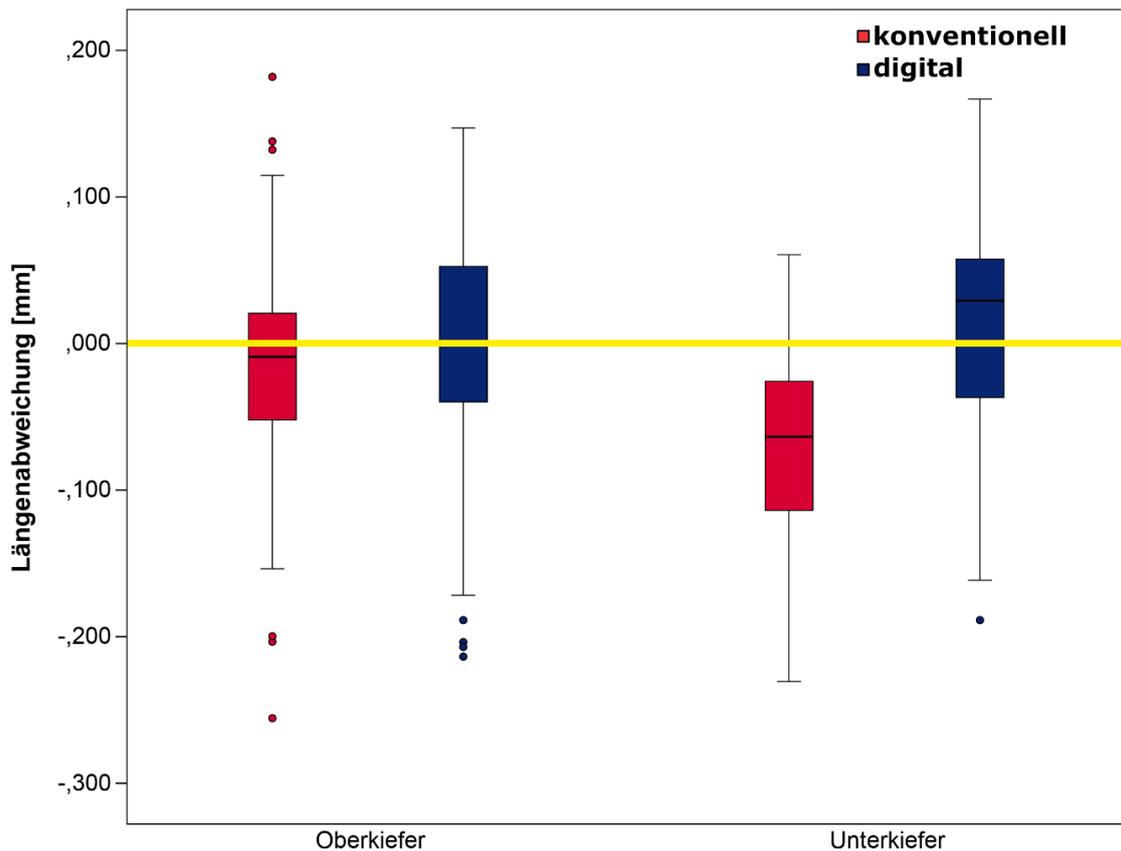


Abbildung 3.16 Ergebnisse der Längenabweichungen der konventionellen und digitalen Abformungen im Ober- und Unterkiefer. Die gelbe Nulllinie symbolisiert die individuellen Referenzschlüssel (iRS).

Die Ergebnisse zeigten, dass sich in Bezug auf die Abweichung der IASP keine signifikanten Unterschiede zwischen den konventionellen und digitalen Abformtechniken im Oberkiefer ergaben. Ebenfalls lagen keine signifikanten Unterschiede zwischen den konventionellen Abformungen im Ober- und Unterkiefer vor.

Es traten hingegen signifikante Unterschiede zwischen den konventionellen und digitalen Abformtechniken im Unterkiefer sowie zwischen den digitalen Abformungen im Ober- und Unterkiefer auf ($p < 0,05$).

Diskussion

Derzeit liegen nur wenige klinische Studien vor, welche sich mit der Genauigkeit von Implantatabformungen des vollständigen Zahnbogens bei Patienten befassen.^{15, 17} Bei keiner der derzeit vorhandenen Untersuchungen wurde eine Referenzstruktur genutzt. Nur dadurch ist es jedoch möglich, eine Aussage über die Genauigkeit der Übertragung der intraoralen Situation zu treffen. Das Ziel der Publikation 5 war es daher, zunächst eine geeignete Methodik zu entwickeln und diese im Anschluss innerhalb der Publikation 6 an einer größeren Zahl an Probanden klinisch zu untersuchen. Daher wurde das Design sowie das Urmodell im *in-vitro*-Teil der Publikation 5 so gewählt, dass die klinische Situation mit einem teilbezahnten Kiefer und geneigten Implantaten realitätsnah widergespiegelt werden konnte.

Die Verwendung der individuellen Referenzschlüssel ermöglicht einen direkten Vergleich unterschiedlicher Abformverfahren. Dies bestätigen auch *Keul und Güth* in ihrer Untersuchung.¹¹⁰ Durch diese Methode, in Kombination mit der hohen Messgenauigkeit der Koordinatenmessmaschine, war es möglich, die dreidimensionale Position der Implantate mit einer Genauigkeit von 99,97 % zu erfassen. Obwohl der mittlere absolute Fehler circa 10 µm beträgt, kann die Methode als ein geeignetes Instrument zur Beurteilung der Implantatposition bei Patienten in einem klinischen Umfeld angesehen werden.

Insgesamt ist die mittlere Unsicherheit im Vergleich zu anderen Messtechniken extrem gering, was einen klaren Vorteil der vorgestellten Messmethodik darstellt.^{20, 115} Im Vergleich dazu wäre bei der Anwendung der Digitalen Volumentomographie (DVT) eine erzielbare Genauigkeit im Mittel von nur circa 140 µm möglich.¹¹⁶ Letztere Technik ermöglicht jedoch eine Beurteilung der räumlichen Orientierung der Implantate im Vergleich zu den anderen oralen Strukturen wie restlichen Zähnen, was eine Limitation der Methodik darstellt. Demgegenüber stehen die unverhältnismäßig hohe Strahlenbelastung für den Patienten sowie die hohen Anschaffungskosten eines DVTs. Die Verwendung von anderen optischen Scanverfahren wie Laborscannern wäre zwar durch eine höhere erzielbare Genauigkeit von 7 µm wünschenswert, diese sind jedoch für die intraorale Anwendung nicht geeignet. Auch die Verwendung der konventionellen oder digitalen Methode zur Bestimmung der Implantatposition zeigt deutlich ungenauere Abformgenauigkeiten, was durch Publikation 5 und 6 gezeigt werden konnte. Dies wird ebenfalls durch andere Untersuchungen bestätigt.^{65, 80, 129, 136, 172}

Prinzipiell ist ein Vergleich der Ergebnisse der Publikation 5 und 6 mit anderen Studien nur schwer möglich, da es derzeit keine klinischen Studien gibt, bei welcher eine externe Referenz verwendet worden ist. Nichtsdestotrotz sind die Ergebnisse der verfügbaren Daten bezüglich der konventionellen Abformung mit denen anderer Untersuchungen vergleichbar, bei welchen ebenfalls Abweichungen von etwa 11 μm bis 70 μm berichtet worden sind.^{20, 31, 69, 77, 97, 115, 123, 129, 136, 142, 169, 174, 183}

Im Gegensatz dazu zeigten Untersuchungen von *Alshabarty et al.*¹⁵, *Amin et al.*¹⁶ und - in einem gemessenen Abstand - *Rech-Ortega et al.*¹⁶⁹ deutlich höhere Abweichungen von circa 160 μm für die konventionellen Implantatabformung. Im Gegensatz dazu wiesen *Ozan und Hamis*¹⁵⁴ Abweichungen von über 400 μm nach. Ein direkter Vergleich ist jedoch – wie bereits in Publikation 4 beschrieben – aufgrund der in verwendeten Referenzstruktur, des klinischen Aufbaus sowie der Berücksichtigung der Mittelpunktabweichungen der IASP im Vergleich zu den Abstandsabweichungen zwischen den einzelnen Implantaten bei den anderen Untersuchungen nur bedingt möglich.

Obwohl bei der konventionellen Abformung keine signifikanten Unterschiede zwischen Ober- und Unterkiefer vorlagen, wurde bei teilbezahnten Patienten eine Tendenz zur abnehmenden Genauigkeit beobachtet. Dies kann auf eine Kompression des Abformmaterials während des Abbindens und auf Verzerrungen infolge der Herausnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten zurückzuführen sein. Im Gegensatz dazu treten diese Kompressionen bei zahnlosen Patienten nicht auf, wodurch eine höhere Übertragungsgenauigkeit erklärt werden kann.

Hinsichtlich der Ergebnisse der digitalen Abformung zeigten *Moura et al.* im Gegensatz zu den Ergebnissen der Publikation 5 und 6 signifikant höhere Abweichungen von 30 μm bis 1900 μm .¹⁴² Dies könnte zum einen auf die Auswertung von linearen Abständen zwischen den Implantaten und zum anderen auf eine andere Auswertmethodik durch Überlagerung von Scanbodies zurückzuführen sein. In einer Studie von *Lin et al.* wurden ebenfalls höhere Abweichungen gemessen.¹²³ Dies könnte auf die älteren *Software-* oder *Hardware-*Versionen der intraoralen Scanner zurückzuführen sein.

Geringere Abweichungen für die digitalen Implantatabformungen konnten nur in wenigen Studien beobachtet werden.^{72, 129, 136, 142, 158, 159, 183} Diese Ergebnisse könnten auf die unterschiedlichen Methoden und Studiendesigns der Untersuchungen zurückzuführen

sein, wie kurze Distanzen zwischen den Implantaten und dadurch geringere mögliche *matching-* oder *stitching-*Fehler.

Die Ergebnisse für die digitalen Abformungen der Publikationen 5 und 6 sind mit den Ergebnissen zahlreicher anderer Untersuchungen vergleichbar.^{16, 31, 69, 77, 129, 142, 169, 174}

Es konnte durch die Publikationen 5 und 6 erstmals mithilfe einer externen Referenzstruktur gezeigt werden, dass die Genauigkeit der digitalen Abformung bei zahnlosen Patienten im Vergleich zu teilbezahnten Patienten abnimmt. Dies lässt sich durch die Tatsache erklären, dass es bei zahnlosen Kiefern keine Referenzstrukturen als Orientierung für den IOS gibt.

Obwohl die Unterschiede zwischen zahnlosen und teilbezahnten Patienten nicht signifikant waren, gibt es eine klare Tendenz, dass digitale Abformungen bei teilbezahnten Patienten genauere Ergebnisse zeigen. Dies lässt sich ähnlich wie Wegpunkte auf einer Karte erklären, da die IOS aufgrund der vorhandenen Zahnstrukturen während des Scans zusätzliche Strukturen erfassen und dadurch die Überlagerung der Einzelbilder genauer verarbeitet werden kann.

Innerhalb der Auswertungen der Publikationen 5 und 6 fiel jedoch auf, dass vor allem ältere Studien höhere Ungenauigkeiten in den Ergebnissen aufzeigten. Aus diesem Grund ergab sich die Frage, wie hoch die mögliche Übertragungsgenauigkeit durch aktuelle Soft- und Hardwaresysteme der Intraoralscanner ist.

Abformungen des gesamten Kieferbogens

Messtechnische Grenzen in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit des gesamten Kiefers ergeben sich vor allem bei dem Vergleich zwischen der analogen und der digitalen Abformung. Wie bereits innerhalb der Literaturübersicht beschrieben, lässt sich die Digitalisierung in eine direkte und indirekte unterteilen. Bei der direkten Digitalisierung liegen dem Intraoralscanner sowie der integrierten Verarbeitungssoftware in erster Linie keinerlei Referenzstrukturen vor, die Daten werden aufgenommen, polygonisiert und direkt erstellt, dadurch ist das Auftreten von *matching-* oder *stitching-*Fehlern erklärbar.

Im Gegensatz dazu wird bei der indirekten Digitalisierung das Modell des Patienten typischerweise auf einem Messtisch innerhalb des Laborscanners fixiert. Dieser ist drehend gelagert, durch die Änderung der Position des Messtisches kann das Modell allseitig inklusive unter-sich-gehender Strukturen erfasst werden. Ein entscheidender Vorteil gegenüber den direkt erfassenden Systemen der IOS ist dabei, dass sich der Messtisch des Laborscanners innerhalb eines dem Scanner bekannten Koordinatensystems befindet. Daraus ist es dem Laborscanner möglich, die aktuelle Position und dreidimensionale Stellung im Scanner in die Aufnahme mit einzubeziehen. Daraus folgt, dass neben den Scandaten immer auch die Position des Modells einschließlich der Abstand und damit die Fokusebene für den Laborscanner bekannt ist. Dies erklärt die typischerweise genaueren Ergebnisse bei Untersuchungen zwischen IOS und indirekten Scansystemen wie die der Laborscanner.^{70, 111, 181, 192}

Die bekannte Position innerhalb eines Koordinatensystems im Laborscanner kann mit einer Referenzstruktur verglichen werden. Ähnlich der beschriebenen fehlenden Referenzstruktur bei Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Implantaten, wie in Publikation 5 und 6 beschrieben, ist auch bei Patienten mit natürlicher Bezahnung kein Referenzsystem vorhanden. Aus diesem Grund wurde in einer vorangegangenen Studie im Jahr 2016 erstmals eine neue Methodik mithilfe eines Referenzschlüssels zur Messung von Übertragungsgenauigkeiten auf natürlichen Zähnen am Patienten etabliert. Dadurch war es erstmals möglich, reale Abweichungen bei konventionellen- und digitalen Abformmethoden unter Berücksichtigung von klinischen Bedingungen wie Patientenbewegung, Speichel und Platzmangel zu erfassen.¹¹⁹

Der dabei verwendete Referenzschlüssel bestand aus einer Metallplatte mit vier herausnehmbaren Kugeln. Dadurch, dass die Platte zunächst im Laborvermessen werden konnte, waren die genauen Abmessungen der Platte und die damit verbundenen Positionen der Kugeln bekannt. Die Kugeln wurden dann mithilfe der Positionierungsplatte im Mund des Patienten reversibel befestigt und im Anschluss digital und konventionell abgeformt. Dadurch war es möglich, eine externe Referenzstruktur in die intraorale Situation des Patienten zu integrieren und im Anschluss extraoral zu vermessen. Bis zu diesem Zeitpunkt wurden Studien zur Übertragungsgenauigkeit häufig so durchgeführt, dass

mehrere konventionelle oder digitale Abformungen beim Patienten genommen sowie vermessen wurden und diese im Anschluss überlagert worden sind.^{76, 83, 85, 112, 122}

Dadurch lässt sich jedoch lediglich eine Aussage über die mögliche Präzision des Scansystems treffen, eine Aussage über die Richtigkeit ist jedoch nicht möglich. Dies beruht darauf, dass es innerhalb der Übertragung bereits zu Fehlern gekommen sein kann. Wenn dieser Fehler immer in einer ähnlichen Streubreite auftritt, die Höhe des Fehlers – und damit die Richtigkeit – jedoch nicht bekannt ist, kann keine Aussage über die Genauigkeit des Messsystems getroffen werden.^{98, 110}

Dies ist darauf zurückzuführen, dass nicht bekannt ist, welche Dimensionen das „wahre“ Urmodell hat. Andernfalls können aus der zufallsgenerierten Annahme eines der gemessenen Modelle mit der Definition als Urmodell Fehler entstehen.

Dies lässt sich durch ein Beispiel erklären:

Ein Modell wird fünfmal vermessen, die Werte der Messungen sollen danach miteinander verglichen werden. Die Werte von vier Modellen liegen sehr nahe beieinander, das fünfte Modell stellt einen Ausreißer dar. Wenn zufällig das fünfte Modell als Urmodell zum Vergleich der anderen vier verwendet wird, ist der Mittelwert für die Differenz hoch (Richtigkeit) und die Standardabweichung (Präzision) niedrig. Wenn jedoch eines der vier nah beieinander liegenden Modelle als Urmodell gewählt wird, ist der Mittelwert niedriger (Richtigkeit) und die Standardabweichung (Präzision) höher. Daraus ergibt sich, warum innerhalb der ISO-Norm 5725-1⁹⁸ die Richtigkeit und Präzision klar definiert wird.

Da ein Großteil der bisherigen klinischen Untersuchungen^{60, 70, 85, 233} in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen ausschließlich Angaben über die Präzision geben konnten, war die Weiterentwicklung des Referenzschlüssels aus der vorangegangenen Untersuchung Ziel der **Publikation 7**.

Eigene Arbeiten

Die Ergebnisse der Untersuchung von *Kuhr et al.*¹¹⁹ lag im Jahr 2020 vier Jahre zurück. Während die Soft- und Hardwaresysteme der aktuellen Intraoralscanner weiterentwickelt

worden sind⁸⁹ und sich sehr hohe Genauigkeiten mit digitalen Implantatabformungen erzielen ließen, ergab sich die Frage, wie genau aktuelle IOS die intraorale Situation des Patienten darstellen können.

Im Gegensatz zu den Ergebnissen aus 2016 konnte mittlerweile eine vergleichbare oder sogar höhere Genauigkeit mithilfe von digitalen Abformungen für kurzspannige festsitzende Versorgungen hin bis zu einer Scanlänge, welche sich innerhalb eines Quadranten befand, erreichen lassen.^{26, 32, 65, 84, 143}

Innerhalb einer Untersuchung von *O'Toole et al.* wird zudem angedeutet, dass aktuelle digitale Scansysteme mögliche Übertragungsfehler zwischen der intraoralen Umgebung und dem Modell vermutlich noch weiter minimieren, da die *matching*-Algorithmen zur Verknüpfung der Einzelbilder weiter verbessert worden sind.¹⁵¹

Ziel der Publikation 7 war es daher, die in der Literatur verfügbaren Daten bezüglich der Übertragungsgenauigkeit von vier aktuellen intraoralen Scansystemen, die mit den neuesten Software-Versionen ausgestattet sind, zu aktualisieren und diese Daten mit einer konventionellen Abformungen zu vergleichen. Die zusammengefassten Ergebnisse der Publikation 7 sind in Abbildung 3.17 dargestellt.

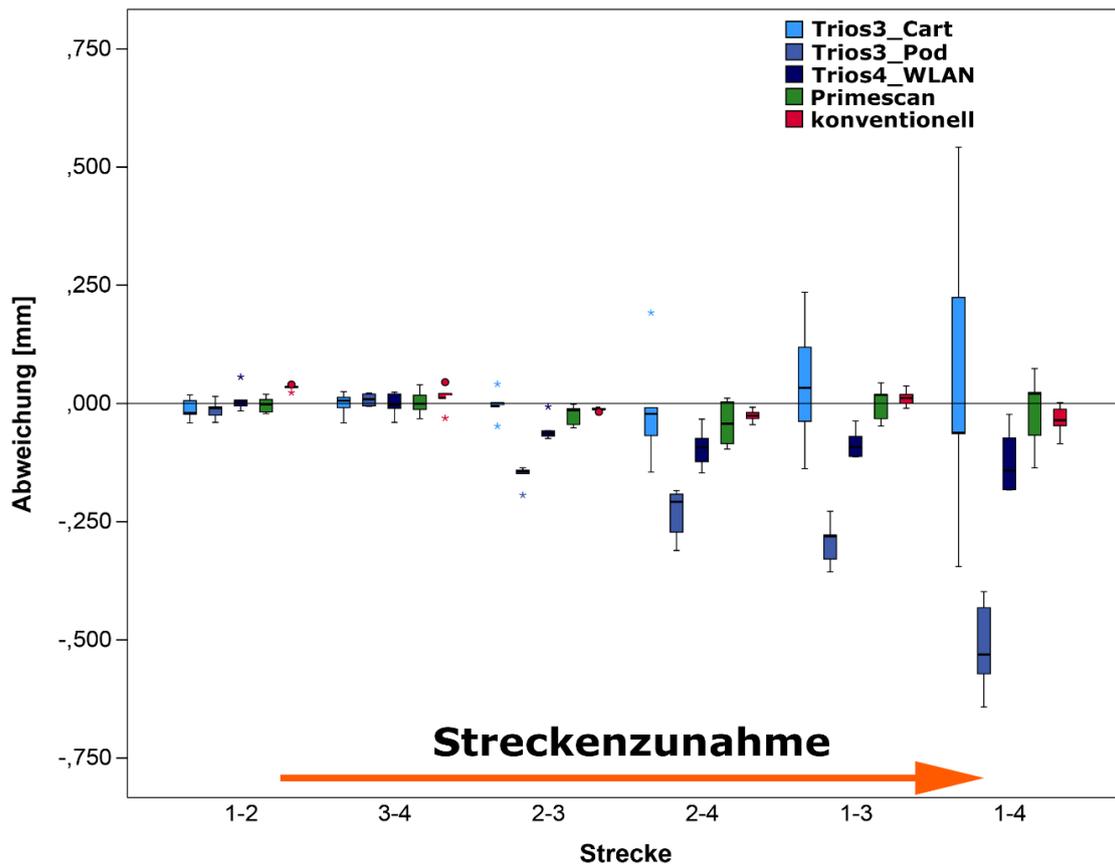


Abbildung 3.17 Ergebnisse der Abweichungen für die einzelnen Abformmethoden und Distanzen. Die Zunahme der Abweichungen mit steigender Streckenlänge ist bei den digitalen Abformungen erkennbar (orangefarbener Pfeil).

Als Besonderheit innerhalb der Ergebnisse zeigte sich, dass insbesondere bei den kurzen linearen Distanzen alle IOS-Systeme im Vergleich zu konventionellen Abformungen geringere Abweichungen aufwiesen. Im Vergleich dazu konnte bei den langen Distanzen die geringsten Abweichungen für die konventionelle Abformung gemessen werden.

Diskussion

Innerhalb der Publikation 7 wurden Ganzkieferabformung in einem klinischen Aufbau mithilfe des Referenzschlüssels untersucht. Zwar wurden für verschiedene Scanner unterschiedlichen Scanpfade beschrieben, um jedoch einen praxistauglichen Aufbau zu simulieren, wurde bei allen Systemen ein einheitlicher Scanpfad verwendet.^{63, 120, 145, 161}

Die innerhalb der Publikation 7 verwendete Methodik von *Kuhr et al.*¹¹⁹ wurde wie in der Einführung angedeutet in zwei wichtigen Faktoren optimiert. Einerseits wurden die Messkugeln (bisher wurden Röntgenmesskugeln aus der Implantologie genutzt) auf hochgenaue Kugellagerkugeln umgestellt. Diese besitzen eine definierte Rundheit von $\pm 0,00563$ mm.^{56, 99} Darüber hinaus wurde der Temperaturanstieg, der beim Wechsel von der Raum- zur Mundsituation auftritt, erstmals in den Referenzdatensatzes einbezogen. Da die Positionierungsplatte aus rostfreiem Stahl besteht, dehnt sich das Material bei einem Temperaturanstieg aus. Der materialspezifische Wärmeausdehnungskoeffizient wurde berechnet und die aus der Referenzmessung mit der Koordinatenmessmaschine erhaltenen Daten wurden um die berechnete Ausdehnung korrigiert. In einer *in vivo*-Studie von *Kameyama et al.*¹⁰³ wurde die orale Temperatur bei verschiedenen Teilnehmern während einer Untersuchung verschiedener intraoraler Methoden zur Trockenlegung gemessen. Die höchste gemessene Temperatur betrug 34°C. Dieser Wert konnte in eigenen Vorversuchen bestätigt werden.

Der Vergleich der Ergebnisse aus Publikation 7 mit anderen Studien ist aufgrund der häufig fehlenden Referenzstruktur nur schwer durchführbar sind.^{110, 119}

Wie oben beschrieben, wurden innerhalb der meisten Studien Datensätze von digitalen Intraoralscans und gescannten Modellen, welche aus einer konventionellen Abformung unter Verwendung eines *Best-Fit*-Algorithmus resultieren, überlagert.^{66, 145} Diese Vermessungsmethode lässt jedoch lediglich einen Vergleich der beiden digitalen Datenquellen zu. Es kann nicht die Frage beantwortet werden, ob der digitale Datensatz mit der realen Patientensituation übereinstimmt. Darüber hinaus bleibt unklar, ob Unterschiede zwischen zwei Datensätzen durch eine Kompensationsrechnung wie dem *Best-Fit*-Algorithmus eliminiert werden, was ebenfalls in Publikation 4 gezeigt werden konnte.¹¹⁰ Auch andere Untersuchungen kamen zu dem Ergebnis, dass es sinnvoll ist, externe Referenzstrukturen zu nutzen, um Messfehler zu reduzieren.¹⁵¹

Innerhalb der Ergebnisse konnten für kurze Scanpfade höhere Genauigkeiten der digitalen Scansysteme im Vergleich zu konventionellen Abformungen gefunden werden. Diese Ergebnisse werden durch Ergebnisse einer Studie von *Keul und Güth* bestätigt.¹¹⁰

Im Gegensatz dazu zeigten die Ergebnisse einer Untersuchung von *Ender et al.* die höchste Genauigkeit für konventionelle Abformtechniken, auch bei kurzen Distanzen.⁶⁶

Die hohe Präzision bei kurzen Scanpfaden kann ebenfalls durch einen geringen *matching-* oder *stitching-*Fehler erklärt werden, welcher mit zunehmender Länge des Scanpfades zunimmt.^{69, 209} Dies erklärt ebenfalls die höheren Abweichungen der längeren Distanzen über einen Quadranten hinweg, bei welcher die konventionelle Abformtechnik die genauesten Ergebnisse erzielte. Dies bestätigt die Ergebnisse vorangegangener Studien.^{119, 133}

Allerdings waren die Gesamtabweichungen für den Trios 3 Pod und den Primescan im klinischen Aufbau der Publikation 7 im Vergleich zu den Ergebnissen der *in-vitro-*Studien von *Ender et al.*⁶⁶ und *Iturrate et al.*¹⁰⁰ höher. Dies könnte auf unterschiedliche Auswertungsmethoden (Angabe in Perzentilen) zurückzuführen sein. Darüber hinaus müssen die anatomischen und biologischen Grenzen beim klinischen Aufbau mit beachtet werden.^{88, 93, 176}

Insgesamt wurde deutlich, dass die aktuellsten IOS (Trios 4 und Primescan), die präzisesten Daten für digitale Abformungen im ganzen Kiefer generierten. Dies kann auf die laufenden Fortschritte in der Hardware-Entwicklung und/oder auf aktualisierte Software zurückzuführen sein. Insbesondere für die Cerec-Systeme zeigten zwei Studien, dass die Software-Version einen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der IOS hatte.^{66, 89}

Während *O'Toole et al.* die zunehmende Genauigkeit aktueller IOS durch die Software begründet, deuten die Ergebnisse der Publikation 7 darauf hin, dass zumindest für den Trios-Scanner auch die Hardware einen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen haben kann. Aus den Ergebnissen lässt sich die Hypothese ableiten, dass die Software der Trios-IOS wahrscheinlich einen oder mehrere zusätzliche Algorithmen verwendet. Dies könnte die hohe Abweichung in den Daten des Trios 3 Pod erklären. Leider sind seitens des Herstellers keine weiteren Informationen darüber bekannt. Grundsätzlich können mögliche auftretende Fehler ebenfalls auf ein nicht erkennbares defektes Handstück zurückzuführen sein.¹⁷⁰

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der Publikation 7, dass bei aktuellen IOS-Systemen bei kurzen Distanzen bis hin zu einem Quadranten weniger Abweichungen im Vergleich zu konventionellen Abformungen auftraten. Bei der Ganzkieferabformung hängt

es von der Definition oder Indikation ab, ob ein intraoraler Scanner für Ganzkieferabformungen verwendet werden sollte. Die vorliegenden Daten der Publikation 7 zeigen, dass die aktuellsten IOS hinsichtlich der Genauigkeit von Ganzkieferabformungen verbessert worden sind.

4 Zusammenfassende Darstellung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurden die Anforderungen und Limitationen der Übertragungsgenauigkeit digitaler Implantat- und Ganzkieferabformungen innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik untersucht. Dabei wurden in der *Literaturübersicht* zunächst die Übertragungsgenauigkeit sowie die Messgenauigkeit und deren mögliche Einflussgrößen definiert. Im Anschluss wurde zudem eine aktuelle strukturierte Übersicht über bisherige Untersuchungen im Hinblick auf die erforderliche Übertragungsgenauigkeit digitaler Implantatabformungen sowie Ganzkieferabformungen mithilfe einer Referenzstruktur gegeben.

Innerhalb der *eigenen Arbeiten im Kontext der Grenzen der Übertragungsgenauigkeit* wurden anatomische sowie messtechnische Grenzen aufgeführt.

Zunächst wurde die Übertragungsgenauigkeit von konventionellen Abformungen untersucht, da innerhalb der Literatur bislang lediglich univariate Untersuchungen zum Thema vorlagen. Mehrere Untersucher verglichen dabei Abformtechniken (offene und geschlossene Abformung) mit verschiedenen Abformmaterialien wie Polyether oder Vinylpolysiloxan^{12, 43}, andere den Einfluss der Angulation der Implantate.^{205, 212} Insgesamt waren die Ergebnisse jedoch sehr variabel und teilweise sogar widersprüchlich.^{96, 158, 195, 214} Die sich daraus ergebende Schlussfolgerung war, dass scheinbar alle untersuchten Variablen die Übertragungsgenauigkeit beeinflussen können.^{12, 58, 195, 197, 205, 212}

Da keine Studie gefunden werden konnte, welche alle beschriebenen Einflussfaktoren in einem multivariaten Ansatz untersuchte, wurde dieser Ansatz innerhalb der **Publikation 1** verfolgt und zusätzlich zu den Signifikanzniveaus die Effektstärken angegeben. Innerhalb der Publikation 1 konnte gezeigt werden, dass sich Polyether-Materialien sowie geschlossene Abformtechniken insbesondere für Einzelzahnrestaurationen eignen. Die Verwendung von Materialien auf Polyvinylsiloxanbasis zeigten bei mehrgliedrigen Restaurationen hingegen eine höhere Genauigkeit.

Die möglichen Einflussfaktoren auf die Prozesskette der konventionellen Implantatabformung sollten durch die Etablierung digitaler Abformmethoden verhindert werden. Jedoch

kann es auch bei digitalen Abformungen zu Fehlern bei der Datenerfassung- oder Weiterverarbeitung kommen.¹²⁵ Es wurden innerhalb unterschiedlicher Untersuchungen mögliche Einflussfaktoren wie der Intraoralscanner, der Scanpfad^{63, 120, 145, 152}, die Softwareversion⁶⁶, eine fehlende Kalibrierung¹⁷⁰ sowie die Anwender¹⁸² identifiziert. Für die Erfassung und Übertragung der dreidimensionalen Implantatpositionen durch Intraoralscanner sind Scanbodies notwendig, jedoch lagen zum Thema der Scanbodies nur wenige Untersuchungen vor.^{139, 199, 201} Vor allem in Bezug auf den Einfluss möglicher Fertigungstoleranzen unterschiedlicher intraoraler Scanbodies, konnte innerhalb einer Literatursuche keine Studie gefunden werden.

Daraus ergab sich das Ziel der **Publikation 2**, den Einfluss der Fertigungstoleranzen von unterschiedlichen intraoralen Scanbodies zu bestimmen. Es wurden mithilfe der industriellen Computertomografie die Längen-, Durchmesser-, Volumen- und Winkelabweichungen zwischen der Verbindungsstruktur und den Implantaten untersucht. Die Winkelabweichung wurde dabei als möglicher Fehler im Volumen der Verbindungsstruktur berechnet. Als Ergebnisse zeigten sich signifikante Unterschiede für die Längen- und Durchmesserabweichung als auch für die Volumenabweichungen. Dabei sind die innerhalb der Publikation 2 erzielten Ergebnisse in Bezug auf die Richtigkeit und Präzision mit den Daten anderer Autoren vergleichbar. Dabei wurde jedoch nicht der spezifische mögliche Einfluss einzelner Dimensionen, als vielmehr Gesamtabweichungen berichtet^{15, 136, 142}. Die Winkel zwischen der hexagonalen Verbindungsstruktur der intraoralen Scanbodies am Implantat zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Herstellern.

Zusammengefasst konnte anhand der Daten in Publikation 2 gezeigt werden, dass die Fertigungstoleranzen von intraoralen Scanbodies größer als die bekannte Eigenbeweglichkeit von Sofortimplantaten²⁸ waren und damit das Potenzial haben, die Übertragungsgenauigkeit der Implantatposition von der erfassten intraoralen Position auf das digitale Modell entscheidend zu beeinflussen.

Daraus ergab sich die Fragestellung, inwiefern Fertigungstoleranzen oder unterschiedliche Aufbauformen der Scanbodies einen Einfluss auf Ganzkieferscans haben können.

Daher wurde in **Publikation 3** der Einfluss unterschiedlicher intraoraler Scanbodies auf digitale Implantatabformungen untersucht. Für die Untersuchung wurde eine teilbezahn-tes Modell eines Oberkiefers mit vier Implantaten (zwei senkrechte Implantate und zwei Implantate mit einer 15° anterioren Neigung) als Simulation der klinischen Situation genutzt. Zunächst wurden die Implantat-Abutment-Schnittstellen-Punkte mithilfe industrieller Computertomografie digitalisiert. Im Anschluss wurden drei unterschiedliche Scanbodies mit dem *Trios* Intraoralscanner digital abgeformt sowie eine konventionelle Abformung genommen. Es konnten ähnliche Ergebnisse in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeiten der digitalen und konventionellen Abformungen innerhalb eines Quadranten gemessen werden. Es fiel deutlich auf, dass die Abweichungen bei den digitalen Abformungen umso größer waren, je länger der Scanpfad war, wodurch sich signifikante Unterschiede für die Richtigkeit innerhalb der verschiedenen Implantatpositionen ergaben. Je länger der Scanpfad, desto höher die Abweichungen. Die Zunahme der Ungenauigkeiten mit steigender Scanpfadlänge wurde auf die Zunahme von *matching-* oder *stitching-*Fehlern der IOS zurückgeführt.^{69, 209} Bei den konventionellen Abformungen kam es im Gegensatz dazu zu konstanten Abweichungen über den gesamten Kieferbogen hinweg. In Bezug auf die Präzision wurden hingegen keine signifikanten Unterschiede beobachtet.

Zusammengefasst konnten durch alle untersuchten intraoralen Scanbodies die Implantatpositionen auf das Modell übertragen werden. Als Besonderheit innerhalb der Vermessung der Publikation 3 ist das zusätzlich eingebrachte Referenzsystem mithilfe eines Referenzquaders zu nennen, wodurch die Abweichungen in x-, y- und z-Richtung ausgewertet werden konnten.

Typischerweise sind die am häufigsten verwendeten Methoden innerhalb von Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit die koordinatenbasierten Messungen mit x-, y- und z-Koordinaten sowie Überlagerungen nach einem *Best-Fit*-Algorithmus.^{2, 71, 114, 136, 142} Bei der Durchsicht der Literatur sowie dem Vergleich eigener Ergebnisse aus der Publikation 3 zeigte sich, dass die Ergebnisse unterschiedlicher Studien mit verschiedenen Messmethoden häufig direkt miteinander verglichen worden sind. Daher war es das Ziel der **Publikation 4**, den Einfluss der unterschiedlichen Analysemethoden (koordinatenba-

sierte Auswertung und *Best-Fit*-Überlagerungsanalyse) auf die Ergebnisse der Übertragungsgenauigkeit zu untersuchen. Zur Bestimmung der Unterschiede zwischen den beiden Analysemethoden wurde das aus Publikation 3 bekannte Urmodell verwendet. Dabei wurden für die koordinatenbasierte Auswertung zwei Koordinatensysteme anhand des Referenzwürfels überlagert. Bei der *Best-Fit*-Analyse wurden hingegen die vermessenen Implantat-Abutment-Schnittstellen-Punkte durch eine Drei-Punkt-Vorausrichtung sowie eine Hauptausrichtung nach der *Best-Fit*-Methode überlagert.

Ähnlich wie zu den Ergebnissen in Publikation 3 zeigten die Ergebnisse der Abweichungen mithilfe der koordinatenbasierte Auswertungen signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Implantatpositionen. Bei der *Best-Fit*-Überlagerungsanalyse konnte hingegen kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Scanbodies und den Implantatpositionen festgestellt werden. Auffällig war bei den Ergebnissen, dass die in Publikation 4 beobachteten Ergebnisse für die koordinatenbasierte Auswertung im dreistelligen und für die *Best-Fit*-Analyse im zweistelligen Mikrometerbereich – damit fast zehnfach geringer – lagen.

Zusammengefasst zeigte der Vergleich zwischen den beiden Analysemethoden, dass die koordinatenbasierte Auswertung genauere, jedoch damit verbunden scheinbar größere numerischen Ungenauigkeiten als die *Best-Fit*-Analyse lieferte. Bei letzterer besteht jedoch die Gefahr, dass möglich auftretende Fehler „getarnt“ werden können. Aus diesem Grund hat die koordinatenbasierte Auswertung einen Vorteil bei der Auswertung für wissenschaftliche Zwecke, insbesondere für die Evaluation von Scansystemen oder deren Weiterentwicklung. Denn nur durch die koordinatenbasierte Auswertung war es möglich, die Zunahme der Ungenauigkeit mit steigender Scanfadlänge zu detektieren. Zur Simulation eines klinischen Szenarios bei der Einprobe einer Gerüststruktur, zur Durchführung einer globalen Analyse sowie zur Visualisierung von Winkeln und Torsionen ist die *Best-Fit*-Analyse jedoch besser geeignet. Die Ergebnisse der Publikation 4 zeigen, dass eine klare Referenz sowie eine Beschreibung der für die Analyse digitaler Daten verwendeten Methodik im Hinblick auf die Frage der Genauigkeit unerlässlich ist. Es sollte in Zukunft darauf geachtet werden, dass nur diejenigen Studien direkt miteinander verglichen werden, welche mit der gleichen Analysemethode ausgewertet worden sind.

Grundsätzliches Ziel von Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit ist es typischerweise, diejenige der untersuchten Abformmethoden zu detektieren, welche das Urmodell

oder die klinische Situation am genauesten widerspiegelt, wodurch sich indikationsbasierte Lösungen aus der Wissenschaft in die alltägliche Praxis ergeben. Dabei war das ursprüngliche Ziel bei der Etablierung der digitalen Verfahrensabläufe, dass sich dadurch mögliche Fehler der konventionellen Prozesskette vermeiden lassen. Jedoch kann es auch bei digitalen Abformungen zu verschiedenen Fehlern (Scanpfad^{63, 120, 145, 152}, Softwareversion⁶⁶, fehlende Kalibrierung¹⁷⁰, Anwendereinfluss¹⁸²) bei der Aufnahme- und Verarbeitung der Daten kommen. Daraus folgt, dass alle heutzutage zur Verfügung stehenden Abformmethoden zwangsläufig fehleranfällig sind, wodurch sich die hohe Anzahl von Untersuchungen in diesem Bereich erklären lässt.^{20, 129, 169}

Bisher liegen im Vergleich zu natürlichen Zähnen jedoch nur wenige klinische Untersuchungen in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit von Implantatabformungen vor, vielmehr beschränken sich fast alle bekannten Untersuchungen auf modellbasierte *in vitro*-Aufbauten^{16, 72, 129, 134, 146, 169}. Weiterhin konnte keine einzige klinische Studie oder beschriebene Methode identifiziert werden, welche eine externe Referenzstruktur zur Erfassung der Richtigkeit und Genauigkeit bei Implantatabformungen verwendet und damit eine mögliche Methodik zur dreidimensionalen Beschreibung der intraoralen Implantatpositionen am Patienten erlaubt, wodurch einen Vergleich der konventionellen und digitalen Abformung möglich ist¹¹⁰. Dies ist vor allem vor dem Hintergrund wichtig, dass jegliche Messsysteme und Messmethodiken fehlerbehaftet sind. Wie bereits in der Einleitung beschrieben, muss der systemimmanente Fehler der Messmethodik so gering sein, dass eine Erfassung von Unterschieden zwischen den jeweiligen Abformmethoden überhaupt erst möglich wird. Andernfalls befinden sich die erzielten Ergebnisse innerhalb eines Messrauschens, wodurch eine abschließende Aussage über die jeweils genauere Abformmethodik unmöglich wird.

Daher war Ziel der **Publikation 5**, eine dreidimensionale Messmethodik mithilfe eines individuellen Referenzschlüssels zur präzisen Beurteilung der dreidimensionalen Implantatposition bei Patienten zu entwickeln und als Pilotstudie an drei Patienten anzuwenden. Im Anschluss wurde die Methode innerhalb der **Publikation 6** an einer größeren Anzahl von Probanden klinisch erfolgreich untersucht.

Bei vorangegangenen Studien fehlten diese externen Referenzstrukturen^{16, 17, 20, 24, 69, 132, 134, 146, 173, 185} oder eines der abgeformten Implantate wurde als Referenz genutzt¹⁴². Wie bereits beschrieben, liegen dabei mögliche Übertragungsfehler unbekannter Größe bereits vor, welche in die anschließende Vermessung stets mit einberechnet werden. Zur Erzielung einer höheren Genauigkeit wurden in Untersuchungen von *Andriessen et al.*¹⁷ und *Lin et al.*¹²³ extraorale Scanner zur Erstellung des Urmodells verwendet. Jedoch ergibt sich auch daraus das Problem, dass zur Erstellung des Urmodells bereits eine konventionelle oder digitale Abformung genommen werden musste. Auch die anschließende Modellerstellung enthält unweigerlich Fehler im Vergleich zur intraoralen Situation^{41, 128}. Im Gegensatz dazu wurde in einer Untersuchung von *Di Fiore et al.*⁵¹ ein Urmodell erstellt, welches zunächst digitalisiert und anschließend durch verschiedene IOS digital abgeformt worden ist. Trotz des *in-vitro* Versuchsaufbaus wurden keine Referenzstrukturen innerhalb des Modellaufbaus gewählt, woraus sich nur bedingt Aussagen über die Übertragungsgenauigkeit der einzelnen Intraoralscanner ableiten lassen. Grundlegend zeigten die unterschiedlichen Studien verschiedene Ergebnisse in Bezug auf die Genauigkeit. In den Untersuchungen von *Lin et al.*¹²³, *Basaki et al.*²⁰, *Chew et al.*³¹, *Alsharbaty et al.*¹⁵, *Malik et al.*¹²⁹, *Kim et al.*¹¹⁵, *Huang et al.*⁹⁷, und *Gedrimiene et al.*⁷⁷, konnten mit konventionellen Abformungen unabhängig der Situation und Verteilung der Implantate im Kiefer höhere Übertragungsgenauigkeiten erzielt werden. Im Gegensatz dazu zeigten die Ergebnisse einer Untersuchung von *Amin et al.*¹⁶, höhere Genauigkeiten mithilfe der digitalen Abformung. Ähnliche Ergebnisse für die konventionelle und digitale Abformung von Implantaten konnten Untersuchungen von *Flügge et al.*⁶⁹, *Papaspyridakos et al.*¹⁵⁹, *Marghalani et al.*¹³⁴, *Menini et al.*¹³⁶, *Moura et al.*¹⁴², *Rech-Ortega et al.*¹⁶⁹ und *Revilla-León et al.*¹⁷⁴ zeigen. Wieder andere Untersuchungen berichteten zwar die direkten Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Implantatabformung, woraus sich jedoch nicht ableiten lässt, welche der beiden Abformmethoden für den jeweiligen Praxisfall genauerer Ergebnisse hervorbringt^{33, 183}. Durch die Etablierung einer neuen Messmethodik können die tatsächlichen dreidimensionalen intraoralen Implantatpositionen sowie die Relation von Implantaten untereinander mit einer entscheidend höheren Richtigkeit und Präzision wiedergegeben werden, als dies bisher mit bekannten konventionellen und digitalen Abformmethoden möglich war. Dadurch konnte durch die Ergebnisse der Publikationen 5 und 6 erstmals gezeigt werden, dass sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den konventionellen und digitalen Abformtechniken im Oberkiefer

ergaben. Ebenfalls lagen keine signifikanten Unterschiede zwischen den konventionellen Abformungen im Ober- und Unterkiefer vor. Weiterhin traten signifikante Unterschiede zwischen den konventionellen und digitalen Abformtechniken im Unterkiefer sowie zwischen den digitalen Abformungen im Ober- und Unterkiefer auf.

Daraus ergibt sich als klinische Relevanz, dass heutzutage durch aktuelle intraorale Scansysteme digitale Abformungen von Implantaten innerhalb eines Quadranten, sowie bei ausreichender Restbezahnung über den gesamten Oberkiefer hinweg empfohlen werden können. Alle anderen klinischen Situationen – zahnlose Kiefer oder großspannige Implantatabformungen im Unterkiefer – sollten hingegen durch konventionelle Abformtechniken erfolgen. Dabei ist jedoch zu beachten, dass auch die konventionellen Abformtechniken nicht vollständig fehlerfrei durchführbar sind. Es können auch hierbei prozessbedingte Fehler von der Desinfektion der Abformung bis zur Herstellung des Modells entstehen, welche die Übertragungsgenauigkeit der konventionellen Implantatabformung ebenfalls verringern können.²³⁰

Zusammenfassend lassen sich vor allem bei Implantatabformungen die Stärken der digitalen Prozesskette erkennen. Dabei sollten intraorale Scansysteme weniger als reiner Ersatz der konventionellen Abformung, vielmehr als ein Teil einer vollständigen Prozesskette gesehen werden, welche bereits lange vor der Implantation beginnt. Dadurch ist es möglich, digitale Implantatplanungen mithilfe von Intraoralscanner und digitaler Volumetomographie zu erstellen. Weiterhin können provisorische Versorgungen hergestellt und direkt nach der Freilegung des Implantates inseriert werden. Als Voraussetzung dafür gilt ein intraoperativer intraoraler Scan nach der Implantation. Von diesem Zeitpunkt an kann sogar ein vollständig digitaler Herstellungsweg, bis hin zur definitiven Restauration erfolgen.

In Bezug auf Abformungen von natürlichen Zähnen über den gesamten Kiefer hinweg konnten ebenfalls erst mit der Einführung von Referenzstrukturen exakte Aussagen über die Richtigkeit und Präzision der Übertragungsgenauigkeit gegeben werden. Wie in Kapitel 3.2 beschrieben, sind andernfalls – bei konventionellen oder digitalen Ganzkiefer-

abformungen mit anschließender Überlagerung – maximal Aussagen hinsichtlich der Präzision des Messsystems möglich. Leider sind bisher nur wenige klinische Untersuchungen zum Thema der Ganzkieferabformung durchgeführt worden^{110, 119, 150}.

Im Gegensatz dazu liegt eine Vielzahl an *in-vitro* Untersuchungen vor^{61, 62, 64, 60, 66}. Dabei ist grundsätzlich zu beachten, dass innerhalb von *in-vitro* Untersuchungen, im Gegensatz zu *in-vivo* Studien, typischerweise höhere Genauigkeiten erzielt werden, da keinerlei klinische Einflussfaktoren (Speichel, Bewegungen des Patienten, Zungenbewegungen) vorhanden sind^{70, 93, 168, 232}. Dies trifft ebenfalls zu, wenn für die Untersuchungen humanes Material verwendet wird. Innerhalb einer Untersuchung von *Nagy et al.*¹⁴⁷ wurden vollständig extrahierte Oberkiefer von Patienten für den Vergleich unterschiedlicher Intraoralscanner verwendet. Auch wenn es sich dabei um einen klinisch äußerst nahen Versuchsaufbau handelt, können innerhalb der Mundhöhle unterschiedliche Lichtverhältnisse sowie Speichel und daraus resultierende Reflexionen vorliegen. Als Ergebnis zeigte sich, dass mithilfe der konventionellen Abformungen höhere Genauigkeiten erzielt werden konnten. *Wesemann et al.*²²⁰ konnten in einer Untersuchung Abweichungen zwischen den Eckzähnen von $27 \pm 19 \mu\text{m}$ erzielen. Im Gegensatz dazu wurden in der Intermolaren-distanz Abweichungen von $50 \pm 39 \mu\text{m}$ berichtet. Daran wird deutlich, dass die Übertragungsgenauigkeiten im hinteren Bereich des Kiefers abnehmen, was sich auf die in Kapitel 3.2 beschriebenen *matching-* oder *stitching-*Fehler zurückführen lässt^{70, 78, 220}.

Auch die Art der Auswertung kann einen direkten Einfluss auf die Ergebnisse haben. In den Studien von *Ender et al.*⁶⁰, *Müller et al.*¹⁴⁵, *Mennito et al.*¹³⁷, *Michelinakis et al.*¹³⁸, *Malik et al.*¹²⁹ und *Treesh et al.*²⁰⁷ wurden die einzelnen Abformungen miteinander durch einen *Best-Fit* Algorithmus überlagert, wodurch sich die genaueren Ergebnisse erklären lassen. Dieses Phänomen war Inhalt der Publikation 4, wodurch unterschiedliche numerische Werte bei verschiedenen Auswertungs- und Analysemethoden erklärbar werden.

Dies wird durch eine *in-vivo* Untersuchung von *Ender et al.*⁶⁰ bestätigt, bei welcher ebenfalls eine *Best-Fit*-Überlagerung als Analysemethode verwendet worden ist. Trotz der klinischen Rahmenbedingungen konnten Genauigkeiten von 25,5 bis 89,3 μm über den gesamten Kieferbogen hinweg erreicht werden. Die einzig bekannten klinischen Untersuchungen unter Anwendung von Referenzstrukturen wurden durch *Güth et al.*⁸⁶ etabliert und klinisch durch *Keul und Güth*¹¹⁰ untersucht. Auch *Nedelcu et al.*¹⁵⁰ entwickelten eine Methodik mit der es möglich war, klinische Übertragungsgenauigkeiten zu erfassen.

Diese waren durch den Einsatz eines Laborscanners jedoch auf die Erfassung vestibulärer Strukturen von Frontzähnen bis zu Prämolaren beschränkt. Es wurde beim Vergleich der Ergebnisse anderer Untersuchungen deutlich, dass vor allem ältere Studien höhere Ungenauigkeiten in den Ergebnissen aufzeigten. Daher ergab sich die Frage, welche Übertragungsgenauigkeiten mithilfe aktueller Soft- und Hardwaresysteme bei Abformungen natürlicher Zähne über den gesamten Kiefer hinweg möglich sind. Dafür wurde zunächst eine bekannte Methodik von *Kuhr et al.*¹¹⁹ aus dem Jahr 2016 weiterentwickelt, wodurch eine höhere Messgenauigkeit möglich war. Diese Messgenauigkeit liegt unterhalb der biologischen Anforderungen für Ganzkieferabformungen, wodurch eine exakte Aussage über die jeweiligen Abformverfahren überhaupt erst möglich ist.

Da bisher bekannt war, dass es mit Hilfe konventioneller Abformmethoden möglich ist, eine ausreichend hohe Übertragungsgenauigkeit für Ganzkieferabformungen zu erreichen, es jedoch innerhalb der letzten Jahre zahlreiche Weiterentwicklungen in Bezug auf digitale Abformsysteme gab, war es Ziel der **Publikation 7**, die in der Literatur verfügbaren Daten bezüglich der Übertragungsgenauigkeit von vier aktuellen intraoralen Scansystemen, die mit den neuesten Software-Versionen ausgestattet sind, zu aktualisieren.

Die Ergebnisse der Publikation 7 zeigten erstmals die klinisch höchsten Genauigkeiten für digitale Abformungen bei kurzen Distanzen. Diese Ergebnisse bestätigen die Untersuchungen von *Ender et al.*⁶⁶ und *Tomita et al.*²⁰⁶, in welchen jedoch noch höhere Genauigkeiten mithilfe der digitalen Abformungen erzielt werden konnten. Dies ist zum einen auf die *in-vitro* Bedingungen, zum anderen auf die statistische Auswertung mit der Angabe von 90-10 Perzentile zurückzuführen.

Es konnte wie oben beschrieben gezeigt werden, dass es mithilfe der Intraoralscanner möglich war, höhere Genauigkeiten in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit in kürzeren Abschnitten innerhalb eines Quadranten zu erreichen. In Bezug auf Ganzkieferabformungen ließen sich jedoch durch die konventionelle Abformtechnik nach wie vor höhere Genauigkeiten erzielen. Innerhalb einer weiteren eigenen Arbeit konnte zudem gezeigt werden, dass der zunehmende Fehler mit steigender Scanfadlänge nicht nur in horizontaler Richtung, sondern auch in vertikaler Richtung als Torsionsänderung über den gesamten Kieferbogen hinweg auftreten kann¹⁸⁷.

Aus den Ergebnissen der bisherigen Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit lässt sich ableiten, dass Ganzkieferabformungen mithilfe digitaler intraoraler Scansysteme indikationsbedingt empfohlen werden können. Während zur Dokumentation oder Planung von Implantaten die digitale Ganzkieferabformung möglich ist, sollten für hochgenaue Abformungen zur Herstellung von Zahnersatz über den gesamten Kieferbogen hinweg nach wie vor konventionelle Abformmethoden verwendet werden.

Im Hinblick auf die fortschreitende Digitalisierung innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik lässt sich zusammenfassend feststellen, dass innerhalb von Einzelzahnabformungen heutzutage eine vollständige digitale Verfahrenskette von der Abformung bis zum definitiven Zahnersatz möglich ist. Dies trifft ebenfalls auf kleinspannige Brückenkonstruktionen sowie Implantatversorgungen innerhalb eines Quadranten zu. Bei großspannigen Arbeiten über den Quadranten hinweg sowie bei Ganzkieferabformungen, ist es von der jeweilig notwendigen Genauigkeit abhängig, welches System zu bevorzugen ist. Für die Dokumentierung, die Schientherapie sowie für Situationsabformungen sind die digitalen Systeme hinreichend genau. Wird jedoch eine höchste Genauigkeit für festsitzenden Zahnersatz benötigt, sind heutzutage nach wie vor die konventionellen Abformmethoden zu empfehlen.

Bei herausnehmbarem Zahnersatz beginnt bisher die Digitalisierung häufig erst im Labor – nach der Abformung. Dies ist ebenfalls bei der Versorgung von zahnlosen Kiefern der Fall. Dabei ist vor allem die notwendige Funktionsabformung innerhalb der Totalprothetik zu nennen. Bei dieser kommen auch heutzutage zur Darstellung funktioneller Bewegungen des Patienten während der Abformung nach wie vor konventionelle Abformmassen zur Anwendung.

Neben den genannten Nachteilen sollte zusätzlich auf die Stärken der digitalen Zahnheilkunde eingegangen werden. Dabei sind neben der digitalen Implantatplanung, der Überlagerung von digitalen Datensätzen zur Verlaufskontrolle, die dreidimensionale Messung der marginalen Passung von Kronenrändern, vor allem eine Einsparung bei der Aufbewahrung digitaler Datensätze der Patienten im Gegensatz zur klassischen Aufbewahrung von Patientenmodellen zu nennen. Dabei stellen Intraoralscanner heutzutage mehr als nur

einen Ersatz der konventionellen Abformung dar. Dies muss vor allem bei der Anwendung oder Integration von digitalen Systemen in Praxisabläufe definiert werden. Die aktuell möglichen Übertragungsgenauigkeiten, welche mithilfe konventioneller Systeme erreicht werden können, greifen auf eine mehr als einhundertjährige Erfahrung und Weiterentwicklung der konventionellen Systeme zurück, in welchen anfangs ebenfalls zahlreiche Fehler auftraten. Hingegen wurden die ersten digitalen Systeme innerhalb der Zahnärztlichen Prothetik erst vor etwas mehr als 40 Jahren etabliert. Auch wenn digitale Systeme zum jetzigen Zeitpunkt an ihre jeweiligen Grenzen stoßen und damit Nachteile aufzeigen können, ist durch die bisherige Entwicklung digitaler Systeme ähnlich dem *Moor-schen Gesetz*¹⁴¹ weiterhin davon auszugehen, dass zukünftige Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der digitalen Abformmethoden und damit höhere Übertragungsgenauigkeiten zu erwarten sind.

In Bezug auf die vorgestellten Messtechniken konnte gezeigt werden, dass sich der systemimmanente Fehler in der klinischen Anwendung der entwickelten individuellen Referenzschlüssel nur leicht unterhalb der biologischen Grenzen bei Implantaten befindet. Daneben liegt die Messgenauigkeit des vorgestellten messtechnischen Verfahrens mit dem weiterentwickelten Referenzschlüssel bei Ganzkieferabformungen von natürlichen Zähnen deutlich oberhalb der bisher möglichen Übertragungsgenauigkeit bekannter konventioneller und digitaler Abformverfahren. Durch die innerhalb der vorliegenden Habilitationsschrift aufgezeigten Untersuchungen und entwickelten Messverfahren konnte daher gezeigt werden, dass es heutzutage möglich ist, wissenschaftliche und klinisch relevante Aussagen über die Abformverfahren mit der jeweils höchsten Übertragungsgenauigkeit von Implantat- und Ganzkieferabformungen treffen zu können, woraus sich direkte Behandlungsempfehlungen ableiten lassen.

5 Fazit

Für die Herstellung von passgenauem Zahnersatz ist eine präzise Übertragung der intraoralen Situation auf ein konventionelles oder digitales Modell zwingend notwendig. In der vorliegenden Habilitationsschrift konnten die Anforderungen und Limitationen der messtechnischen Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit digitaler Implantat- und Ganzkieferabformungen in der Zahnärztlichen Prothetik dargestellt werden.

Innerhalb der *messtechnischen Grenzen* von konventionellen Implantatabformungen konnte gezeigt werden, dass nur durch die Berechnung der Effektstärke eine Aussage über die je nach Indikation anzuwendende Implantatabformung getroffen werden konnte.

Auch wenn durch die Anwendung digitaler Systeme typische Fehlerquellen der konventionellen Prozesskette verhindert werden sollten, gibt es andere *messtechnischen Grenzen*, welche zu Übertragungsfehlern führen können. Sowohl die Fertigungstoleranzen einzelner Scanbodies, als auch deren Form können einen Einfluss auf die digitale Abformung nehmen. Weiterhin hat die verwendete Vermessungs- und Analyseverfahren einen erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse der Übertragungsgenauigkeit.

Da bisher keine Möglichkeit der Anwendung einer externen Referenz vorlag, konnten durch die Entwicklung einer neuen Messmethodik – welche eine entscheidend höhere Übertragungsgenauigkeit als bisher bekannte Abformmethoden zeigt – *messtechnische Grenzen* innerhalb von Implantatabformungen sowie von Abformungen über den gesamten Kiefer hinweg mit Hilfe einer externen Referenzstruktur überwunden werden.

Zusammenfassend zeigen die in der vorliegenden kumulativen Habilitationsschrift vorgestellten Ergebnisse, dass die heute zur Verfügung stehenden messtechnischen Verfahren zur Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit – insbesondere mit Hilfe der vorgestellten Referenzsysteme – eine solche Genauigkeit aufweisen, dies es ermöglicht, wissenschaftliche und klinisch relevante Aussagen über die mit den jeweiligen Abformverfahren und Abformmethoden von Implantat- und Ganzkieferabformungen erzielbaren Übertragungsgenauigkeiten treffen zu können.

6 Literaturverzeichnis

1. Abboud M., Calvo-Guirado J. L., Orentlicher G., Wahl G. Comparison of the accuracy of cone beam computed tomography and medical computed tomography: implications for clinical diagnostics with guided surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 28: 536-542; 2013.
2. Abduo J., Bennani V., Waddell N., Lyons K., Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 25: 506-515; 2010.
3. Abduo J., Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*; 26: 101-121; 2018.
4. Adell R., Eriksson B., Lekholm U., Branemark P. I., Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 5: 347-359; 1990.
5. Aguilar M. L., Elias A., Vizcarrondo C. E., Psoter W. J. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent*; 103: 202-209; 2010.
6. Akca K., Cehreli M. C. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 19: 517-523; 2004.
7. Al-Meraikhi H., Yilmaz B., McGlumphy E., Brantley W., Johnston W. M. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent*; 119: 409-416; 2018.
8. Al-Rimawi A., Shaheen E., Albdour E. A., Shujaat S., Politis C., Jacobs R. Trueness of cone beam computed tomography versus intra-oral scanner derived three-dimensional digital models: An ex vivo study. *Clin Oral Implants Res*; 30: 498-504; 2019.
9. Albayrak B., Sukotjo C., Wee A. G., Korkmaz I. H., Bayindir F. Three-Dimensional Accuracy of Conventional Versus Digital Complete Arch Implant Impressions. *J Prosthodont*; 2020.
10. Alexander Hazboun G. B., Masri R., Romberg E., Kempler J., Driscoll C. F. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent*; 113: 425-431; 2015.
11. Alikhasi M., Alsharbaty M. H. M., Moharrami M. Digital Implant Impression Technique Accuracy: A Systematic Review. *Implant Dent*; 26: 929-935; 2017.
12. Alikhasi M., Siadat H., Beyabanaki E., Kharazifard M. J. Accuracy of Implant Position Transfer and Surface Detail Reproduction with Different Impression Materials and Techniques. *J Dent (Tehran)*; 12: 774-783; 2015.
13. Alikhasi M., Siadat H., Monzavi A., Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*; 37: 649-657; 2011.

14. Alikhasi M., Siadat H., Nasirpour A., Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent*; 2018, Article ID 3761750: 2018.
15. Alsharbaty M. H. M., Alikhasi M., Zarrati S., Shamshiri A. R. A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont*: 2018 [Epub ahead of print].
16. Amin S., Weber H. P., Finkelman M., El Rafie K., Kudara Y., Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*; 28: 1360-1367; 2017.
17. Andriessen F. S., Rijkens D. R., van der Meer W. J., Wismeijer D. W. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*; 111: 186-194; 2014.
18. Assuncao W. G., Filho H. G., Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*; 13: 358-366; 2004.
19. Balkenhol M., Rehmann P., Siemer A., Ferger P., Wostmann B. Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren - Teil 1: Dimensionstreuung. *ZWR*; 114: 43-47; 2005.
20. Basaki K., Alkumru H., De Souza G., Finer Y. Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 32: 792-799; 2017.
21. Baxter L., (Erfinder); Patent Nr. US4586260A, Capacitive displacement measuring instrument. USA 1984.
22. Bibee J. Measure Completely and Accurately. *Quality magazine*; 12: 1-4; 2006.
23. Bibee J. X-Ray Tomography: The Basics *Quality magazine*; 03: 24-26; 2011.
24. Bilmenoglu C., Cilingir A., Geckili O., Bilhan H., Bilgin T. In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*; 124: 755-760; 2020.
25. Block M. S. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*; 76: 11-26; 2018.
26. Boeddinghaus M., Breloer E. S., Rehmann P., Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*; 19: 2027-2034; 2015.
27. Branemark P. I., Hansson B. O., Adell R., Breine U., Lindstrom J., Hallen O., Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*; 16: 1-132; 1977.
28. Chang P. K., Chen Y. C., Huang C. C., Lu W. H., Chen Y. C., Tsai H. H. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 27: e96-101; 2012.
29. Chang W. G., Vahidi F., Bae K. H., Lim B. S. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont*; 25: 44-47; 2012.

30. Chee W., Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J*; 201: 429-432; 2006.
31. Chew A. A., Esguerra R. J., Teoh K. H., Wong K. M., Ng S. D., Tan K. B. Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: Effects of Different Scanners and Implant Level. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 32: 70-80; 2017.
32. Chochlidakis K. M., Papaspyridakos P., Geminiani A., Chen C. J., Feng I. J., Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*; 116: 184-190 e112; 2016.
33. Chochlidakis K., Papaspyridakos P., Tsigarida A., Romeo D., Chen Y. W., Natto Z., Ercoli C. Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae. *J Prosthodont*; 29: 281-286; 2020.
34. Chrcanovic B. R., Albrektsson T., Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: a meta-analysis. *J Dent*; 43: 149-170; 2015.
35. Christoph R., Bibee J. The CT Solution. Measure precisely and traceably using X-ray computed tomography. *Quality magazine*; 10: 8-10; 2008.
36. Christoph R., Neumann H. J. Messtechnische Besonderheiten. Multisensor-Koordinatenmesstechnik Produktionsnahe optisch-taktile Maß-, Form- und Lagebestimmung. Röbel/Müritz: *Verlag Moderne Industrie, Landsberg a. L.* 2003:89-104.
37. Christoph R., Neumann H. J. Messgenauigkeit. Multisensor-Koordinatenmesstechnik Dimensionelles Messen mit Optik, Taster und Röntgentomografie. Röbel/Müritz: *Verlag Moderne Industrie* 2013:105-128.
38. Christoph R., Neumann H. J. Sensoren. Multisensor-Koordinatenmesstechnik Dimensionelles Messen mit Optik, Taster und Röntgentomografie. Röbel/Müritz: *Verlag Moderne Industrie* 2013:8-55.
39. Christoph R., Neumann H. J. Vom klinischen CT zum industriellen Messgerät. Röntgentomografie in der industriellen Messtechnik Präzise, wirtschaftlich und universell. Röbel/Müritz: *optimal media GmbH* 2017.
40. Cohen J. . The Analysis of Variance. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. Hillsdale, New Jersey, Hove, London: *Lawrence Erlbaum Associates* 1988; Kapitel 8:273-406.
41. Combe E.C., Smith D. C. Some properties of gypsum plasters. *Br Dent J*; 117: 237-245; 1964.
42. Cormack A.M. My Connection with the Radon Transformation. In: Gindikin S, Michor P (Hrsg.). 75 Years of Radon Transformation. International Press: 1994:32-35.
43. Daoudi M. F., Setchell D. J., Searson L. J. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*; 14: 152-158; 2001.
44. de Franca D. G., Morais M. H., das Neves F. D., Barbosa G. A. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*; 113: 22-28; 2015.

45. Dehurtevent M., Robberecht L., Behin P. Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *J Prosthet Dent*; 113: 17-21; 2015.
46. Del'Acqua M. A., Arioli-Filho J. N., Compagnoni M. A., Mollo Fde A., Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 23: 226-236; 2008.
47. Del'Acqua M. A., Chavez A. M., Compagnoni M. A., Molo Fde A., Jr. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 25: 715-721; 2010.
48. Del Fabbro M., Bellini C. M., Romeo D., Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*; 14: 612-621; 2012.
49. Delaunay B. N. Sur la sphère vide. A la mémoire de Georges Voronoï. Bulletin de l'Académie des Sciences de l'URSS. *Classe des sciences mathématiques et na* 1934:793-800.
50. Deza M. M., Deza E. Riemannian and Hermitian Metrics. In: Springer (Hrsg.). *Encyclopedia of Distances*. 4. Berlin: 2016; Kapitel 7:160.
51. Di Fiore A., Meneghello R., Graiff L., Savio G., Vigolo P., Monaco C., Stellini E. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *J Prosthodont Res*; 63: 396-403; 2019.
52. DIN. Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) von Messverfahren und Messergebnissen Teil 1: Allgemeine Grundlagen und Begriffe DIN/ISO 5725. 1994.
53. DIN. Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen. DIN V ENV 13005:1999-06. 1999.
54. DIN. Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Annahmeprüfung und Bestätigungsprüfung für Koordinatenmessgeräte (KMG) - Teil 2: KMG angewendet für Längenmessungen (ISO 10360-2:2009). 2010.
55. DIN. Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Annahme- und Bestätigungsprüfung für Koordinatenmessgeräte (KMG) - Teil 7: KMG mit Bildverarbeitungssystemen (ISO 10360-7:2011). 2011.
56. DIN - German Institute for Standardization. Rolling bearings - Balls for rolling bearings and general industrial use. DIN 5401; 2002.
57. Donovan T. E., Chee W. W. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*; 48: 445-470; 2004.
58. Ebadian B., Rismanchian M., Dastgheib B., Bajoghli F. Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dent Res J (Isfahan)*; 12: 136-143; 2015.
59. Emir F., Ayyildiz S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res*; 63: 434-439; 2019.
60. Ender A., Attin T., Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*; 115: 313-320; 2016.

61. Ender A., Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent*; 14: 11-21; 2011.
62. Ender A., Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*; 109: 121-128; 2013.
63. Ender A., Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*; 16: 11-21; 2013.
64. Ender A., Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*; 46: 9-17; 2015.
65. Ender A., Zimmermann M., Attin T., Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*; 20: 1495-1504; 2016.
66. Ender A., Zimmermann M., Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent*; 22: 11-19; 2019.
67. Fan T., Li Y., Deng W. W., Wu T., Zhang W. Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clin Implant Dent Relat Res*; 19: 207-215; 2017.
68. Flügge T., Att W., Metzger M., Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont*; 26: 34-41; 2017.
69. Flügge T. V., Att W., Metzger M. C., Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*; 29: 277-283; 2016.
70. Flügge T. V., Schlager S., Nelson K., Nahles S., Metzger M. C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 144: 471-478; 2013.
71. Flügge T., van der Meer W. J., Gonzalez B. G., Vach K., Wismeijer D., Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*; 29 Suppl 16: 374-392; 2018.
72. Fukazawa S., Odaira C., Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res*; 61: 450-459; 2017.
73. Gallardo Y. N. R., da Silva-Olivio I. R., Gonzaga L., Sesma N., Martin W. A Systematic Review of Clinical Outcomes on Patients Rehabilitated with Complete-Arch Fixed Implant-Supported Prostheses According to the Time of Loading. *J Prosthodont*; 28: 958-968; 2019.
74. Gallardo Y. R., Bohner L., Tortamano P., Pigozzo M. N., Lagana D. C., Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 119: 214-219; 2018.
75. Gallucci G. O., Papaspyridakos P., Ashy L. M., Kim G. E., Brady N. J., Weber H. P. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont*; 24: 469-472; 2011.

76. Gan N., Xiong Y., Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. *PLoS One*; 11: e0158800; 2016.
77. Gedrimiene A., Adaskevicius R., Rutkunas V. Accuracy of digital and conventional dental implant impressions for fixed partial dentures: A comparative clinical study. *J Adv Prosthodont*; 11: 271-279; 2019.
78. Gimenez-Gonzalez B., Hassan B., Ozcan M., Pradies G. 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. *J Prosthodont*; 26: 650-655; 2017.
79. Gimenez B., Ozcan M., Martinez-Rus F., Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*; 17 Suppl 1: e54-64; 2013.
80. Gimenez B., Ozcan M., Martinez-Rus F., Pradies G. 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*; 29: 853-862; 2014.
81. Gimenez B., Ozcan M., Martinez-Rus F., Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*; 24: 498-504; 2015.
82. Gimenez B., Pradies G., Martinez-Rus F., Ozcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 30: 56-64; 2015.
83. Goracci C., Franchi L., Vichi A., Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*; 38: 422-428; 2016.
84. Goujat A., Abouelleil H., Colon P., Jeannin C., Pradelle N., Seux D., Grosogeat B. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent*; 121: 590-597 e593; 2019.
85. Grünheid T., McCarthy S. D., Larson B. E. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 146: 673-682; 2014.
86. Güth J. F., Edelhoff D., Schweiger J., Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*; 20: 1487-1494; 2016.
87. Güth J. F., Keul C., Stimmelmayer M., Beuer F., Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*; 17: 1201-1208; 2013.
88. Güth J. F., Runkel C., Beuer F., Stimmelmayer M., Edelhoff D., Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig*; 21: 1445-1455; 2017.

89. Haddadi Y., Bahrami G., Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont*; 31: 375-376; 2018.
90. Hamalian T. A., Nasr E., Chidiac J. J. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*; 20: 153-160; 2011.
91. Handschuck N. Werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchung an Abformmassen auf der Basis von Polyethern, additionsvernetzenden und kondensationsvernetzenden Silikonen. Med Diss, Jena: 2007.
92. Hansen H.N., Carneiro K., Haitjema H., De Chiffre L. Dimensional Micro and Nano Metrology. *Annals of the CIRP*; 55: 721-743; 2006.
93. Hayama H., Fueki K., Wadachi J., Wakabayashi N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res*; 62: 347-352; 2018.
94. Heath M. X-Ray Tomography - The Future Of Coordinate Measurement Technology. Trust in this technology needs to mature. *QZ magazine*; 58: 86-87; 2015.
95. Hennessy R. Dimensional Measurement Enters New Era – New technology integrates computer tomography with multisensor coordinate metrology for accurate and complete non-destructive part measurement. *Quality magazine*; 7: 1-2; 2005.
96. Hoods-Moonsammy V. J., Owen P., Howes D. G. A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impressions for long-span implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*; 27: 433-438; 2014.
97. Huang R., Liu Y., Huang B., Zhang C., Chen Z., Li Z. Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clin Oral Implants Res*; 31: 625-633; 2020.
98. International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions. ISO 5725-1:1994; 1994. S.1-17.
99. International Organization for Standardization. Rolling bearings - Balls - Part 1: Steel balls. ISO 3290-1:2014-09; 2014.
100. Iturrate M., Lizundia E., Amezua X., Solaberrieta E. A new method to measure the accuracy of intraoral scanners along the complete dental arch: A pilot study. *J Adv Prosthodont*; 11: 331-340; 2019.
101. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 6: 270-276; 1991.
102. Kalender W.A. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: *Publicis Corporate Publishing* 2006.
103. Kameyama A., Asami M., Noro A., Abo H., Hirai Y., Tsunoda M. The effects of three dry-field techniques on intraoral temperature and relative humidity. *J Am Dent Assoc*; 142: 274-280; 2011.

104. Kan J. Y., Rungcharassaeng K., Bohsali K., Goodacre C. J., Lang B. R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*; 81: 7-13; 1999.
105. Katsoulis J., Takeichi T., Sol Gaviria A., Peter L., Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*; 10 Suppl 1: 121-138; 2017.
106. Keferstein C. P., Marxer M., Bach C. Berührungslose Messverfahren. Fertigungsmesstechnik - Alles zu Messunsicherheit, konventioneller Messtechnik und Multisensortechnik. 9. Wiesbaden: *Springer* 2018:209-278.
107. Keferstein C. P., Marxer M., Bach C. Computertomographie. Fertigungsmesstechnik - Alles zu Messunsicherheit, konventioneller Messtechnik und Multisensortechnik. 9. Wiesbaden: *Springer* 2018:266-271.
108. Keferstein C. P., Marxer M., Bach C. Messtechnik im Betrieb und Betriebsraum. Fertigungsmesstechnik - Alles zu Messunsicherheit, konventioneller Messtechnik und Multisensortechnik. 9. Wiesbaden: *Springer* 2018:54-94.
109. Keferstein C. P., Marxer M., Bach C. Messunsicherheit und deren Ursachen. Fertigungsmesstechnik - Alles zu Messunsicherheit, konventioneller Messtechnik und Multisensortechnik. 9. Wiesbaden: *Springer* 2018:31-52.
110. Keul C., Güth J. F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig*; 24: 735-745; 2020.
111. Keul C., Stawarczyk B., Erdelt K. J., Beuer F., Edelhoff D., Guth J. F. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater*; 30: 400-407; 2014.
112. Khraishi H., Duane B. Evidence for use of intraoral scanners under clinical conditions for obtaining full-arch digital impressions is insufficient. *Evid Based Dent*; 18: 24-25; 2017.
113. Kihara H., Hatakeyama W., Komine F., Takafuji K., Takahashi T., Yokota J., Oriso K., Kondo H. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res*; 64: 109-113; 2020.
114. Kim J. H., Kim K. R., Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 114: 185-192 e181; 2015.
115. Kim K. R., Seo K. Y., Kim S. Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *J Prosthet Dent*; 122: 543-549; 2019.
116. Kim S. R., Kim C. M., Jeong I. D., Kim W. C., Kim H. Y., Kim J. H. Evaluation of accuracy and repeatability using CBCT and a dental scanner by means of 3D software. *Int J Comput Dent*; 20: 65-73; 2017.
117. Korb W., Machno A. Computerassistierte und bildgestützte Chirurgie. In: Schlegel W, Karger CP, Jäkel O (Hrsg.). *Medizinische Physik Grundlagen-Bildgebung-Therapie-Technik*. Heidelberg: *Springer Spektrum* 2018; Kapitel 697-706.
118. Kühmstedt P., Hintersehr J. Optische 3D-Messtechnik im Dentalbereich. *Digital dental news*; 2: 40-45; 2008.

119. Kuhr F., Schmidt A., Rehmann P., Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent*; 55: 68-74; 2016.
120. Latham J., Ludlow M., Mennito A., Kelly A., Evans Z., Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent*; 123: 85-95; 2020.
121. Leung C. K. K., Pow E. H. N., Li T. K. L., Lo E. C. M., Chow T. W. Accuracy of radiographic measurements for implant planning using cone-beam and helical computer tomography. *J Investig Clin Dent*; 8: 2017.
122. Lim J. H., Park J. M., Kim M., Heo S. J., Myung J. Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent*; 119: 225-232; 2018.
123. Lin W. S., Harris B. T., Elathamna E. N., Abdel-Azim T., Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 30: 102-109; 2015.
124. Liu J., Liu Y., Wang J., Zuo X., Wang X., Zhang Y., He H. Dental measurements based on a three-dimensional digital technique: A comparative study on reliability and validity. *Arch Oral Biol*; 124: 105059; 2021.
125. Logozzo S., Zanetti E M, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A. Recent advances in dental optics- Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*; 54: 203-221; 2014.
126. Loubele M., Guerrero M. E., Jacobs R., Suetens P., van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 22: 446-454; 2007.
127. Luthardt R. G., Walter M. H., Quaas S., Koch R., Rudolph H. Comparison of the three-dimensional correctness of impression techniques: a randomized controlled trial. *Quintessence Int*; 41: 845-853; 2010.
128. Mahler D. B., Ady A. B. An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. *J Dent Res*; 39: 578-589; 1960.
129. Malik J., Rodriguez J., Weisbloom M., Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont*; 31: 107-113; 2018.
130. Malo P., de Araujo Nobre M., Lopes A., Ferro A., Gravito I. All-on-4(R) Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. *Clin Implant Dent Relat Res*; 17 Suppl 2: e531-541; 2015.
131. Mandelli F., Gherlone E., Gastaldi G., Ferrari M. Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis. *J Prosthodont Res*; 61: 363-370; 2017.
132. Mangano F. G., Hauschild U., Veronesi G., Imburgia M., Mangano C., Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*; 19: 101; 2019.

133. Mangano F., Gandolfi A., Luongo G., Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*; 17: 149; 2017.
134. Marghalani A., Weber H. P., Finkelman M., Kudara Y., El Rafie K., Paspaspyridakos P. Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent*; 119: 574-579; 2018.
135. Menditto A., Patriarca M., Magnusson B. Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accred Qual Assur*; 12: 45-47; 2006.
136. Menini M., Setti P., Pera F., Pera P., Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig*; 22: 1253-1262; 2018.
137. Mennito A. S., Evans Z. P., Lauer A. W., Patel R. B., Ludlow M. E., Renne W. G. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent*; 30: 113-118; 2018.
138. Michelinakis G., Apostolakis D., Tsagarakis A., Kourakis G., Pavlakis E. A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study. *J Prosthet Dent*; 124: 581-588; 2020.
139. Mizumoto R. M., Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 120: 343-352; 2018.
140. Mizumoto R. M., Yilmaz B., McGlumphy E. A., Jr., Seidt J., Johnston W. M. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*; 123: 96-104; 2020.
141. Moore G.E. Cramming more components onto integrated circuits. *Electronics*; 38: 1-4; 1965.
142. Moura R. V., Kojima A. N., Saraceni C. H. C., Bassolli L., Balducci I., Ozcan M., Mesquita A. M. M. Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont*; 28: e530-e535; 2019.
143. Muallah J., Wesemann C., Nowak R., Robben J., Mah J., Pospiech P., Bumann A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent*; 20: 151-164; 2017.
144. Mulcahy C., Sherriff M., Walter J. D., Fenlon M. R. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 15: 111-118; 2000.
145. Müller P., Ender A., Joda T., Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*; 47: 343-349; 2016.
146. Mutwalli H., Braian M., Mahmood D., Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent*; 2018: 5189761; 2018.
147. Nagy Z., Simon B., Mennito A., Evans Z., Renne W., Vag J. Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method. *BMC Oral Health*; 20: 97; 2020.
148. Nash P. Fast complex measurement. *Quality Manufacturing Today magazine*; 10: 32-33; 2009.

149. Nedelcu R. G., Persson A. S. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*; 112: 1461-1471; 2014.
150. Nedelcu R., Olsson P., Nystrom I., Ryden J., Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*; 69: 110-118; 2018.
151. O'Toole S., Osnes C., Bartlett D., Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater*; 35: 495-500; 2019.
152. Oh K. C., Park J. M., Moon H. S. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *J Prosthodont*; 29: 518-523; 2020.
153. Orkin D. A., Reddy J., Bradshaw D. The relationship of the position of crown margins to gingival health. *J Prosthet Dent*; 57: 421-424; 1987.
154. Ozan O., Hamis O. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent*: 2019 [Epub ahead of print].
155. Palma-Carrio C., Maestre-Ferrin L., Penarrocha-Oltra D., Penarrocha-Diago M. A., Penarrocha-Diago M. Risk factors associated with early failure of dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 16: e514-517; 2011.
156. Pan Y., Tam J. M., Tsoi J. K., Lam W. Y., Huang R., Chen Z., Pow E. H. Evaluation of laboratory scanner accuracy by a novel calibration block for complete-arch implant rehabilitation. *J Dent*; 102: 103476; 2020.
157. Papaspyridakos P., Benic G. I., Hogsett V. L., White G. S., Lal K., Gallucci G. O. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res*; 23: 676-681; 2012.
158. Papaspyridakos P., Chen C. J., Gallucci G. O., Doukoudakis A., Weber H. P., Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 29: 836-845; 2014.
159. Papaspyridakos P., Gallucci G. O., Chen C. J., Hanssen S., Naert I., Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*; 27: 465-472; 2016.
160. Park S., Kang H. C., Lee J., Shin J., Shin Y. G. An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning. *Comput Methods Programs Biomed*; 118: 11-22; 2015.
161. Passos L., Meiga S., Brigagao V., Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent*; 22: 307-319; 2019.
162. Patzelt S. B., Bahat O., Reynolds M. A., Strub J. R. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*; 16: 836-855; 2014.

163. Patzelt S. B., Vonau S., Stampf S., Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc*; 144: 914-920; 2013.
164. Pellizzer E. P., Marcela de Luna Gomes J., Araujo Lemos C. A., Minatel L., Justino de Oliveira Limirio J. P., Dantas de Moraes S. L. The influence of crown-to-implant ratio in single crowns on clinical outcomes: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*: 2020.
165. Persson A., Andersson M., Oden A., Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*; 95: 194-200; 2006.
166. Persson A. S., Oden A., Andersson M., Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*; 25: 929-936; 2009.
167. Peter J. Bildrekonstruktion. In: Schlegel W, Karger CP, Jäkel O (Hrsg.). Medizinische Physik Grundlagen-Bildgebung-Therapie-Technik. Heidelberg: *Springer Spektrum* 2018; Kapitel 345-347.
168. Praca L., Pekam F. C., Rego R. O., Radermacher K., Wolfart S., Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dent Mater*; 34: e280-e288; 2018.
169. Rech-Ortega C., Fernandez-Estevan L., Sola-Ruiz M. F., Agustin-Panadero R., Labaig-Rueda C. Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 24: e89-e95; 2019.
170. Rehmann P., Sichwardt V., Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont*; 30: 27-29; 2017.
171. Reichen-Graden S., Lang N. P. Periodontal and pulpal conditions of abutment teeth. Status after four to eight years following the incorporation of fixed reconstructions. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 99: 1381-1385; 1989.
172. Renne W., Ludlow M., Fryml J., Schurch Z., Mennito A., Kessler R., Lauer A. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent*; 118: 36-42; 2017.
173. Resende C. C. D., Barbosa T. A. Q., Moura G. F., Tavares L. D. N., Rizzante F. A. P., George F. M., Neves F. D. D., Mendonca G. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent*: 2020.
174. Revilla-Leon M., Att W., Ozcan M., Rubenstein J. Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *J Prosthet Dent*: 2020.
175. Rhee Y. K., Huh Y. H., Cho L. R., Park C. J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*; 7: 460-467; 2015.
176. Ribeiro P., Herrero-Climent M., Diaz-Castro C., Rios-Santos J. V., Padros R., Mur J. G., Falcao C. Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions - An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health*; 15, 1599: 2018.

177. Richert R., Goujat A., Venet L., Viguie G., Viennot S., Robinson P., Farges J. C., Fages M., Ducret M. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*; 2017: 8427595; 2017.
178. Richter E. J. Implantatprothetik. Gernet, W, Biffar, R, Schwenzer, N, Ehrenfeld, M: Zahnärztliche Prothetik 3 Auflage. *Thieme Verlag, Stuttgart* 2007:84-131.
179. Rosentritt M., Ilie N, Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. *Thieme Verlag, Stuttgart* 2018.
180. Rostetter C., Abazi J., Gander T., Bredell M., Rucker M., Studer S., Zweifel D. Precision of 30 guided implants in complex tumour situations. *Br J Oral Maxillofac Surg*; 58: e62-e66; 2020.
181. Runkel C., Guth J. F., Erdelt K., Keul C. Digital impressions in dentistry-accuracy of impression digitalisation by desktop scanners. *Clin Oral Investig*; 24: 1249-1257; 2020.
182. Rutkunas V., Gečiauskaite A., Jegelevicius D., Vaitiekunas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol*; 10 Suppl 1: 101-120; 2017.
183. Rutkunas V., Gedrimiene A., Adaskevicius R., Al-Haj Husain N., Ozcan M. Comparison of the Clinical Accuracy of Digital and Conventional Dental Implant Impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent*: 2020.
184. Saeidi Pour R., Freitas Rafael C., Engler Mlpd, Edelhoff D., Klaus G., Prandtner O., Berthold M., Liebermann A. Historical development of root analogue implants: a review of published papers. *Br J Oral Maxillofac Surg*; 57: 496-504; 2019.
185. Sawyers J., Baig M. R., El-Masoud B. Effect of Multiple Use of Impression Copings and Scanbodies on Implant Cast Accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 34: 891-898; 2019.
186. Schätzle M., Land N. P., Anerud A., Boysen H., Burgin W., Loe H. The influence of margins of restorations of the periodontal tissues over 26 years. *J Clin Periodontol*; 28: 57-64; 2001.
187. Schmidt A., Benedickt C. R., Schlenz M. A., Rehmann P., Wostmann B. Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *J Prosthodont Res*: 2019.
188. Schmidt I. Artifact Correction In Computed Tomography. Flexible and Precise Measurement. *QZ magazine*; 59: 1-3; 2014.
189. Schmidt I. Ten Years of Computed Tomography in Coordinate Measuring Technology. Complete and non-destructive. *QE magazine*: 1-4; 2015.
190. Schubert T. The All-Around Talent. Computed Tomography as an Engine of Industry 4.0. *QZ magazine*; 62: 1-2; 2017.
191. Schwarz H.R. Ausgleichsrechnung. Numerik symmetrischer Matrizen Leitfäden der angewandten Mathematik und Mechanik. Wiesbaden: *Vieweg+Teubner* 1972:78-103.
192. Seelbach P., Brueckel C., Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*; 17: 1759-1764; 2013.

193. Shewchuk J. R. Delaunay Refinement Mesh Generation. Pittsburgh: *Carnegie Mellon University* 1997.
194. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res*; 5: 225-229; 1970.
195. Sorrentino R., Gherlone E. F., Calesini G., Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*; 12 Suppl 1: e63-76; 2010.
196. Steinbeiss H., (Erfinder); Method and device for a precise contour determination of an object during an imaging analysis method. Germany 2011.
197. Stimmelmayer M., Beuer F., Edelhoff D., Guth J. F. Implant Impression Techniques for the Edentulous Jaw: A Summary of Three Studies. *J Prosthodont*; 25: 146-150; 2016.
198. Stimmelmayer M., Denk K., Erdelt K., Krennmair G., Mansour S., Beuer F., Guth J. F. Accuracy and reproducibility of four cone beam computed tomography devices using 3D implant-planning software. *Int J Comput Dent*; 20: 21-34; 2017.
199. Stimmelmayer M., Guth J. F., Erdelt K., Edelhoff D., Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig*; 16: 851-856; 2012.
200. Swain M. V., Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci*; 1: 177-188; 2009.
201. Takeuchi Y., Koizumi H., Furuchi M., Sato Y., Ohkubo C., Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci*; 60: 1-7; 2018.
202. Tallarico M., Canullo L., Pisano M., Penarrocha-Oltra D., Penarrocha-Diago M., Meloni S. M. An up to 7-Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication With the All-on-4 Concept. *J Oral Implantol*; 42: 265-271; 2016.
203. Tan M. Y., Yee S. H. X., Wong K. M., Tan Y. H., Tan K. B. C. Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 34: 366-380; 2019.
204. Taschieri S., Lolato A., Testori T., Francetti L., Del Fabbro M. Short dental implants as compared to maxillary sinus augmentation procedure for the rehabilitation of edentulous posterior maxilla: Three-year results of a randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*; 20: 9-20; 2018.
205. Teo J. W., Tan K. B., Nicholls J. I., Wong K. M., Uy J. Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 29: 577-584; 2014.
206. Tomita Y., Uechi J., Konno M., Sasamoto S., Iijima M., Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J*: 2018.

207. Treesh J. C., Liacouras P. C., Taft R. M., Brooks D. I., Raiciulescu S., Ellert D. O., Grant G. T., Ye L. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *J Prosthet Dent*; 120: 382-388; 2018.
208. Treptow R. S. Precision and Accuracy in Measurements: A Tale of Four Graduated Cylinders. *J Chem Educ*; 75: 992-995; 1998.
209. Vandeweghe S., Vervack V., Dierens M., De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*; 28: 648-653; 2017.
210. Verein Deutscher Ingenieure. Statistische Prüfung der Arbeits- und Positionsgenauigkeit von Werkzeugmaschinen – Grundlagen VDI/DGQ 3441. 1982-07, Statistical Testing of the Operational and Positional Accuracy of Machine Tools Basis; 1977.
211. Verein Deutscher Ingenieure. VDI/VDE 2617 Blatt 13. Computertomografie in der dimensionellen Messtechnik - Leitfaden zur Anwendung von DIN EN ISO 10360 für Koordinatenmessgeräte mit CT-Sensoren. 2011.
212. Vigolo P., Mutinelli S., Fonzi F., Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal- and external-connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 29: 807-818; 2014.
213. Vogeler M., Bucher R., Schmelzeisen R. Implantologie. Gutwald, R, Gellrich, N C, Schmelzeisen, R: Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie, 2 überarbeitete und erweiterte Auflage. *Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln* 2010:383-432.
214. Vojdani M., Torabi K., Ansarifard E. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dent Res J (Isfahan)*; 12: 315-322; 2015.
215. von Stein-Lausnitz M., Nickenig H. J., Wolfart S., Neumann K., von Stein-Lausnitz A., Spies B. C., Beuer F. Survival rates and complication behaviour of tooth implant-supported, fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*; 88: 103167; 2019.
216. Watanabe F., Uno I., Hata Y., Neuendorff G., Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 15: 209-218; 2000.
217. Weckenmann A., Peggs G., Hoffmann J. Probing systems for dimensional micro- and nano-metrology. *Meas Sci Technol*; 17: 504-509; 2006.
218. Weigel C., Bragger U., Sutter F., Hammerle C., Lang N. P. [Prosthodontics on implants. Crown and bridge prosthodontics with new solid secondary parts of the ITI Dental Implant System. Internationales Team für Implantologie]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 104: 756-769; 1994.
219. Weigl P., Schlegel K. A., Lutz R. Implantatwerkstoffe und Knochenersatzmaterialien. Kappert, H F, Eichner, K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten. *Thieme Verlag, Stuttgart* 2008:360-380.
220. Wesemann C., Muallah J., Mah J., Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an

- intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int*; 48: 41-50; 2017.
221. Winter W., Klein D., Karl M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *J Oral Implantol*; 39: 23-29; 2013.
222. Winter W., Klein D., Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng*; 2013: 265412; 2013.
223. Wöstmann B. Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen? *ZWR*; 105: 247-250; 1996.
224. Wöstmann B. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *Zahnärztl Mitt*; 10: 40-49; 1999.
225. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt*; 95: 32-39; 2005.
226. Wöstmann B, Dohle A, Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z*; 49: 679-682; 1994.
227. Wöstmann B, Höing M, Ferger P. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z*; 53: 753-756; 1998.
228. Wöstmann B, Seelbach P. Abformung: konventionell oder digital? *Quintessenz*; 63(12): 1567-1575; 2012.
229. Wöstmann B., Rehmann P., Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont*; 21: 299-301; 2008.
230. Wulfman C., Naveau A., Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 124: 161-167; 2020.
231. Xu X., Hu B., Xu Y., Liu Q., Ding H., Xu L. Short versus standard implants for single-crown restorations in the posterior region: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*; 2020.
232. Zarauz C., Valverde A., Martinez-Rus F., Hassan B., Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*; 20: 799-806; 2016.
233. Zimmermann M., Koller C., Rumetsch M., Ender A., Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *J Orofac Orthop*; 78: 466-471; 2017.

7 Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

DVT – Digitale Volumentomografie

IASP – Implantat-Abutment-Schnittstellen-Punkt

InID – Interimplantatdimension

IOS – Intraoralscanner

iRS – individueller Referenzschlüssel

ISB – intraoraler Scanbody

KMM – Koordinatenmessmaschine

Mikro-CT – Mikro-Computertomografie

MW – Mittelwert

OCT – optische Kohärenztomografie

PMMA – Polymethylmethacrylat

SD – Standardabweichung

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1 Schematische Darstellung der Genauigkeit anhand einer Zielscheibe (Richtigkeit = Nähe der Treffer zum Mittelpunkt; Präzision = Streubreite der Treffer... 9

Abbildung 2.2 Gliederung der Sensoren von Koordinatenmessgeräten nach dem Aufnahmeprinzip..... 13

Abbildung 2.3 Übersicht über mögliche Ursachen und Einflussgrößen der Messunsicherheit 23

Abbildung 2.4 Datenbankrecherche und Auswahl der Publikationen digitaler Implantatabformungen..... 27

Abbildung 2.5 Datenbankrecherche und Auswahl der Publikationen von Ganzkieferabformungen mit Referenzstrukturen	41
Abbildung 3.1 Ergebnisse für die 3D-Abweichung mit BEGO-Implantaten in Boxplots.	50
Abbildung 3.2 Ergebnisse für die 3D-Abweichung mit Straumann-Implantaten in Boxplots.....	51
Abbildung 3.3 Schematische Übersicht über die konventionelle und digitale Herstellung einer implantatgetragenen Kronenversorgung.....	54
Abbildung 3.4 Delaunay-Triangulierung mit Dreiecken (durchgezogene Linien) und Umkreisen (ge-strichelte Linien).....	55
Abbildung 3.5 Durch den Intraoralscanner erfasste Punktwolke natürlicher Zähne und Scanbodies	56
Abbildung 3.6 Polygonisierung der aufgenommenen Punktwolke zu einem Flächenmodell	56
Abbildung 3.7 Ergebnisse für die Längen- und Durchmesserabweichungen der Scanbodies in Boxplots.	58
Abbildung 3.8 Ergebnisse für die Volumenabweichungen der Scanbodies in Boxplots.	59
Abbildung 3.9 Ergebnisse konventionellen und digitalen Abformungen in Summe. Die Zunahme der Abweichungen der digitalen Abformungen mit steigender Scanpfadlänge ist deutlich erkennbar (orangefarbener Pfeil).	61
Abbildung 3.10 Ergebnisse der Analysemethoden (KBA-kordinatenbasierte Auswertung/ <i>Best fit</i> -Analyse) mit den entsprechenden Implantatpositionen in Summe. Die Zunahme der Abweichungen mit steigender Scanpfadlänge ist nur bei der koordinatenbasierten Auswertung erkennbar (orangefarbener Pfeil).....	64
Abbildung 3.11 Beispielhafte Darstellung der Vermessung von zwei Punkten ohne Referenz. Der Abstand beträgt 44 mm.	67

Abbildung 3.12 Beispielhafte Darstellung der Vermessung von zwei Punkten ohne Referenz. Der Abstand beträgt trotz deutlicher Äderung der Position nach wie vor 44 mm. 68

Abbildung 3.13 Durch den Einsatz einer Referenzstruktur sowie der Definition eines Ursprungspunktes an der Referenz kann die dreidimensionale Lage der Punkte (Soll-Punkte) im Raum bestimmt werden (gelber und orangefarbener Pfeil). 68

Abbildung 3.14 Da die ursprüngliche Lage der Punkte zur Referenzstruktur bekannt sind (gelber und orangefarbener Pfeil), können die Abweichungen der Ursprungspunkte (Soll-Punkte) zu den Punkten der Abformung (Ist-Punkte) mithilfe von Vektoren bestimmt werden (rote Pfeile). 69

Abbildung 3.15 Ergebnisse der Abweichungen des individuellen Referenzschlüssels (iRS) sowie der konventionellen und digitalen Abformung für die einzelnen Implantatpositionen in Summe 72

Abbildung 3.16 Ergebnisse der Längenabweichungen der konventionellen und digitalen Abformungen im Ober- und Unterkiefer. Die gelbe Nulllinie symbolisiert die individuellen Referenzschlüssel (iRS). 73

Abbildung 3.17 Ergebnisse der Abweichungen für die einzelnen Abformmethoden und Distanzen. Die Zunahme der Abweichungen mit steigender Streckenlänge ist bei den digitalen Abformungen erkennbar (orangefarbener Pfeil). 80

7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1 Vorgestellte Messverfahren mit individueller Anwendungsempfehlung ... 20

Tabelle 2.2 Suchstrategie für die MEDLINE/PubMed Datenbank in Bezug auf digitale Implantatabformungen mit Anzahl der Datensätze von Januar 2021 26

Tabelle 2.3 Übersicht über die Studienlage in Bezug auf konventionelle und digitale Implantatabformungen im *in-vitro* sowie *in-vivo* Versuchsaufbau. 28

Tabelle 2.4 Suchstrategie für die MEDLINE/PubMed Datenbank in Bezug auf digitale Ganzkieferabformungen mit Anzahl der Datensätze von Januar 2021 39

Tabelle 2.5 Übersicht über die Studienlage in Bezug auf Ganzkieferabformungen mithilfe von Referenzstrukturen..... 41

7.4 Publikation 1

journal of prosthodontic research 62 (2018) 245–251



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Prosthodontic Research

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jpor

Original article

Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study

Alexander Schmidt^{a,*}, Teresa Häussling^a, Peter Rehmann^a, Heidrun Schaaß^b, Bernd Wöstmann^a^aJustus-Liebig-University, Dental Clinic, Department of Prosthodontics, Giessen, Germany
^bJustus-Liebig-University and Maxillofacial Surgery, Giessen, Germany

ARTICLE INFO

Article history:

Received 21 February 2017
Received in revised form 8 September 2017
Accepted 18 October 2017
Available online 27 November 2017

Keywords:

Implant impression accuracy
Effect size
Implant impression material
Implant impression method

ABSTRACT

Purpose: An accurate impression is required for implant treatment. The aim of this in-vitro study was to determine the effect size of the impression material/method, implant system and implant angulation on impression transfer precision.**Methods:** An upper jaw model with three BEGO and three Straumann implants (angulations 0°, 15°, 20°) in the left and right maxilla was used as a reference model. One polyether (Impregum Penta) and two polyvinyl siloxanes (Flexitime Monophase/Aquasil Ultra Monophase) were examined with two impression techniques (open and closed tray). A total of 60 impressions were made. A coordinate measurement machine was used to measure the target variables for 3D-shift, implant axis inclination and implant axis rotation. All the data were subjected to a four-way ANOVA. The effect size (partial eta-squared [η^2_p]) was reported.**Results:** The impression material had a significant influence on the 3D shift and the implant axis inclination deviation (p -values = .000), and both factors had very large effect sizes (3D-shift [η^2_p] = .599; implant axis inclination [η^2_p] = .298). Impressions made with polyvinyl siloxane exhibited the highest transfer precision. When the angulation of the implants was larger, more deviations occurred for the implant axis rotational deviation. The implant systems and impression methods showed partially significant variations (p -values = .001–.639) but only very small effect sizes (η^2_p = .001–.031).**Conclusions:** The impression material had the greatest effect size on accuracy in terms of the 3D shift and the implant axis inclination. For multiunit restorations with disparallel implants, polyvinyl siloxane materials should be considered. In addition, the effect size of a multivariate investigation should be reported.

© 2017 Japan Prosthodontic Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

An accurate impression is the most important step in transferring the intraoral situation to a plaster model to manufacture an appropriate prosthetic restoration. For implant treatment in particular, a high accuracy is essential. The influences of different implant angulations, impression materials and impression methods on impression accuracy have been investigated in several studies. However, most of those investigations employed a univariate approach. Several investigators compared impression techniques (open and closed tray) using different impression materials, such as polyvinyl siloxane and polyether

[1,2]. Other studies targeted the influence of the implant angulation [3,4]. Overall, the results are variable and even contradictory [5–8]. In general, there is a wide scattering of the data, and some authors only reported significance levels. These varying reports could be due to the range of variations and different results. Thus, all variables studied appear to influence the transfer accuracy [2–5,9,10]; however, to our knowledge, no publication analyzed the effect sizes of the stated variables using a multivariate methodology.

Therefore, the aim of the present study was to investigate the influence of the clinically relevant variables impression material (a), impression method (b), implant system (c) and implant angulation (d) on the transfer accuracy using a multivariate approach. Moreover, the effect size of the influencing factors was calculated and analyzed to determine which parameter has the strongest influence on the transfer accuracy. We performed this

* Corresponding author at: Justus-Liebig-University, Dental Clinic, Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany.
E-mail address: alexanderschmidt@dentist.med.uni-giessen.de (A. Schmidt).

<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.10.004>

1883-1958/© 2017 Japan Prosthodontic Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

analysis because only the effect size can show the actual impact of a certain parameter on the outcome.

Although there are a few studies with different model setups, we could only identify one study that analyzed the implant system itself as a variable in a PubMed search [11]. Based on the clinical perspective, we included two different implant systems from different manufacturers (BEGO *Ri-line* bone-level implants [12] and Straumann *Standard Plus* soft tissue-level implants [13]) in this study.

The model setup intends to represent the clinical situation as closely as possible. Therefore, the study was performed using the most common clinical framework conditions in a multivariate approach. The following null hypothesis was tested: neither (a) the impression material, (b) the impression method, (c) the implant angulation nor (d) the implant system influences the linear displacement (3D shift), the implant axis inclination or the rotational deviation caused by impression transfer.

2. Materials and methods

A partial edentulous upper jaw model served as a master model. It was composed of a stainless steel baseplate (10 × 10 cm). For implant placement, six steel tubes were mounted on the baseplate as follows: two tubes were placed in the position of the third molar with a 20° anterior angulation and two tubes in the position of the first molar, which were placed in a straight position of 0° and parallel to each other. The last two tubes were positioned in the region of the first premolar, with a 15° angulation in a buccal direction (Fig. 1). Three BEGO Semados TiPure Plus bone-level implants (RI 4.5 × 15 mm LOT003657 BEGO, Bremen, Germany), were luted into three tubes (4.5 mm inner diameter, 1 mm below gingiva level) in the right maxilla. Three Standard Plus soft tissue-level implants for trans-, semi- or subgingival ingrowth (RN 4.8 × 14 mm LOT CF617 Straumann, Basel, Switzerland), were applied into the three tubes (4.8 mm inner diameter, 1 mm above gingiva level) in the left maxilla. Galvano AGC-Cem adhesive (Wieland Dental, Würzburg, Germany) was used as the luting material. A perpendicularly placed cuboid acted as a reference point in the center of the palate. This setup was integrated into a model of a partial edentulous upper jaw model made of Acryl Ortho acrylic resin (Henry Schein, Langen, Germany). (For construction a model was doubled and filled with wax. The wax pattern was fit on the stainless steel base and the hollows were filled up with wax. A second double impression was taken from the model, the wax was removed and the impression was filled up with the acrylic resin. After polymerization and hardening, the acrylic

resin model was fixed on the steel base to receive the finished master model (Fig. 2).

One polyether (Impregum Penta IP) and two polyvinylsiloxane (Flexitime Monophase FM/Aquasil Ultra Monophase AU) based materials were used as impression materials. For all materials, the manufacturer's instructions were meticulously observed. With all materials a closed tray impression as well as an open tray technique with custom trays with a thickness of 3 mm and a tubular similar design around the impression copings was carried out (Table 1). For the open tray technique impression copings (BEGO: Sub-Dent open impression, length 12 mm/Straumann: SynOcta RN, length 11.5 mm) were screwed into the implants (Fig. 3). For the closed tray impression plastic transfer caps (BEGO: Sub-Dent closed impression/Straumann: SynOcta RN) were placed on the implants and the impression was taken with conventional stock trays (IP: Algilock/FM, AU: Ehrlicke) (Fig. 4). The impression was allowed to set 10 min (to compensate for the temperature in the lab). Thereafter the post screws were subsequently loosened (in the open tray technique only) and the impressions removed from the master model. A total of 60 impressions were made, with ten impressions per material and ten impressions per technique. Laboratory analogues were exactly repositioned in the hexagon (BEGO) or octagon (Straumann) and carefully tightened.

Plaster casts were made with Fujirock EP (GC Cor., Tokyo, Japan) and stored under laboratory conditions (23 ± 1°C, 50 ± 10% relative humidity) for 8 days.

For the measuring procedure, angled abutments with different angulations (0°, 15°, 20°) were placed on the respective angled implants. Stainless steel cuboids (edge length 10 mm) were used as measuring posts and to replace the abutments of the implant (Fig. 5). The measurement posts were cemented perpendicularly on the abutments, with an angulation of 0°, 15° and 20° and appropriate to the diverting angulations of the implants. The measurement posts were luted onto abutments (Zirconium Cem, GDF, Rosbach, Germany) with parallel alignment, developed to an abutment cuboid.

A Rapid (Thome Präzision, Messel, Germany) coordinate measurement machine with a measurement precision of 2.2 µm was used to measure the target variables with respect to accuracy for the 3D shift, the implant axis inclination and rotation. The machine assessed the difference between the master model and every plaster cast based on the resulting vectors in the x-, y- and z-directions of the reference point to each abutment cuboid. Reference planes were defined to measure the differences in inclination and rotation of the implant axis. All experimental procedures were performed by the same examiner (T.H.).



Fig. 1. Steel baseplate and steel tubes.

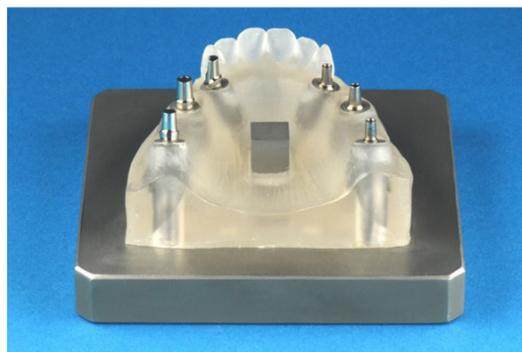


Fig. 2. Master model with six implants, including abutments (BEGO right side and Straumann left side) and the cuboid in the middle of the palate.

Table 1
Impression materials and techniques.

Code	Brand name	Manufacturer	Type	Technique ^a	Tray
IP 1	Impregum Penta	3M ESPE	Polyether	Open tray impression copings [†]	C-Plast [◇]
IP 2	Impregum Penta	3M ESPE	Polyether	Closed tray plastic transfer caps [‡]	Algilock [♣]
FM 1	Flexitime Monophase	Heraeus Kulzer	Polyvinyl siloxane	Open tray impression copings [†]	C-Plast [◇]
FM 2	Flexitime Monophase	Heraeus Kulzer	Polyvinyl siloxane	Closed tray plastic transfer caps [‡]	Ehricke [♣]
AU 1	Aquasil Ultra Monophase	Dentsply DeTrey	Polyvinyl siloxane	Open tray impression copings [†]	C-Plast [◇]
AU 2	Aquasil Ultra Monophase	Dentsply DeTrey	Polyvinyl siloxane	Closed tray plastic transfer caps [‡]	Ehricke [♣]

IP 1, IP 2 (Impregum Penta, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). FM 1, FM 2 (Flexitime Monophase, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany). AU 1, AU 2 (Aquasil Ultra Monophase, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany).

- ^a n = 10 per material and per technique.
- [†] Impression copings (Sub-Dent open impression, BEGO/SynOcta RN, Straumann).
- [‡] Plastic transfer caps (Sub-Dent closed impression/SynOcta RN, Straumann).
- [◇] Custom Tray C-Plast (Candulor, Glattpark, Switzerland).
- [♣] Stock Tray Ehricke (Omnident Dental, Rodgau, Germany).
- [♣] Stock Tray Algilock (Hager & Werken, Duisburg, Germany).

To avoid measurement errors, a program was written for the coordinate measurement machine to automate the standardized measurement of all the casts. The tactile switch of the machine scanned the surfaces of the rectangular cuboid with reference planes (E1 x–y axis, E2 x–z axis, and E3 y–z axis) (Fig. 5). The edge of the cuboid was defined as point zero (P1 (0,0,0)). The master

model was measured ten times to determine the reproducibility of the measurement method. The plaster casts were scanned in the same way with the same program. The linear displacement (ΔR) from each center of the cuboids were then calculated using the equation $\Delta R = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2}$ (Fig. 6).

Data were imported into the SPSS statistics (version 20, IBM, Armonk, USA) software package. The linear displacement showed a normal distribution; thus, a natural log was used. The test for variance homogeneity showed no anomalies of the residues. The alpha error level was defined at 5%, and multiple comparisons of the pairs were Bonferroni corrected. All the data were subjected to a four-way univariate analysis of variance (ANOVA). For the inclination and rotation, the MIXED procedure was used so that the heterogeneity could be modeled.

Finally the effect size *partial eta-squared* [η^2_p] was calculated as it shows the practical significance and the relevance of one parameter within a set of parameters, which may be significant (*p*-value < .05) while having only a small effect size [14]. To calculate the effect size, a natural log was required for the variables 3D-shift and implant angulation [15].

3. Results

The statistic results for the 3D shift/linear displacement ΔR , the implant axis inclination and the implant axis rotation are presented in Fig. 7–12. The interaction effects were calculated between all the influencing factors. Furthermore to the statistic

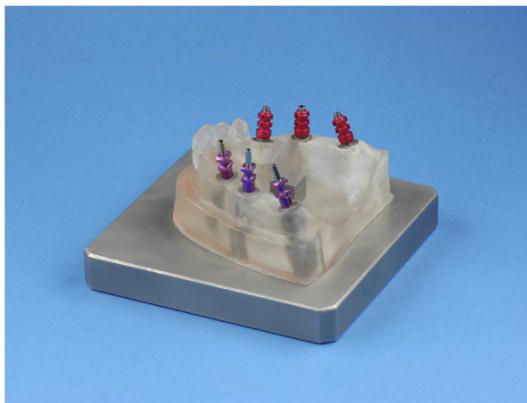


Fig. 3. Master model with open tray impression copings.



Fig. 4. Master model with closed tray impression copings.

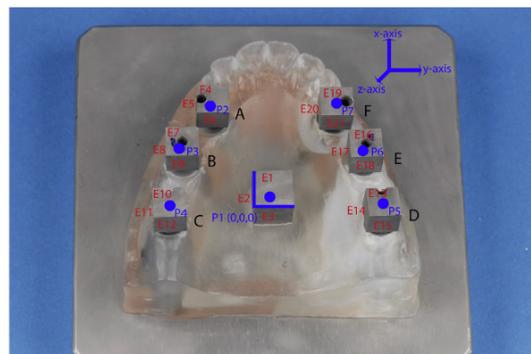


Fig. 5. Master model with stainless steel measurement posts (A–F), measuring points (P) and planes (E).

results, the effect size *partial eta squared* [η^2_p] was calculated and reported as shown in Table 2.

A four-way analysis of univariate variance showed that the impression material had a significant influence on the 3D shift (p -value = .000), with a very large effect size (*partial eta-squared* [η^2_p] = .599) (Table 2). Impressions made with polyvinyl siloxane (FM, AU) showed the highest transfer precision, whereas the polyether (IP) exhibited the greatest variation.

The effect size for the interaction effect between the implant system, the impression material and the impression method was small $\eta^2_p = .027$, compared to the effect size for the impression material $\eta^2_p = .599$.

The angulation of the implants (0°, 15°, and 20°) showed significant differences in transfer precision (p -value = .004) but only a small effect size of $\eta^2_p = .033$.

For the implant axis inclination, the four-way analysis of univariate variance showed that the impression material had a significant influence (p -value = .000), with a large effect size ($\eta^2_p = .298$). Impressions made with polyvinyl siloxanes (FM, AU) showed that for the highest transfer precision, IP exhibits the greatest difference. The angulation of the implants and the impression techniques (open and closed tray) likewise showed

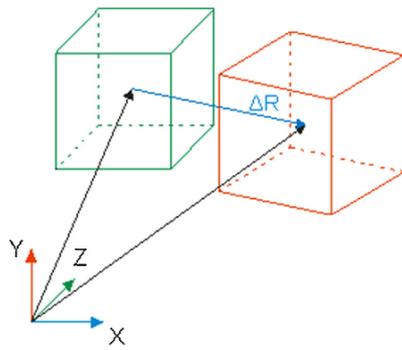


Fig. 6. Schematic overview of the 3D shift/linear displacement (ΔR).

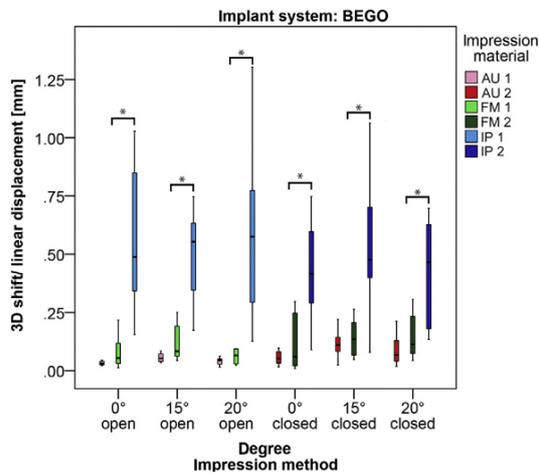


Fig. 7. Results for the 3D shift/linear displacement (ΔR) with BEGO implants in boxplots. Factors with statistically significant differences (p -value < .05) are indicated with an asterisk (*).

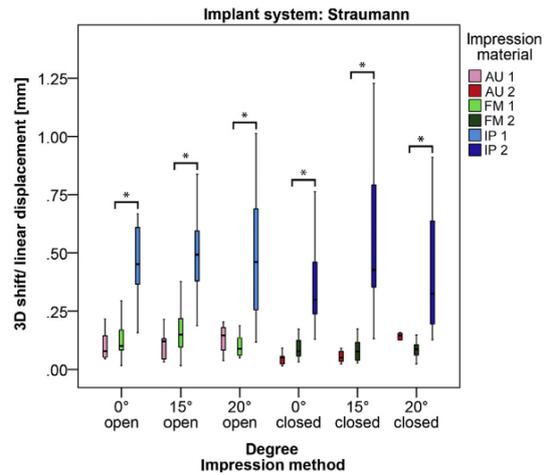


Fig. 8. Results for the 3D shift/linear displacement (ΔR) with Straumann implants in boxplots. Factors with statistically significant differences (p -value < .05) are indicated with an asterisk (*).

significant influence (p -values = .004 and .001), although the effect sizes were small ($\eta^2_p = .033$ and .031).

For the implant axis rotation, the angulation of the implants showed significant differences (p -value = .000), with a large effect size ($\eta^2_p = .157$). The impression material showed a significant influence (p -value = .000), with only a small effect size ($\eta^2_p = .082$).

The different implant types showed no significant influences.

Thus, in summary, parts a–c of the null hypothesis were rejected because significant effect sizes were observed for the impression material, the method and the implant angulation.

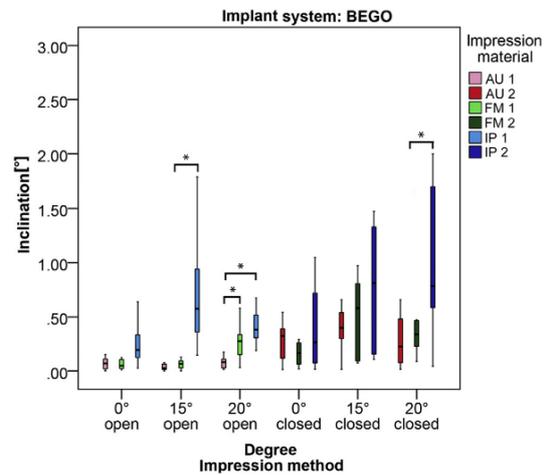


Fig. 9. Results for the inclination with BEGO implants in boxplots. Factors with statistically significant differences (p -value < .05) are indicated with an asterisk (*).

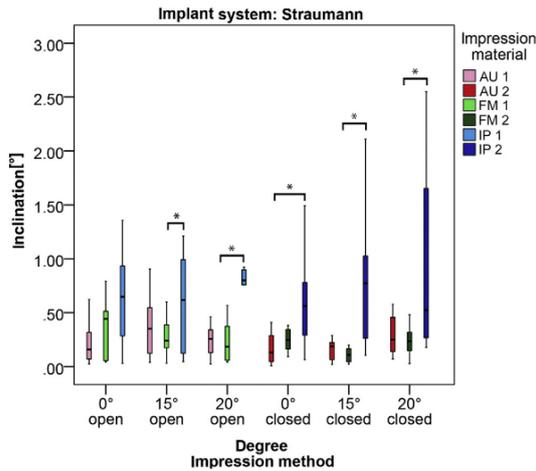


Fig. 10. Results for the inclination with Straumann implants in boxplots. Factors with statistically significant differences (p -value $< .05$) are indicated with an asterisk (*).

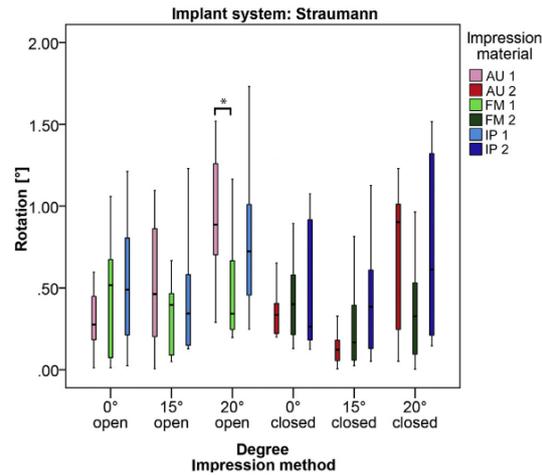


Fig. 12. Results for the rotation with Straumann implants in boxplots. Factors with statistically significant differences (p -value $< .05$) are indicated with an asterisk (*).

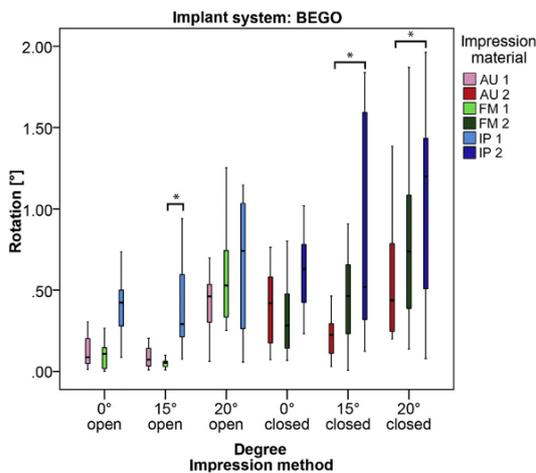


Fig. 11. Results for the rotation with BEGO implants in boxplots. Factors with statistically significant differences (p -value $< .05$) are indicated with an asterisk (*).

Table 2

Results of the four-way analysis of univariate variance, with the effect sizes (partial eta-squared [η^2_p]) and p -values for 3D shift/linear displacement (ΔR), inclination and rotation.

Test	3D shift (ΔR) η^2_p/p -value	Inclination η^2_p/p -value	Rotation η^2_p/p -value
Implant system	.009/.091	.015/.029	.001/.494
Angulation	.033/.004	.033/.004	.157/.000
Impression method	.001/.639	.031/.001	.018/.017
Impression material	.599/.000	.298/.000	.082/.000

To our knowledge, this is the first study analyzing the effect size of the different parameter affecting the accuracy of implant impressions. In contrast to previous studies, the analysis of the effect size is the strength of the approach selected here, as the effect size helps to clarify the seemingly contradictory results obtained from univariate approaches [5–8]. The problem of univariate approaches are also reflected in our results, as the univariate analysis of the data did not identify homogeneous results. It is therefore hypothesized that all factors involved (implant type, impression material and technique, angulation of implants) interact and affect each other. The statistical results in Figs. 7–12 shown, that the implant system and the tray selection are directly interconnected. Thus a statistical tool is needed for identifying the influence of a simple parameter if two or more parameters influence the overall result. In the case of several significant parameters, this tool also allows one principal effect to be located or identified.

A wide range of implant systems is available. Besides the internal connection and implant types with external connections, tube-in-tube or platform systems, matrix systems, conical notches or integrated abutment systems are used in daily clinical practice [21]. For practical reasons, any setup is bound to have a limited number of implant types; thus, we attempted to mimic common patient situations with two typical implant systems. The BEGO Ri-line implant represents a bone-level implant type whereas the Straumann Standard Plus is a very common typical soft tissue-level implant for trans-, semi- or subgingival ingrowth. Regarding the

4. Discussion

4.1. Method

This study aimed to include the most frequent clinical variables for analysis. To investigate the influence of the impression materials, the most commonly used materials (one polyether (IP) and two polyvinyl siloxanes (FM, AU) were tested. For the impression methods, commonly used open and closed tray techniques were used [16,17].

In contrast to other studies, based on simplified model setups with inherent limited clinical proximity [18–20], the model setup used in this study intended to simulate a real intraoral situation.

variety of implants available, the selection of these two different implants is a clear limitation of this study, as the implant system is also linked to the connection type (the tube-in-tube connection in both systems under investigation). However, the relevance appears to be limited, as the effect size identified for the implant system was very small, which is consistent with the single study we could identify in this regard [11].

Though the implant angulation used in this study was quite severe for one impression, we nevertheless used this setup to securely identify a possible influence of implant angulation on impression accuracy. This even more as the chosen implant angulations were similar to those encountered in in vivo situations. Implants in the region of the third molar with a 20° angulation are typically used for the all-on-four concept [22–25]. The implants in the region of the first molar, which were in an axial position, represent a common insertion position. In the region of the first premolar, the diverging axes were 15° in the buccal inclination; such implants are used primarily in maxillary bone.

The coordinate measurement machine was chosen to examine the complex 3D distortions with a measurement precision of 2.2 µm. The digital measurement of implant positions has been used successfully in other studies [4,6,17]. Systematic errors could result from dimension instability or gypsum expansion [26]. To minimize gypsum expansion, the casts were stored under laboratory conditions for 8 days prior to measurement [27].

To avoid a wide scattering reduce to different examiners the experimental procedure was performed by the same examiner.

4.2. Results

Unlike previous studies [1,5], the results of the present study showed that different impression materials decisively influence the accuracy in terms of the 3D shift. The IP material shows the lowest accuracy in all cases, regardless of the impression method or the implant angulations. In another study, no differences were found between the polyether and polyvinyl siloxane materials. However, in the model setup used in that study, only different depths of parallel implants were used, and different implant angulations were not investigated [2].

Compared to other studies, the polyvinyl siloxane materials reproduced the master model most accurately in relation to the 3D shift [6–8]. This finding may correlate with the different material characteristics of polyether and polyvinyl siloxane materials. Polyether exhibits lower reset forces and higher final hardness and stiffness than polyvinyl siloxane materials [28]. Additionally, angulated implants are much more difficult to reproduce than parallel implants. The angulation could distort the impression material; therefore, higher forces must be used during impression tray removal after the material has set [8,29].

The results of the implant axis inclination confirm the effects observed for the 3D shift. The polyvinyl siloxane materials (FM, AU) transferred the impression copings most accurately.

The observed deviations in relation to the implant axis rotation showed the highest deviations at the largest degree of angulation (20°). These results are similar to those obtained in another investigation, in which angulated implants of over 20° also showed transfer errors [5]. After the degree of angulation, the impression material had the second largest effect size in terms of its influence on the transfer accuracy for the 3D shift.

The different implant angulations showed the largest influence on the rotational error and the second largest influences on the 3D shift and the deviation of inclination. Angulated implants or abutments may exert a complex influence on impression transfer. This finding should be considered when planning cases with predictably angulated implants (e.g., the all-on-four concept), as

implants in distal positions are often angulated to prevent sinus grafting in the upper jaw or bone reconstruction in the lower jaw [22,30].

The impression method (open/closed tray) generated significant differences in the impression accuracy, with only a small effect size. This result can be compared to those of other studies, in which the open tray technique showed higher accuracy but only for completely edentulous patients. For partially edentulous patients, no differences were reported [5]. The lower accuracy of the reposition technique could be explained by an inaccurate position of the impression posts when they were reinserted [1].

Only with the help of the effect size (*partial eta-squared*) was it possible to differentiate the power of the individual variables. Otherwise, the results may be overvalued if there are no other comparable groups [31]. Thus as all variables may influence the impression transfer precision. The effect size was calculated and reported.

The data show that the impression material has a decisive influence on the 3D shift [32]. However, polyether materials are often favored in the clinical setting, as these materials safely fix impression copings. This statement is especially true for multi-implant reconstructions, for which polyvinyl siloxane materials should be considered. Furthermore, the effect size showed that angulated implants influenced the implant axis rotation.

Based on the effect size, the ideal situation is a patient with multiple implants without angulation. In clinical practice, this situation is rarely encountered. However, in clinical practice, when the implants are already placed, the dentist can only choose the impression material and the technique. The present study shows that the largest effect of the impression material on the model accuracy was observed for the 3D shift and the implant axis inclination. Although the impression method has a significant influence, the effect size is very small. The polyvinyl siloxane materials (FM, AU) showed the most powerful influence on impression transfer accuracy for implants with different angulations in relation to the 3D shift and the implant axis inclination.

Within the limitations of this study, we can conclude that the polyether material is best for single unit restorations, especially in non-angulated implants. If multiple unit restorations with different implant angulations are needed, a polyvinyl siloxane material in combination with an open tray impression technique has advantages. Further studies are needed to corroborate these findings in a clinical setup. Regardless, in future studies, the effect size should be reported.

5. Conclusion

In relation to the present in vitro study, the following conclusions for different implant systems could be drawn:

- (1) Compared to polyether, polyvinyl siloxane materials showed the highest transfer accuracy, with a very large effect size for the 3D shift and the implant axis inclination. For the implant axis rotation, the impression material showed the second largest influence in terms of the effect size.
- (2) When the angulation of the implants is larger, the deviations in implant axis rotation are greater.
- (3) Significant differences were observed across impression methods, but these differences had very small effect sizes.
- (4) The different types of clinical implants had no significant influence on transfer accuracy.
- (5) For multiunit restorations with disparallel implants, polyvinyl siloxane materials should be considered.
- (6) The effect size is an essential outcome for understanding the influence of different parameters.

Acknowledgment

The authors would like to thank Dr. Johannes Herrmann for statistical support.

References

- [1] Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001;14:152–8.
- [2] Alikhasi M, Siadat H, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant position transfer and surface detail reproduction with different impression materials and techniques. *J Dent (Tehran)* 2015;12:774–83.
- [3] Teo JW, Tan KB, Nicholls JI, Wong KM, Uy J. Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:577–84.
- [4] Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal- and external-connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:807–18.
- [5] Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:e63–76.
- [6] Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:836–45.
- [7] Hoods-Moonsammy VJ, Owen P, Howes DG. A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impressions for long-span implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2014;27:433–8.
- [8] Vojdani M, Torabi K, Ansarifard E. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dent Res J (Isfahan)* 2015;12:315–22.
- [9] Ebadian B, Rismanchian M, Dastgheib B, Bajoghli F. Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dent Res J (Isfahan)* 2015;12:136–43.
- [10] Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF. Implant impression techniques for the edentulous jaw: a summary of three studies. *J Prosthodont* 2016;25:146–50.
- [11] Nakhaei M, Madani AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J (Isfahan)* 2015;12:431–7.
- [12] Engelke W, Decco OA, Cura AC, Maldonado I, Crippa FG. Influence of implant diameter in the displacement of dental implants in trabecular bovine bone under a static lateral load: experimental results and computational modeling. *Implant Dent* 2014;23:635–40.
- [13] Zhao X, Qiao SC, Shi JY, Uemura N, Arai K, Lai HC. Evaluation of the clinical and aesthetic outcomes of Straumann® Standard Plus implants supported single crowns placed in non-augmented healed sites in the anterior maxilla: a 5–8 years retrospective study. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:106–12.
- [14] Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol* 2013;4:863.
- [15] Gelman A, Hill J. Data analysis using regression and multilevel/hierarchical models. Linear regression: before and after fitting the model. Cambridge University Press; 2006. p. 60–1.
- [16] Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaca JL. Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17:e751–64.
- [17] Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2015;114: 185–92.e1.
- [18] Conrad J, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007;97:349–56.
- [19] Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont* 2010;2:128–33.
- [20] Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:1011–5.
- [21] Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt HP, et al. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res* 2012;91:1184–9.
- [22] Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:612–21.
- [23] Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16:836–55.
- [24] Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: a meta-analysis. *J Dent* 2015;43:149–70.
- [25] Tallarico M, Canullo L, Pisano M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diogo M, Meloni SM. An up to 7-year retrospective analysis of biologic and technical complication with the all-on-4 concept. *J Oral Implantol* 2016;42:265–71.
- [26] Michalakis KX, Asar NV, Kapsampeli V, Magkavali-Trikka P, Pissiotis AL, Hirayama H. Delayed linear dimensional changes of five high strength gypsum products used for the fabrication of definitive casts. *J Prosthet Dent* 2012;108:189–95.
- [27] Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont* 2011;3:177–85.
- [28] Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 2011;20:153–60.
- [29] Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004;13:358–66.
- [30] Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I. All-on-4® treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: a 7-year clinical and 5-year radiographic retrospective case series with risk assessment for implant failure and marginal bone level. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17:e531–41.
- [31] Alexander Hazboun GB, Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll CF. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent* 2015;113:425–31.
- [32] Cohen J. The analysis of variance. Statistical power analysis for the behavioral sciences. Hillsdale, New Jersey, Hove, London: Lawrence Erlbaum Associates; 1988. p. 273–406.

7.5 Publikation 2

FUNDAMENTAL
RESEARCH**Influence of the Accuracy of
Intraoral Scanbodies on Implant Position:
Differences in Manufacturing Tolerances**

Alexander Schmidt, Dr Med Dent

Jan-Wilhelm Billig

Maximiliane A. Schlenz, Dr Med Dent

Peter Rehmann, Prof Dr Med Dent

Bernd Wöstmann, Prof Dr Med Dent

Dental Clinic, Department of Prosthodontics, Justus-Liebig-University, Giessen, Germany.

Purpose: To assess the manufacturing tolerances of three different intraoral scanbodies (ISBs) and their possible influence on the transfer of the intraoral implant position to the digital cast. **Materials and Methods:** Three different ISBs were measured using x-ray computed tomography. The length, diameter, angle, and target volume deviation were analyzed, and the data were subjected to a univariate analysis of variance. **Results:** There were significant differences between all three ISBs in length, diameter, and target volume deviations ($P < .05$). **Conclusion:** Manufacturing tolerances of ISBs have the potential to decisively affect the transfer accuracy of the implant position from the recorded intraoral position to the digital cast, which needs to be considered. *Int J Prosthodont* 2019;32:430–432. doi: 10.11607/ijp.6371

The use of intraoral scanners is increasing, especially for implant-supported fixed dental prostheses (FDP).¹ Nevertheless, their application does not guarantee a passive intraoral fit of the final restoration. Different aspects related to transfer accuracy have been investigated, but studies analyzing the influence of intraoral scanbodies (ISB) are rare.² To the present authors' knowledge, there is no reported study that has investigated the manufacturing tolerances of ISBs. Therefore, the aim of the present study was to assess the manufacturing tolerances of three different ISBs using a multisensor coordinate-measuring machine with x-ray computed tomography (Tomoscope-S) and to investigate their possible influence on the transfer of the intraoral implant position.

The following null hypothesis was tested: The investigated ISBs would not differ with regard to the transfer accuracy of the implant position.

MATERIALS AND METHODS

Three different ISBs (H1410, MEDENTiKA; H9.S3D4.150, nt-trading; cara H10/20; n = 4 per group) were digitized with a Tomoscope-S (Werth Messtechnik, linear accuracy < 4 μm). ISB length and diameter were measured, and the angles between the hexagon and the ISB structure were determined (GOM Inspect). Data were compared to the ISB computer-aided design (CAD) data provided by the manufacturers. All experiments were performed by the same examiner (J.W.B.). The volume describing the maximum possible deviation from the real implant position was calculated as depicted in Fig 1. For simplification, the volume was calculated as a cylinder instead of a hexagonal prism.

Correspondence to:
Dr Alexander Schmidt
Justus-Liebig-University
Dental Clinic, Department of
Prosthodontics
Schlangenzahl 14
35392 Giessen, Germany
Fax: +49 641 99 46139
Email: alexander.schmidt@
dentist.med.uni-giessen.de

Submitted February 7, 2019;
accepted May 20, 2019.
©2019 by Quintessence
Publishing Co Inc.



Fig 1 Schematic representation of the volume describing the real implant position (red box) and the maximum possible tilt due to the tolerances of the ISBs (shown in blue and red).

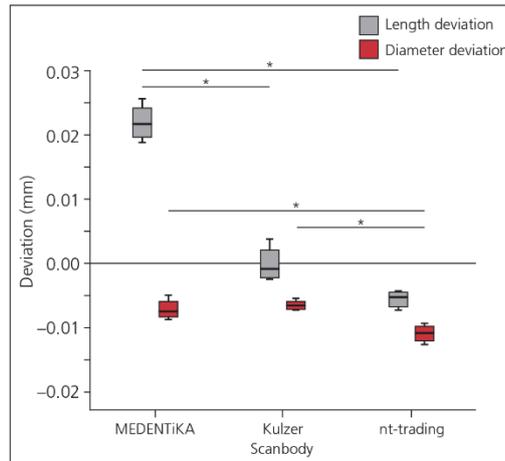


Fig 2 Box plots for length and diameter deviations. * $P < .05$.

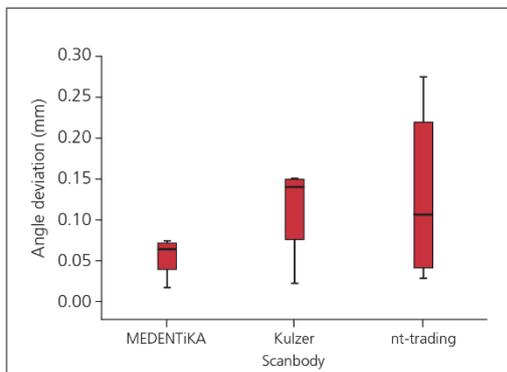


Fig 3 Box plot for angle deviation.

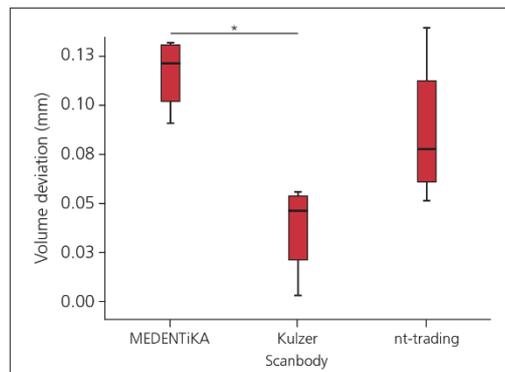


Fig 4 Box plot for volume deviation. * $P < .05$.

Data were tested using Shapiro-Wilk and Levene tests followed by two-way mixed analysis of variance (ANOVA) (significance level was set to $P < .05$; SPSS 22.0, IBM).

RESULTS

Results for length, diameter, and angle deviations and target volume parameters are shown in Figs 2 to 4. Pairwise comparisons show significant differences for the length and diameter deviations, as well as for the target volume deviation. The angles between the hexagon and the ISB structure showed no significant differences between manufacturers, so the null hypothesis has to be partially rejected.

DISCUSSION

ISBs basically serve to transfer the intraoral implant position to the digital model. Thus, deviations from their target size due to manufacturing tolerances may lead to transfer errors. As this topic is only sparsely addressed, it was the aim of this study to assess the manufacturing tolerances of different ISBs and to calculate the maximum possible deviation between the real implant position and the position calculated by the scanner software. As the algorithms used in the software of the different scanners are not known, it may be possible that the software is capable of reducing these inaccuracies, which is a limitation of this study, as is the comparably low number of specimens due to the extremely tedious



Fundamental Research

and costly tomography. However, the x-ray technique used is the most precise 3D-measuring technique available, so the data presented here have to be regarded as the possible maximum deviation.

Only one ISB showed significantly higher tolerance in length, whereas the other ISBs were in the range of 2 to 3 μm , as specified by the manufacturers.³ For example, a large length deviation (25 μm) and a small angle deviation (0.017 degrees) by a Medentika ISB results in a deviation of 26 μm between the CAD position and the real position of the screwed ISB.

Mizumoto and Yilmaz investigated the ISB with regard to its role in the digital workflow.⁴ Other authors assessed the fitting reproducibility of ISBs between implants and laboratory analogs and showed significant differences in accuracy between the test groups.⁵ Besides the inaccuracies of the ISBs, other factors may influence the accuracy of the final FDP. Implant position and angulation are known covariates that may affect the transfer accuracy and the final fit of a restoration. In addition, long edentulous spans are prone to scanning inaccuracies due to stitching or matching errors of the scanner software (the soft tissue surface is more difficult to identify than tooth structures).^{6,7} The scanning path used may also influence the accuracy of a scan.⁸

Trueness and precision of the implant transfer achieved in this study are comparable to previous data reported in the literature.^{9–11} However, these studies did not analyze the specific influence of the ISB's individual dimensions, but instead reported total deviations. Overall, for short-span prostheses, the accuracy achieved with an ISB when combined with an intraoral scan are comparable to conventional impressions of implants.¹

Taken together, the inaccuracies induced by 3D ISB manufacturing tolerances are higher than the reported implant mobility of immediately placed implants. Therefore, in combination, these factors may result in an inaccurate transfer of the intraoral implant position to the cast and, as a consequence, an inaccurate fitting of the FDP.¹² Though two of the three ISBs showed an excellent manufacturing accuracy regarding their width and length, manufacturers should also consider the possible angle deviation, which—to the present authors' knowledge—is not reported for any ISB on the market.

CONCLUSIONS

These data show that manufacturing tolerances of ISBs have the potential to decisively affect the transfer accuracy of the implant position from the recorded intraoral position to the digital cast, which needs to be considered.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the Werth Messtechnik company for the measurement support and our biostatistician Dr Johannes Herrmann for the statistical analysis. Furthermore, the authors would like to thank the scanbody manufacturer for the CAD data supply. The authors report no conflicts of interest.

REFERENCES

1. Rutkūnas V, Gečiauskaitė A, Jegelevičius D, Vaitiekūnas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2017;10(suppl 1):s101–s120.
2. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci* 2018;60:1–7.
3. 3D-Guide: Scanbody for high-precision implant position transfer. <http://nt.dental/en-us/products-us/3d-guide-us/>. Accessed 19 June 2019.
4. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2018;120:343–352.
5. Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—An in vitro study. *Clin Oral Investig* 2012;16:851–856.
6. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2014;111:186–194.
7. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 2014;112:1461–1471.
8. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of intraoral scanners: A systematic review of influencing factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2018;26:101–121.
9. Alsharbaty MHM, Alikhasi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A clinical comparative study of 3-dimensional accuracy between digital and conventional implant impression techniques. *J Prosthodont* 2019;28:e902–e908.
10. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, et al. Evaluation of the accuracy of conventional and digital impression techniques for implant restorations. *J Prosthodont* 2019;28:e530–e535.
11. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: Traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig* 2018;22:1253–1262.
12. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: A finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:e96–e101.

7.6 Publikation 3

The influence of using different types of scan bodies on the transfer accuracy of implant position – an in vitro study.

Alexander Schmidt¹, Jan-Wilhelm Billig², Maximiliane A. Schlenz¹, Bernd Wöstmann³

- 1 Postdoctoral researcher, Justus-Liebig-University, Dental Clinic - Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany
- 2 Doctoral researcher, Justus-Liebig-University, Dental Clinic - Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany
- 3 Professor and Head, Justus-Liebig-University, Dental Clinic - Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany

Corresponding author:

Alexander Schmidt, Justus-Liebig-University, Dental Clinic - Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany; phone: +49 641 99 46150; fax: +49 641 99 46139; e-mail: alexander.schmidt@dentist.med.uni-giessen.de

Abstract

Purpose: To warrant a high passive fit for the final prosthodontic restoration, an extremely high transfer accuracy from the patient's mouth to the model situation is necessary. Therefore, the present study investigated the transfer accuracy (trueness and precision) with a reference structure to assess the absolute linear distances of three different Intraoral scan bodies (ISBs) using an intraoral scanner compared with a conventional impression in a clinically close model setup with a gap and a free end situation in the maxilla.

Materials and Methods: An implant master model with a reference cube was digitized using X-ray computed tomography and served as the reference file. Digital impressions (TRIOS, 3Shape) were taken using three different ISB manufacturers: nt-trading, Kulzer, Medentika (n=10 per group). Conventional implant impressions were taken for comparison (n=10). The conventional models were digitized, and all models (digital and conventional) were superimposed with the reference file to obtain the 3D-deviations for the implant-abutment-interface-points (IAIPs). Results for linear deviation (trueness and precision) were analyzed using pairwise comparisons ($p < .05$; SPSS 25) for the precision, a two-way factorial mixed ANOVA was used.

Results: The deviations for trueness(mean) \pm precision(SD) of the IAIPs ranged for 14: $.106 \pm .050$ mm (Medentika) to $.134 \pm .026$ mm (nt-trading), for 16: $.108 \pm .046$ mm (conventional) to $.164 \pm .032$ mm (nt-trading), for 24: $.111 \pm .050$ mm (conventional) to $.191 \pm .052$ mm (Medentika) and for 26: $.086 \pm .040$ mm (conventional) to $.199 \pm .066$ mm (Kulzer). There were significant differences for trueness between all of digital and conventional impression techniques. For the precision, only two significant differences in two implant regions (14,24) were observed.

Conclusion: Longer scanning paths resulted in higher deviations of the implant position in digital impressions. Due to algorithms implemented in the software, errors resulting from the different scanbodies may be reduced during the alignment process of the IOS in clinical practice.

Key words: intraoral scan body; dental impression technique; full arch impression; dimensional measurement accuracy; intraoral scanner

Introduction

The mobility of implants is ten-fold lower than of natural teeth; thus, implant prosthodontics require an extremely high transfer accuracy of the 3D-implant position from the patient's mouth to a digital or conventional model to warrant a passive fit of the final restoration (1-4). There are numerous known possible errors in conventional implant impressions. Many investigations have shown an influence of the impression material (polyether, polyvinylsiloxane) as well as the impression method (open or closed) (5). Furthermore transfer errors may be related also to fabrication of the model (plaster expansion, precision of the laboratory analogues). Overall transfer accuracies in the range from 25 μm up to over 300 μm were reported (6-9). The use of intraoral scanners may seem to minimize possible errors in the impression and model-building process compared to conventional impression taking (e.g., no shrinkage of the impression material or plaster expansion). However, the nature of digital procedures involves other typical sources of errors (10). Numerous studies demonstrated that different factors influenced the accuracy of intraoral scans (ISc). The intraoral scanner (IOS) itself, the scanning path (11, 12), software version (13), lack of calibration (14) and the users (15) were identified as influential. Although scan bodies for the ISc are supposed to be influential (16), studies on intraoral scan bodies (ISBs) are rare (17-19). This scarcity is especially alarming because errors and inaccuracies in the point cloud primarily generated by the IOS may be amplified during the meshing process (20). Therefore, the present study investigated the transfer accuracy (trueness and precision) of three different ISBs using an intraoral scanner compared to a conventional impression.

Many studies of scanning and impression accuracy rely on surface comparisons only (21-23). However, this method tends to hide the real differences (24). Therefore, the present study introduces a reference system to assess the absolute linear distances and 3D-deviations.

The following null hypothesis was tested: there are no differences in the transfer accuracy for different ISBs and a conventional implant impression.

Materials and Methods

A model of a partially edentulous upper jaw served as the implant master model (IMM) of a patient situation. The model consisted of a stainless steel baseplate (100 x 100 mm) on which four steel tubes were fixed for implant placement. Two tubes in the position of the first molar (16, 26) were placed in a straight position of 0° and parallel to each other. The other two tubes were positioned in the region of the first premolar (14, 24) with a 15° angulation in a buccal direction (Fig 1).

Four 3i T3 Non-Platform Switched Certain Tapered implants (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) were luted into the tubes (4.1 mm diameter, 11.5 mm length; Galvano AGC-Cem adhesive, Wieland Dental, Würzburg, Germany). A perpendicularly placed cuboid served as a reference point in the center of the palate. This setup was integrated into a model of a partial edentulous upper jaw model made of PalaXpress (Kulzer, Hanau, Germany; Fig 1).



Figure 1 Implant master model (IMM) with four steel tubes (angulation 0° and 15°), reference cube (left) and final setup with fixed scan bodies (nt-trading, right).

To determine the implant-abutment interface points (IAIPs) for each of the four implants, the IMM was digitized using a multisensor coordinate measuring machine and X-ray computed tomography (TomoScope S, Werth Messtechnik, Giessen, Germany; measurement parameters: 225 kV, 100 ms, 60 μm voxel size, 1 mm tin filter, 2200 sections, surface resolution $<6 \mu\text{m}$, linear accuracy $<4 \mu\text{m}$). The IAIPs were defined by construction of the center of a plane on the surface of the implant shoulder (Fig 2).



Figure 2 X-ray computed implant-abutment interface points on the top part of the implant (red dots: IAIPs highly magnified (left); detail magnification (right)).

For computing and analyzing the STL-output obtained from the TomoScope S the software WinWerth (Werth Messtechnik, Giessen, Germany) was used. Based on the reference cube on the IMM, a reference coordinate system was defined. The scan data were exported to an STL-file format and served as a reference file.

For the digital impressions, four ISB of three manufacturers (3D Guide, h-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany; cara H10/20, Kulzer, Hanau, Germany; H1410, Medentika, Hügelsheim, Germany) were tightened in the implants (15 Ncm) of the IMM. The 3D Guide ISB consisting of a titanium base and a

polyether ether ketone (PEEK) superstructure with a cylindrical design, two opposite planes, a half cylinder and a rounded cuboid in the upper part. The cara ISB consisting of a titanium base, a PEEK superstructure with a three-sided prism form and three flattened planes. The H1410 ISB was completely made of PEEK with a cylindrical form and one flattened plane in the upper part. The ISBs are depicted in Fig 3.



Figure 3 Investigated scan bodies (from left to right: nt trading, Kulzer, Medentika).

Scans were performed using the IOS Trios 3 (3Shape, Copenhagen, Denmark; software version 1.4.7.4.), which is based on *confocal laser scanning microscopy*. One trained investigator (J.-W. B.) performed 10 full-arch scans for each scan body using the calibrated scanner and following the scanning paths as follows, as recommended by the manufacturer: The path started at the occlusal-palatal surfaces of the maxillary right molar (including the reference cube), moved towards the left side of the arch always including the palatal surfaces, the reference cube again and the occlusal surfaces and returned on the buccal side.

All scan data were exported in a standard STL-file format for analyses.

For the conventional impressions, a custom tray (C Plast, Candulor Dental GmbH, Rielasingen-Worblingen, Germany) with a thickness of 3 mm and a similar tubular design around the impression copings including the reference cube was fabricated. The open tray technique was used (6, 25). For the conventional impression, four impression copings (IIIC41, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) were tightened into the implants (15 Ncm). The impression material (Impregum Penta) was allowed to set for 10 minutes (to compensate for the laboratory conditions, $23 \pm 1^\circ\text{C}$, $50 \pm 10\%$ relative humidity). Thereafter, the screws in the impression post were subsequently loosened, and the impression was removed from the IMM. A total of 10 impressions were made. Laboratory analogues were exactly repositioned in the hexagon (h-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany) and tightened (15 Ncm). Plaster casts were made using Fujirock EP (GC Corporation, Tokyo, Japan) and stored under laboratory conditions for 7 days.

For measuring the digital impressions, the STL-files obtained were imported into gom Inspect 2018 (gom, Braunschweig, Germany) and aligned to the reference file by creating intersection planes on the reference cube. Though it was possible, to overlie the respective coordinate system within the digital impressions. For the measurement, first the distances of the IAIPs to the reference cuboid in the IMM were measured. These distances were also calculated in the conventional and digital models. Then the

linear displacement (ΔR) of the two IAIPs per implant position from the reference data set and the impression was calculated

using the equation $\Delta R = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$. The result of the calculation is schematically depicted in Figure 4.

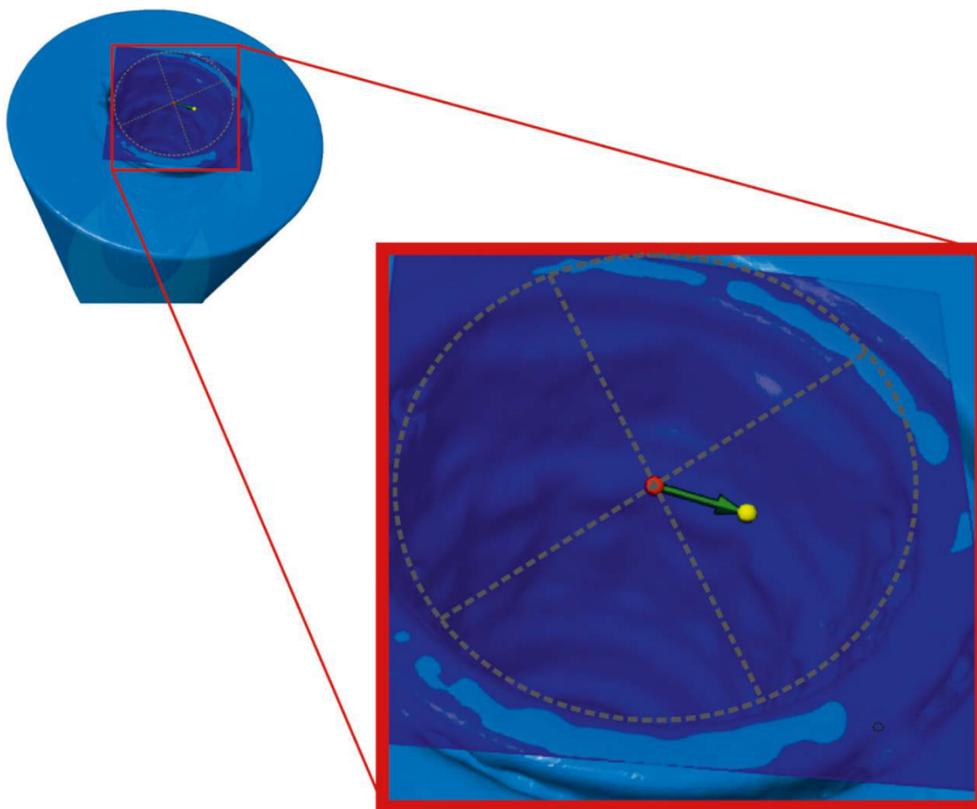


Figure 4 Schematic illustration (enlarged representation) for result of calculation of the deviation (green arrow) between the reference IAIP (red dot) and the digital IAIP (yellow dot).

For measurement of the IAIPs of the gypsum models, four scan bodies (3D Guide, h-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany) were tightened in the implants (15 Ncm) and measured using a coordinate measurement machine (CMM; RAPID, Thome, Messel, Germany; precision 2.2 μm) to evaluate the linear distances between the IAIPs and the reference cube. To increase the precision of the measurements and avoid errors resulting from even minimal vibrations of the CMM caused by manual manipulation the following measures were taken: The scanbodies used for measurement of the conventional model were exactly measured using X-ray tomography (Tomoscope S) and a program for the CMM to automate and standardize the measurement process for all of the casts was created in the CMM software Metrolog X4 software (Metrologic Group, Meylan, France). The program comprised

a sequence of predefined measurement commands (PLANE, CYLINDER, TURNING POINT, etc.) for the CMM with final data evaluation.

Statistical analysis was performed using SPSS 25 (IBM, Chicago, IL, USA). Shapiro-Wilk and Levene's tests were used for verification of normal distributions. The results for linear deviation (trueness and precision) were analyzed using pairwise comparisons ($p < .05$). The mean deviation describes the trueness, and the standard deviation depicts the precision. For the precision, a two-way factorial mixed ANOVA with correction according to Sidak was used. For a better overview, the results are presented in boxplot format.

Results

The results for the implant regions for each scan body and the conventional impressions are presented in Fig 5 and Table 1, according to ISO 5725 (26). Significant differences ($p < .05$) are indicated with an asterisk. Furthermore, the results for the digital impressions and each implant position are presented in Table 2.

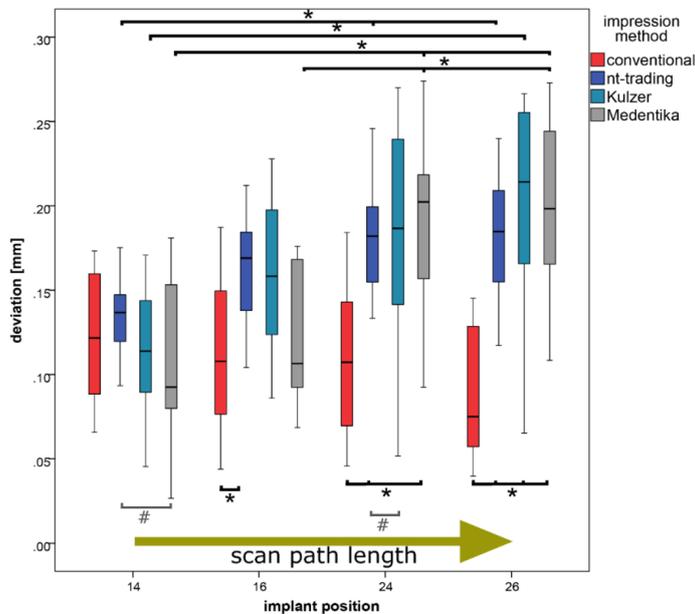


Figure 5 Results for the implant regions for each scan body and the conventional impression. Significant differences ($p < .05$) for trueness are indicated with an asterisk(*), for precision are indicated with a hashtag (#). The arrow represents the increasing scan path length.

Table 1 - Deviations (Mean \pm SD [μm]) of the implant positions (16, 14, 24, 26) and impression methods. Statistical analysis for trueness (upper right part) and precision (bottom left part) according to ISO 5725. Significant differences (p -value $< .05$) are highlighted in **bold type**.

impression method	implant position	Mean (Trueness) ±SD(Precision) [mm]	p-value			
			14	16	24	26
conventional	14	.123 ± .037	-	.972	.991	.312
	16	.108 ± .046	.435	-	>.999	.818
	24	.111 ± .050	.257	.719	-	.725
	26	.086 ± .040	.666	.680	.427	-
nt-trading	14	.134 ± .026	-	.267	.023	.012
	16	.164 ± .032	.522	-	.877	.745
	24	.180 ± .034	.495	.941	-	>.999
	26	.183 ± .038	.116	.394	.461	-
Kulzer	14	.114 ± .037	-	.383	.131	.014
	16	.161 ± .045	.466	-	.995	.625
	24	.175 ± .075	.061	.166	-	.936
	26	.199 ± .066	.070	.216	.776	-
Medentika	14	.106 ± .050	-	<.964	.002	.001
	16	.123 ± .041	.576	-	.022	.010
	24	.191 ± .052	.975	.648	-	>.999
	26	.197 ± .052	.898	.745	.928	-

Table 2 Deviations (Mean ± SD [µm]) for the different scanbodies of the implant positions (16, 14, 24, 26). Statistical analysis for trueness (upper right part) and precision (bottom left part) according to ISO 5725. Significant differences (p-value <.05) are highlighted in **bold type**.

impression method	implant position	Mean (Trueness) ±SD(Precision) [mm]	p-value		
			nt-trading	Kulzer	Medentika
14	nt-trading	.134 ± .026	-	.981	.744
	Kulzer	.114 ± .037	.397	-	>.999
	Medentika	.106 ± .050	.035	.217	-
16	nt-trading	.164 ± .032	-	>.999	.279
	Kulzer	.161 ± .045	.304	-	.730
	Medentika	.123 ± .041	.169	.973	-
24	nt-trading	.180 ± .034	-	>.999	>.999
	Kulzer	.175 ± .075	.044	-	.999
	Medentika	.191 ± .052	.199	.298	-
26	nt-trading	.183 ± .038	-	.998	.998
	Kulzer	.199 ± .066	.107	-	>.999
	Medentika	.197 ± .052	.513	.367	-

The values of transfer accuracy for digital impressions within one quadrant are similar to the values of conventional impressions. In addition, it is noticeable that the longer the scan path, the greater the deviations in the digital impressions. There were significant differences for trueness within the different implant positions. In contrast, the conventional impression showed constant deviations over the entire arch. Likewise, the deviations are clearly visible, the longer the scanning path, the higher the deviations. With regard to precision, no significant differences could be found. Therefore, the null hypothesis has to be rejected.

With regard to the digital impressions and the different scanbodies, no significant differences could be found in terms of trueness. For the precision, only in the implant position 14 (nt-trading/Medentika) and in the position 24 (nt-trading/Kulzer) significant differences could be found.

Discussion

There were with significant differences between all of the digital and conventional impression techniques, therefore, the null hypothesis has to be rejected. The present study simulated a typical problem with angulated implants in daily dental practice using four implants in the maxilla. For digital impressions, common ISBs for the implant system chosen were used. Even there are different techniques for conventional implant impressions, a polyether with an open tray technique was used for comparisons. This technique was frequently used in previous investigations and showed the highest transfer accuracies (6, 25, 27).

The exact dimensions of the ISBs were examined in a previous investigation (16). Measuring errors were avoided by using previous measurements and a single investigator (J.-W.B.). Furthermore, a scanning path as recommended by the manufacturer was used to obtain utmost accuracy (11). One strength of the present study was the use of the reference system, which allowed to determine the exact x-, y- and z-deviations from the IMM. In contrast with the implications of the best fit method, this technique allowed for exact three-dimensional interpretations of the results. However, this approach requires the presence of a reference structure (cube), which is only possible in an in vitro setup, and this requirement is a clear limitation of the present study.

With regard to the analysis of accuracy we assessed trueness and precision according to ISO 5725-1. Though the method for describing trueness is generally agreed on different approaches for the assessment of precision have been reported (28, 29). We decided to use the ISO approach as a standardized method which we consider helpful for a later comparison of our results with studies to come (30).

The advantage of using an IOS for direct digitization of the implant position allows the elimination of the classical model and the associated inaccuracies. However, this introduces other sources of error. Most previous studies that used ISB for digital impressions compared conventional to digital impression methods, and most examiners used only one ISB (6, 31) and did not consider its influence. To our knowledge, there is only one other study, investigating different ISBs in combination with an intraoral scanner in a one model setup(32). However, no additional reference structure was integrated into the model in both studies. Only one study investigated two different ISBs using a laboratory scanner (33).

Our results showed significant differences between the conventional and digital impression techniques. Regarding the conventional impression the individual implant regions did not affect the accuracy. This is consistent with previous studies (34, 35).

In this only significant results in terms of precision were observed in two implant positions (14,24). Especially - other than anticipated no general superiority of titanium based ISBs could be noted. However, when compared to other studies using other types of scanbodies it has to be noted that overall ISBs may have an influence on the transfer accuracy.

Additionally, for daily clinical work, it has to be noted that the data from obtained an IOS are not directly used but first processed into a digital model using a model builder software. During this process – dependent on the algorithms implemented in the software - errors resulting from the different scanbodies may be reduced during the alignment process of the CAD-data from the scanbody (taken from the software library of the model builder) to the STL-dataset from the scanner. Thus in clinical reality the resulting error may be smaller as our results – and those of (32) – suggest.

However, there were significant differences in the digital impressions between the individual positions of the implants. It was clearly noticeable that the inaccuracies increased with progression of the scan path. It is hypothesized that the continuous increase in the inaccuracies from the implant 14 (start of scan path) to 26 (end of scan path) were related to the addition of errors from the imperfect superimposition of the scan images. These results are consistent with previous studies (36, 37). However, the results are in contrast to (34), where no increase in errors with progress of the scan path was observed. However, this difference may be due to the camouflage effect of the best fit algorithm that was used in this study.

Although a direct statement on the transfer of the results is limited due to the missing reference point in vivo, a long scan path may also be present in patient situations. Therefore, it is recommended to limit the digital impression of implants to single-tooth restorations and a maximum length of the scans within a quadrant.

Therefore, in summary, the null hypothesis was partially rejected because no significant differences between the different ISBs were found. However, there was a clear difference between the digital and conventional impressions, especially with increasing scan path length.

Conclusions

Overall, the following conclusions can be drawn:

- (1) All ISBs examined are suitable for the transfer of the implant position onto the digital model.
- (2) If the scanning path remains within a quadrant, digital and conventional techniques show similar transfer accuracy.
- (3) Longer scanning paths result in higher deviations of the implant position in digital impressions.

Acknowledgments

The authors would like to thank the Werth Messtechnik company for the measurement support and our biostatistician Dr. Johannes Herrmann for the statistical analysis.

Conflict of interest

The authors declare, that there are no conflicts of interests related to this study.

Abbreviations

CMM – Coordinate measurement machine

IAIPs – Implant abutment interface points

IsB – Intraoral scan body

ISc - Intraoral scan

IMM – Implant master model

IOS – Intraoral scanner

Trade names

KU – Kulzer (cara; Hanau, Germany)

MED – Medentika (H1410; Hügelsheim, Germany)

NT – nt-trading (3D Guide, h-series; Karlsruhe, Germany)

References

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:506-515.
2. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:e96-101.
3. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol* 2017;10 Suppl 1:121-138.
4. Spazzin AO, Bacchi A, Trevisani A, Farina AP, Dos Santos MB. Fit Analysis of Different Framework Fabrication Techniques for Implant-Supported Partial Prostheses. *Int J Prosthodont* 2016;29:351-353.
5. Schmidt A, Haussling T, Rehmann P, Schaaf H, Wostmann B. Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res* 2018;62:245-251.
6. Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29 Suppl 16:374-392.
7. Nakhaei M, Madani AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J (Isfahan)* 2015;12:431-437.
8. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence Int* 2014;45:39-51.
9. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig* 2018;22:1253-1262.
10. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng* 2014;54:203-221.

11. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 2016;47:343-349.
12. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 2013;16:11-21.
13. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* 2019;22:11-19.
14. Rehmann P, Sichwardt V, Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont* 2017;30:27-29.
15. Rutkunas V, Geciauskaite A, Jegelevicius D, Vaitiekunas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2017;10 Suppl 1:101-120.
16. Schmidt A, Billig JW, Schlenz MA, Rehmann P, Wostmann B. Influence of the Accuracy of Intraoral Scanbodies on Implant Position: Differences in Manufacturing Tolerances. *Int J Prosthodont* 2019;32:430-432.
17. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci* 2018;60:1-7.
18. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2018;120:343-352.
19. Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig* 2012;16:851-856.
20. Peres FAP, Fogliatto FS. Variable selection methods in multivariate statistical process control: A systematic literature review. *Computers & Industrial Engineering* 2018;115:603-619.
21. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016;115:313-320.
22. Ender A, Mehl A. Full arch scans: Conventional versus digital impressions-An in-vitro study. *Int J Comput Dent* 2011;14:11-21.
23. Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. *PLoS One* 2016;11:e0158800.
24. Ameza-Lasuen X, Iturrate-Mendieta M, Oriozabala-Brit JA, Garikano-Osinaga X, Martin-Amundarain I, Solaberrieta-Mendez E. Best-Fit Alignment in the Digital Dental Workflow. In: Cavas-Martínez F, Sanz-Adan F, Morer Camo P, Lostado Lorza R, Santamaría Peña J (eds). *Advances in Design Engineering: Proceedings of the XXIX International Congress INGEGRAF*. Berlin: Springer, 2020:202-211.
25. Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaca JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 Suppl 2:e751-764.
26. International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions. *ISO 5725-1:1994, 1994:1-17*.
27. Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig* 2012;16:1137-1142.
28. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013;109:121-128.
29. Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc* 2020;20:27-37.
30. Keul C, Güth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: An in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig* 2020;24:735-745.
31. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont* 2018;31:107-113.
32. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Jr., Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 2020;123:96-104.
33. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont* 2017;26:34-41.
34. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28:1360-1367.
35. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 2016;55:68-74.
36. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* 2016;29:277-283.
37. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28:648-653.

7.7 Publikation 4

Do different methods of digital data analysis lead to different results?

Führen unterschiedliche Methoden der digitalen Datenanalyse zu unterschiedlichen Ergebnissen?

Alexander Schmidt, Dr Med Dent, M.Sc.^{1*}, Jan-Wilhelm Billig, Dr Med Dent², Maximiliane Amelie Schlenz, Dr Med Dent, M.Sc.¹, Bernd Wöstmann, Professor, Dr Med Dent³

¹Postdoctoral Researcher, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, Justus-Liebig-University, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany

²Assistant Researcher, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, Justus-Liebig-University, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany

³Professor and Head, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, Justus-Liebig-University, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany

*Corresponding author:

Alexander Schmidt, Justus-Liebig-University, Dental Clinic -
Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen,
Germany;

phone: +49 641 99 46150

fax: +49 641 99 46139

e-mail: alexander.schmidt@dentist.med.uni-giessen.de

Short title: Do different data analysis lead to different results?



Abstract

Aim: Dental research involves variations between actual and reference data sets of master models in order to determine the metric accuracy through transfer accuracy tests. Various methods of measurement are used to analyze the results, which are often subjected to direct comparisons. Hence, the aim of the present study was to analyze the influence and effect on results of different methods of digital data analysis (coordinate-based analysis (CBA)/best-fit superimposition).

Materials and methods: A model with four implants and a reference cuboid was digitized (X-ray computed tomography), which served as the master model. Ten implant impressions were made using an intraoral scanner (Trios/3Shape) and three different scan bodies (nt-trading/Kulzer/Medentika) were used. Deviations between master model and digital impressions were analyzed using CBA and best-fit superimposition analysis. Statistical analysis was performed using SPSS-25.

Results: The deviations in the CBA and best-fit superimposition analysis ranged from $.088 \pm .012$ mm (mean \pm SE; Medentika/14) to $.199 \pm .021$ mm (Kulzer/26) and from $.042 \pm .010$ mm (Medentika/16) to $.074 \pm .006$ mm (Kulzer/16), respectively. The current study observed significant differences between the implant positions in CBA and between the digital measurements at each implant position, whereas the best-fit superimposition analysis showed no significant difference between the scan bodies and implant positions.

Conclusion: CBA displays an advantage over the best-fit analysis in the detection of possible influencing factors for primarily scientific purposes. However, a global analysis and visualization of angles and torsions is difficult. For this, a best-fit evaluation is needed. Though, the best-fit analysis better represents the clinical try-in. It is associated with the risk that possible disturbing factors and resulting errors may be leveled out and their identification might be camouflaged.

Zusammenfassung

Ziel: Zur Bestimmung von metrischen Genauigkeiten, geht es innerhalb von zahnmedizinischen Genauigkeitsuntersuchungen typischerweise um die Bestimmung der Abweichungen zwischen Ist- und Soll-Datensätzen von Urmodellen. Dabei werden zur Analyse verschiedene Messmethoden verwendet, wobei die Ergebnisse häufig direkt miteinander verglichen werden. Ziel der vorliegenden Studie war es daher, den Einfluss und die Auswirkung verschiedener Methoden der digitalen Datenanalyse (koordinatenbasierte Analyse (CBA)/Best-Fit-Überlagerung) auf die Ergebnisse zu analysieren.

Material und Methode: Ein Modell mit vier Implantaten und einem Referenzquader wurde durch Mikro-Computertomographie digitalisiert und diente als Urmodell. Es wurden zehn Implantatabformungen mit einem Intraoralscanner (Trios/3Shape) und jeweils drei verschiedenen Scanbodies (nt-trading/Kulzer/Medentika) durchgeführt. Die Abweichungen zwischen dem Urmodell und den digitalen Abformungen wurden mittels CBA und Best-Fit-Überlagerung analysiert. Die statistische Analyse wurde mit SPSS-25 durchgeführt.

Ergebnisse: Die Abweichungen in der CBA- und Best-Fit-Überlagerungsanalyse reichten von $0,088 \pm 0,012$ mm (Mittelwert \pm SE; Medentika/14) bis $0,199 \pm 0,021$ mm (Kulzer/26) bzw. von $0,042 \pm 0,010$ mm (Medentika/16) bis $0,074 \pm 0,006$ mm (Kulzer/16). In der vorliegenden Studie wurden signifikante Unterschiede zwischen den Implantatpositionen in der CBA und zwischen den digitalen Messungen an jeder Implantatposition beobachtet, während die Best-Fit-Überlagerung keinen signifikanten Unterschied zwischen den Scanbodies und den Implantatpositionen zeigte.

Schlussfolgerung: Die CBA zeigt einen Vorteil gegenüber der Best-Fit-Analyse bei der Messung von Punkt-zu-Punkt Abständen, jedoch ist eine globale Analyse sowie die Visualisierung von Winkeln und Torsionen nur erschwert möglich. Die Auswertung mit der Best-Fit-Analyse stellt das klinische Szenario ähnlich der Einprobe einer Gerüststruktur besser dar; sie ist jedoch aus wissenschaftlicher Perspektive mit dem Risiko verbunden, dass sich mögliche Störfaktoren und daraus resultierende Fehler nivellieren können und dadurch die Identifizierung anderer Einflussparameter nicht möglich ist, sodass deren Einfluss unerkannt bleibt.

Key words: Dimensional Measurement Accuracy, Accuracy, Trueness, Precision, Intraoral Scanner, Digital Dentistry, Implant Impression, Best-Fit Analysis

Schlüsselwörter: Dimensionale Messgenauigkeit, Genauigkeit, Richtigkeit, Präzision, Intraoralscanner, Digitale Zahnmedizin, Implantatabformung, Best-Fit-analyse

Introduction

Digital dentistry is a constantly growing field of research, particularly with regard to the studies involving intraoral scanners (IOSs). The transfer accuracy from the intraoral to the model situation, which can be achieved using software and hardware systems that are constantly under development, is often a focus of interest, in view of the fact that despite the progressing developments and advances in the field, complete and error-free transfer is still not possible (1). The field of implant impressions requires high precision, despite standardized impression posts, owing to the fact that the inherent mobility of implants is ten times lower than the mobility of natural teeth (2-5). Dental research usually involves in vitro and in vivo transfer accuracy tests, in order to determine the metric accuracy (6). In the in vitro tests, master models are usually digitized by means of tactile or optical measuring

devices and a (reference) data set is generated (7, 8). Subsequently, the master model can be reproduced conventionally or digitally and a new model can be fabricated. Subsequently, this model (actual) data set is compared with the (reference) data set pertaining to the master model. However, it should be noted that various methods of measurement and evaluation are used for the analysis of the results of in vivo or in vitro studies (9-11). The most frequently used methods are the measurements in the Euclidean space (three-dimensional deviations) using vectors (x-, y-, and z-coordinates, coordinate-based analysis or CBA), and superimpositions, according to the best-fit algorithm (2, 12-15). However, a review of literature revealed that the results of different studies and measurement methods are often subjected to direct comparisons.

Hence, the aim of the present study was to analyze the influence of the different methods of analysis (CBA and best-fit superimposition analysis) on the estimation of the accuracy of digital impressions of an implant model generated by means of an IOS, compared to a previously digitized master model. Consequently, the deviations of the points between the implant and scan body, which are defined as implant-abutment interface points (IAIPs) in the present study, were determined. In order to identify the possible bias induced by scan bodies that are essential to perform the scans, three different types of scan bodies were used in the current study.

The following null hypothesis was examined: Different digital measurement and analysis methods result in different metric accuracies which exceed the inherent mobility of implants.

Materials and methods

A model of a partially edentulous upper jaw with an inherent reference cube served as the implant master model (IMM) of a clinical case scenario (16) (Fig 1). The model contained a total of four implants, two of which were angled in the buccal direction (15°; FDI 14, 24), the other were placed in a straight position (0°; FDI 16, 26).

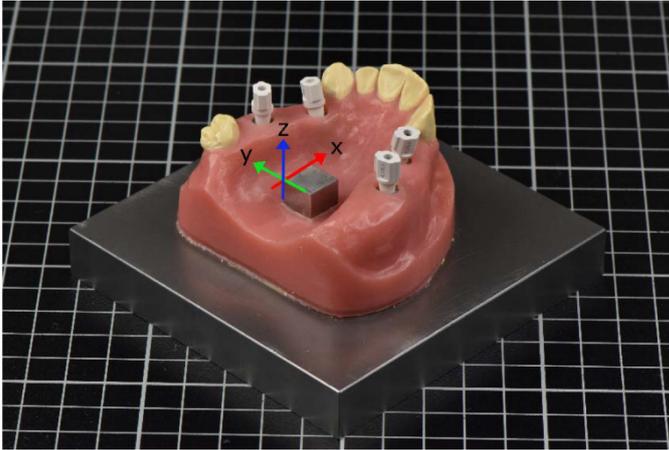


Fig 1. Implant master model (IMM) with four steel tubes (angulation 0° and 15°), fixed scan bodies (nt-trading) and the reference cube in the middle of the palate. The arrows indicate the reference and its point of origin.

In order to generate a master file, the IMM was digitized using a multisensor coordinate measuring machine and X-ray computed tomography (TomoScope S, Werth Messtechnik, Giessen, Germany; measurement parameters: 225 kV, 100 ms, $60 \mu\text{m}$ voxel size, 1 mm tin filter, 2200 sections, surface resolution $<6 \mu\text{m}$, linear accuracy $<4 \mu\text{m}$). WinWerth software (Werth Messtechnik, Giessen, Germany, linear accuracy $<4 \mu\text{m}$)(17) was used to obtain the three-dimensional data (point cloud).

For the construction of the reference cuboid and the reference system, first, parallel and cross sectional planes were aligned to the point clouds representing the outer surface of the cuboid using the least square method. Thus, the origin of the coordinate system was not generated directly from the scan data, but by a geometric construction of the above-mentioned planes (Fig 2). This procedure was performed for all scans, measurements and evaluations. In a pretest, we assessed the geometry of the reference cuboid as well with the X-ray computed tomography and with a coordinate measurement machine (Thome rapid; Thome precision, Messel, Germany) with a known precision of less than $5 \mu\text{m}$ (9, 16, 18). Thus, the measuring method of the reference cuboid could be verified.

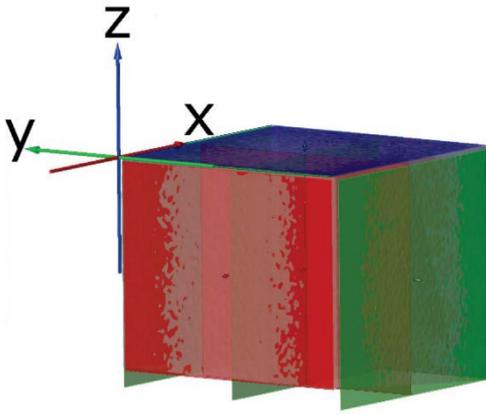


Fig 2. Planes and sectional planes to determine the point of origin of the reference system.

To determine the implant-abutment interface points (IAIPs) on the IMM, a plane was constructed on the upper surface of each implant. Subsequently, a circle was defined 0.15 mm below this plane. The center of the circle was projected onto the plane and defined the IAIPs (Fig 3) The scan data were exported to an STL file format, which served as a reference master file (16).



Fig 3. X-ray computed implant-abutment interface points (IAIPs; red dots, highly magnified).

In order to generate digital impressions, four scan bodies from three different manufacturers (3D Guide, h-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany/ Cara, Kulzer, Hanau, Germany/ H1410, Medentika, Hügelsheim, Germany) were tightened on the implants (15 Ncm) in the IMM. The scans were performed using the IOS Trios 3 (3Shape, Copenhagen, Denmark; software version 1.4.7.4.), which is based on *confocal laser scanning microscopy*. A trained investigator (J.-W. B.) performed 10 full-arch scans with each scan body setup using the calibrated scanner, in accordance with the scanning paths recommended by the manufacturer.

Subsequently, the scan data were exported to a standard STL file format for analyses and imported into gom Inspect 2018 (GOM, Braunschweig, Germany). (Fig 7, part acquisition).

Coordinate-based analysis (CBA)

A coordinate system was created for each scan, in analogy to the master file. This was overlaid with the coordinate system from the master model. For determination of the implant-abutment interface points (IAIPs) in the scans, a plane was constructed on the top surface of each scan body and a cylinder on the outer surface. Subsequently, a parallel plane was constructed, which was shifted downwards by the length of the scanbodies (Fig 4). For this purpose, the scanbodies were measured with the help of computed tomography during a previous examination (19). The determination of IAIPs were identical in all evaluations. The deviations (ΔR) between the IMM and the digital impressions were calculated in a Euclidean space using the equation, $\Delta R = \sqrt{(x_{IMM} - x_{Scan})^2 + (y_{IMM} - y_{Scan})^2 + (z_{IMM} - z_{Scan})^2}$, for each individual IAIP (Fig 5).

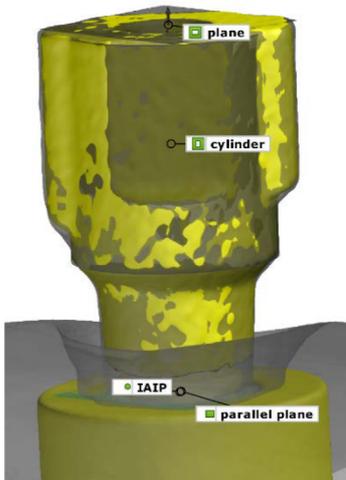


Fig 4. Example for construction of a one IAIP using the scan body (yellow) with constructed plane, cylinder and shifted parallel plane.

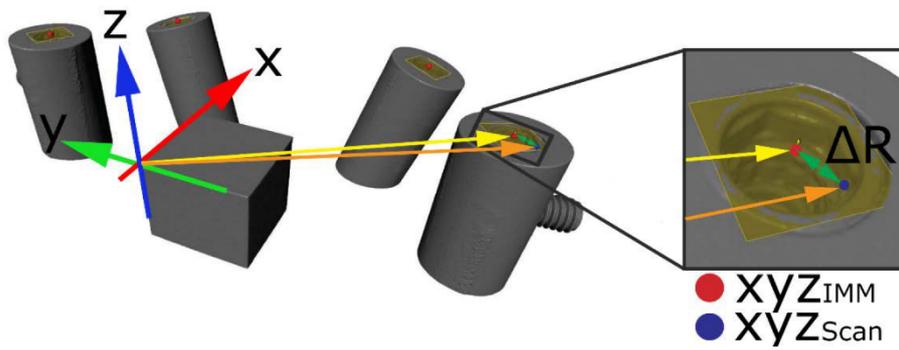


Fig 5. Exemplary coordinate-based calculation of the deviation of IAIPs between the IMM and the digital scans using the coordinate systems.

Best-fit alignment

Initially, in all the intraoral scans, the IAIPs for the implants in the regions 16, 14, and 24 were constructed in the same way as in the CBA analysis. Due to a pre-alignment over three points, the three implants 16, 14 and 24 were selected and superimposed with the IAIPs of the master model in the GOM Inspect. Subsequently, all points on the digital impression were selected and a main alignment was applied, in accordance with the best-fit method. Thereafter, the linear distances between the IAIPs of the reference data set were superimposed with the corresponding IAIPs of the digital models using GOM inspect and the deviations between the reference data set and the scans were measured (Fig 6).

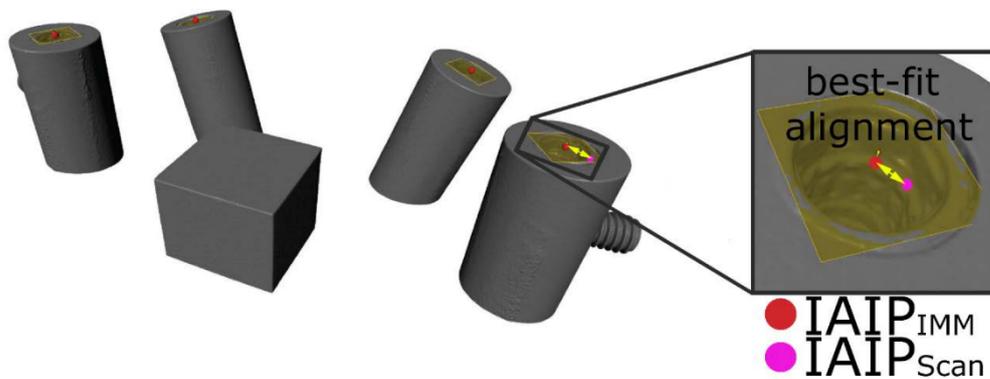


Fig 6. Exemplary best-fit alignment of the IAIPs between the IMM and the digital scans.

The procedure of data acquisition and analysis is shown in Fig 7.

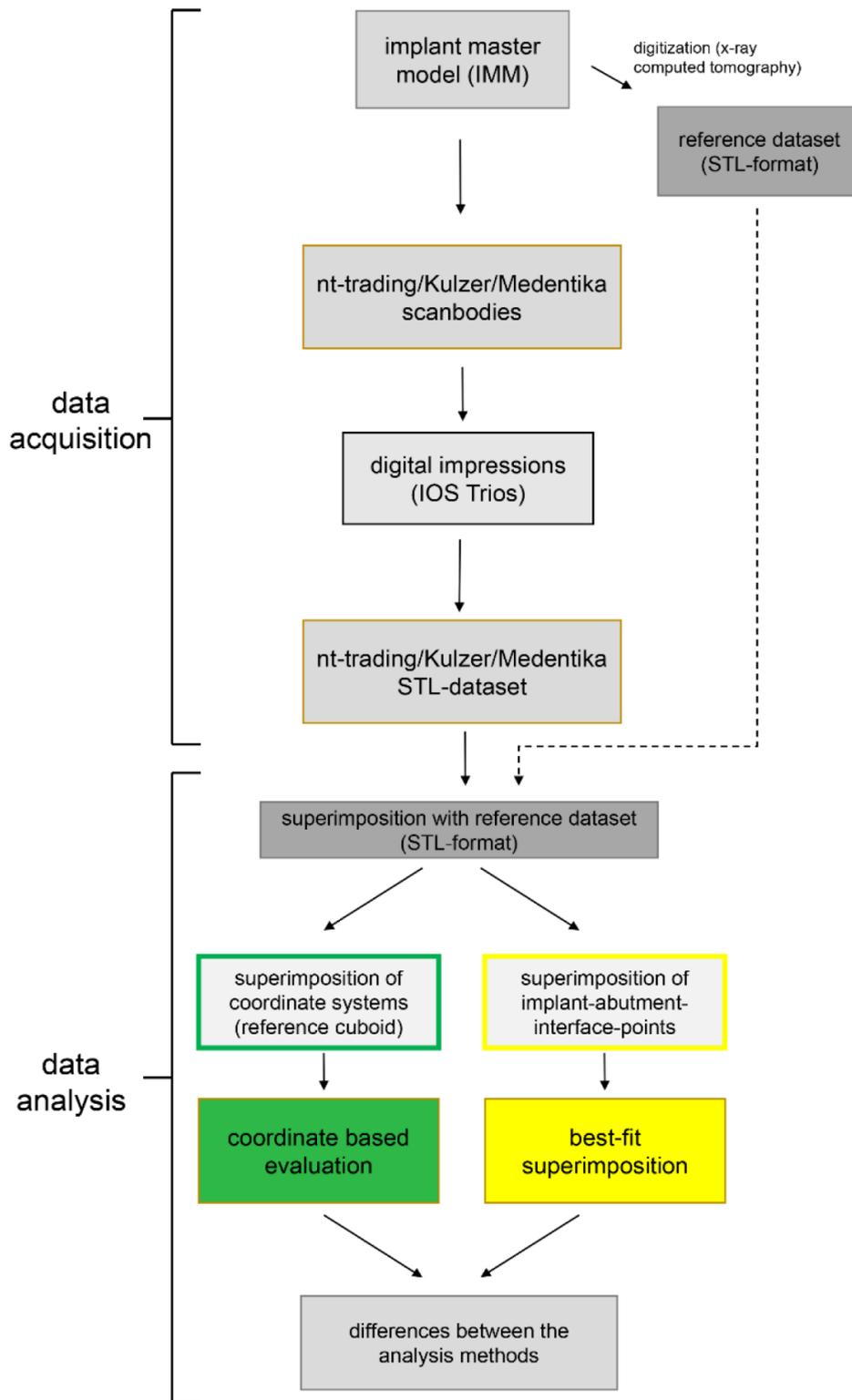


Fig 7. Overview of the entire measurement procedure.

Statistical analysis was performed using the SPSS 25 software (IBM, Chicago, IL, USA). Prior to the statistical analysis, the measurement data were checked for normal distribution (Kolmogorov-Smirnov/ Shapiro-Wilk) and homogeneity of variance (Levene Test). Owing to the presence of heterogeneity of variance, a single factor ANOVA with subsequent alpha error correction of the p-values (according to Bonferroni) was performed. Differences in mean value comparisons (T-tests), which were at a statistical significance level of $p < .05$, were considered to be significant.

Results

In order to provide a detailed overview, the results of the two different methods of analysis are presented as the sum of all IAIPs (Fig 8). The data pertaining to individual implant positions are presented in Fig 9.

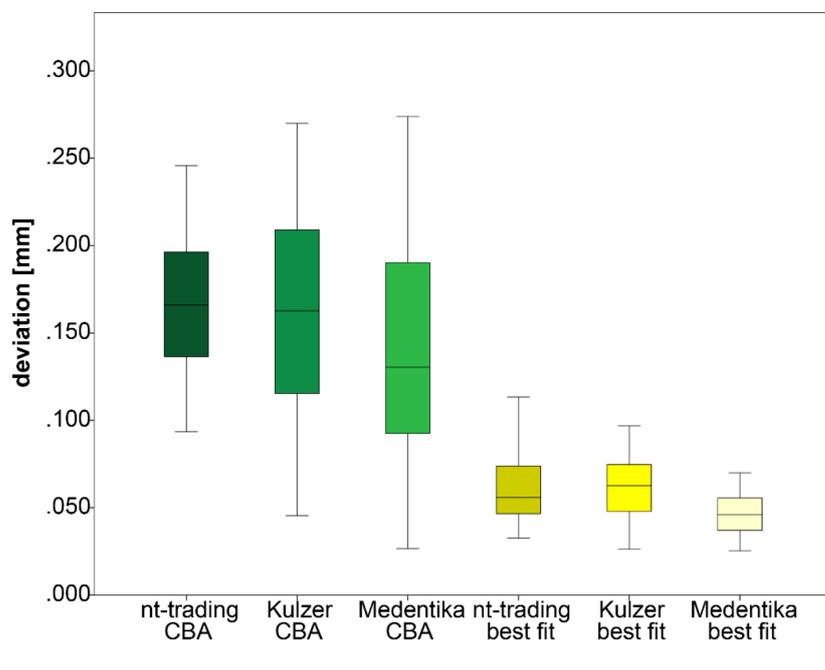


Fig 8. Results of the individual methods of analysis of the corresponding scan bodies.

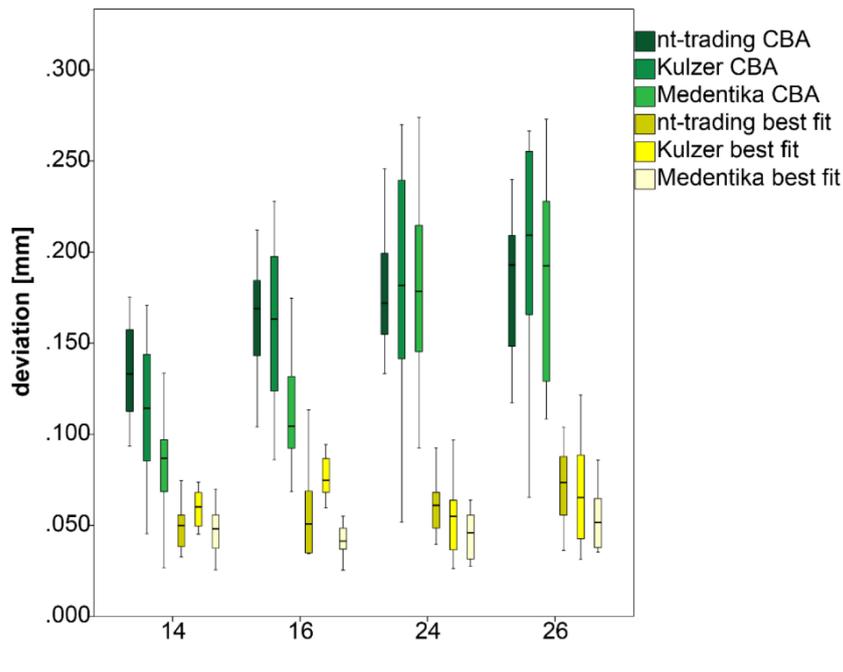


Fig 9. Results of the individual methods of analysis of the respective implant positions.

Results of the pairwise comparisons (T-test) of the respective methods of analysis of individual scan body manufacturers are presented in Table 1.

Table 1. Pairwise comparisons (T-test) between the implant positions and the measurement methods for individual scan bodies ($p < 0.05$ in boldface; comparison at the same implant position with green background).

		nt-trading coordinate based analysis			
	implant position	14	16	24	26
nt-trading Best-Fit analysis	14	<0,001	0,120	0,018	0,017
	16	1,625	<0,001	1,106	0,764
	24	0,375	1,814	<0,001	2,245
	26	0,063	0,555	0,823	<0,001
		Kulzer coordinate based analysis			
	Implantat-position	14	16	24	26
Kulzer Best-Fit analysis	14	0,004	0,066	0,110	0,009
	16	0,113	<0,001	1,833	0,459
	24	2,334	0,258	0,002	1,387
	26	1,237	1,626	1,147	<0,001
		Medentika coordinate based analysis			
	Implantat-position	14	16	24	26
Medentika Best-Fit analysis	14	0,027	0,514	0,002	0,001
	16	0,653	<0,001	0,016	0,009
	24	2,059	1,323	<0,001	2,359
	26	1,560	0,266	0,970	<0,001

The deviations (mean value \pm standard error) of individual scan bodies in the CBA and best-fit superimposition analysis ranged from $.088 \pm .012$ mm (Medentika, 14) to $.199 \pm .021$ mm (Kulzer, 26) and $.042 \pm .010$ mm (Medentika, 16) to $.074 \pm .006$ mm (Kulzer, 16), respectively.

The evaluations that employed CBA showed significant differences between individual implant positions. In contrast, no significant difference between the individual scan bodies and implant positions was observed in the best-fit superimposition analysis. The current study observed significant differences between the digital measurements at each implant position. Consequently, the null hypothesis could not be rejected.

Discussion

The present study simulated a typical problem encountered by the current research in the field of digital dentistry with regard to transfer accuracy. In order to avoid the potential bias caused by manufacturing tolerances of the scan bodies involved in the current study, their exact dimensions were determined beforehand, in accordance with the methods described in previous literature (19). This was essential as otherwise possible imprecise information on the dimensions of the scan bodies might have biased the results in an unknown magnitude.

In order to eliminate the possible disparities caused by different investigators, all the measurements were performed by a single investigator (J.-W. B.).

As edges and corners are difficult to reproduce for scanning systems, the reference coordinate system for each scan was determined in a complex way and were indirectly constructed by the alignment of predefined planes to the point clouds, representing the reference cuboid. In addition, the accuracy of the reference cuboid was examined in preliminary investigations using a coordinate measuring machine. Thus, a high reproducibility of the reference system could be established.

The results obtained from the CBA are concurrent with the results reported by other investigations that used the same principles of analysis. Moreover, the current study observed that the linear deviations with regard to precision increased with the increase length of the scan path (14 → 16 → 24 → 26); concurrent with the results reported by Gimenez et al., Alsharbaty et al., Chew et al., Fukazawa et al., Alikhasi et al., and Rech-Ortega et al. (11, 20-24). Additionally, the aforementioned investigations revealed deviations of similar dimensions to the present study, that were in the three-digit micrometer range.

In contrast to CBA, the results obtained from the best-fit superimposition analysis were not influenced by the position of the implant in the scanning pathway. A previous study by Amin et al., reported similar results with regard to the transfer accuracy using the Omnicam (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) (25). More accurate results were obtained using the True Definition Scanner (3M, St. Paul, USA) in the same study. This may be attributable to the difference in scanning principles and the close positional relationships of the implants in the mandibular region. The aforementioned results were confirmed by a previous study by Papaspyridakos et al. (26). Although the values of the determined accuracy by Papaspyridakos et al. were approximately 20 µm, the precision is comparable to the results of the present study, as well as other studies by Lin et al., Ender et al., Flügge et al., Renne et al., Menini et al., and Moura et al. (14, 15, 27-31). Other authors have reported the detection of similar deviations by means of the best-fit analysis. A noteworthy fact is that the deviations detected by means of the best-fit analysis are usually in the two-digit micrometer range and thus, significantly lower than the deviations pertaining to the three-dimensional evaluation method.

On the whole, the comparison between the two methods of analysis showed that the CBA produced results with seemingly significantly greater numerical inaccuracies, compared to the best-fit superimposition method. The aforementioned fact is of particular importance in the comparison of various investigations with different analysis methods described in previous literature.

Owing to the lack of a standard reference method, the frequent use of the best-fit method of analysis is not an unexpected practice. Although this method camouflages the errors from the scientific perspective, it may reflect the clinical scenario in a better manner, which is

more comparable to the best-fit approach than to the coordinate-based approach; for instance, when trying in a framework structure on implants, the direction of insertion is not defined by a fixed or specified position in the mouth (i.e., the cube in the model) or by a single abutment (and only by this one). Nevertheless, for scientific purposes, especially for the evaluation of scanning systems or the further development of the same, the determination of the exact Euclidian deviation with the help of the CBA is of great importance. Hence, both the methods analyzed in the current study are justified in their existence and a general statement regarding the superiority or suitability of one particular method is not possible.

Furthermore, a comparison of the two methods of analysis revealed that only CBA showed significant differences between the implant positions with regard to all the scan bodies involved. These results were not observed in the best-fit method of analysis. Therefore, it is evident that the results could be "embellished" with the best-fit method and that the deviations were smaller, even though these were not actually present. This is especially important with regard to a possible statement regarding the measuring system (in this case, the IOS). If an increase in inaccuracy is more clearly visible with the increase in scan path in case of the coordinate-based evaluation, the same is not the case in the best-fit analysis. This can lead to erroneous conclusions regarding the measurement system.

Nonetheless, the current study shows that a clear reference and description of the methodology used for the analysis of digital data is indispensable with regard to the issue of accuracy. Only the studies that have been evaluated using the same method of analysis can be subjected to direct comparisons. This is of particular importance, if the digital and conventional impression methods or newer impression methods are to be compared with each other in future research.

Conclusions

In general, the following conclusions can be drawn from the current study:

The CBA displays an advantage over the best-fit analysis in the detection of possible influencing factors – such as the scan path – for primarily scientific purposes. However, a global analysis and visualization of angles and torsions is difficult. For this, a best-fit evaluation is needed. Though, the best-fit analysis better represents the clinical try-in. It is associated with the risk that possible disturbing factors and resulting errors may be leveled out and their identification might be camouflaged.

Acknowledgments

The authors would like to thank the Werth Messtechnik Company for the measurement support and our biostatistician Dr. Johannes Herrmann for the statistical analysis.

Conflict of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

References

1. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng* 2014;54:203-221.
2. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:506-515.
3. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:e96-101.
4. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol* 2017;10 Suppl 1:121-138.
5. Spazzin AO, Bacchi A, Trevisani A, Farina AP, Dos Santos MB. Fit Analysis of Different Framework Fabrication Techniques for Implant-Supported Partial Prostheses. *Int J Prosthodont* 2016;29:351-353.
6. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res* 2019.
7. Mulcahy C, Sherriff M, Walter JD, Fenlon MR. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:111-118.
8. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95:194-200.
9. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Westmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 2016;55:68-74.
10. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent* 2018;2018, Article ID 3761750.
11. Rech-Ortega C, Fernandez-Estevan L, Sola-Ruiz MF, Agustin-Panadero R, Labaig-Rueda C. Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2019;24:e89-e95.
12. Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29 Suppl 16:374-392.
13. Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2015;114:185-192 e181.
14. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig* 2018;22:1253-1262.

15. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Ozcan M, et al. Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont* 2019;28:e530-e535.
16. Schmidt A, Billig JW, Schlenz MA, Wostmann B. A new 3D-method to assess the inter implant dimensions in patients - A pilot study. *J Clin Exp Dent* 2020;12:e187-e192.
17. Steinbeiss H. Method and device for a precise contour determination of an object during an imaging analysis method. In: PCT/EP2006/002436 (ed). European Patent Office. Germany, 2011.
18. Schmidt A, Klusmann L, Wostmann B, Schlenz MA. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med* 2020;9.
19. Schmidt A, Billig JW, Schlenz MA, Rehmann P, Wostmann B. Influence of the Accuracy of Intraoral Scanbodies on Implant Position: Differences in Manufacturing Tolerances. *Int J Prosthodont* 2019;32:430-432.
20. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent* 2018;2018:3761750.
21. Alsharbaty MHM, Alikhasi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont* 2019;28:e902-e908.
22. Chew AA, Esguerra RJ, Teoh KH, Wong KM, Ng SD, Tan KB. Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: Effects of Different Scanners and Implant Level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32:70-80.
23. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res* 2017;61:450-459.
24. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. 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* 2014;29:853-862.
25. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28:1360-1367.
26. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:465-472.
27. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016;115:313-320.
28. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* 2016;29:277-283.
29. Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:102-109.
30. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20:1495-1504.
31. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 2017;118:36-42.

7.8 Publikation 5

J Clin Exp Dent. 2020;12(2):e187-92.

A new method to assess the inter implant dimensions

Journal section: Prosthetic Dentistry

Publication Types: Research

doi:10.4317/jced.56557

<https://doi.org/10.4317/jced.56557>

A new 3D-method to assess the inter implant dimensions in patients – A pilot study

Alexander Schmidt ¹, Jan-Wilhelm Billig ², Maximiliane A. Schlenz ¹, Bernd Wöstmann ³

¹ Dr Med Dent. Postdoctoral Researcher, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, Justus-Liebig-University, Giessen, Germany

² Dr Med Dent. Assistant Researcher, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, Justus-Liebig-University, Giessen, Germany

³ Dr Med Dent. Professor and Head, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, Justus-Liebig-University, Giessen, Germany

Correspondence:

Justus Liebig University

Dental Clinic - Department of Prosthodontics

Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany

alexander.schmidt@dentist.med.uni-giessen.de

Schmidt A, Billig JW, Schlenz MA, Wöstmann B. A new 3D-method to assess the inter implant dimensions in patients – A pilot study. J Clin Exp Dent. 2020;12(2):e187-92.

<http://www.medicinaoral.com/odo/volumenes/v12i2/jcedv12i2p187.pdf>

Received: 11/11/2019

Accepted: 08/01/2019

Article Number: 56557 <http://www.medicinaoral.com/odo/indice.htm>

© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - eISSN: 1989-5488

eMail: jced@jced.es

Indexed in:

Pubmed
 Pubmed Central® (PMC)
 Scopus
 DOI® System

Abstract

Background: Complex implant treatments have steadily increased within implant prosthodontics. Based on the lower implant mobility, implant impressions need high accuracy in the model transfer to receive a high passive fit within the final prosthodontic restoration. To analyze the accurate 3-dimensional (3D) inter-implant-positions, a reference point is indispensable. However, there is no reference in the patients mouth, so the aim of the present study was to develop a new method based on a custom-made-measuring-aid (CMA) to assess the inter implant dimensions (InID) in patients.

Material and Methods: Initially an implant master model (IMM/patient equivalent) was digitized by computed tomography. A CMA was fixed on the impression posts and the inter implant dimensions (InID) were recorded with a coordinate measurement machine (CMM). For comparison to conventional and digital impression techniques, 10 impressions per technique were taken. InIDs for the IMM, the CMA and the two impression techniques were compared. To give a proof of principle, the new 3D-method was applied to three patients as pilot cases. Results for trueness and precision were analyzed by pairwise comparisons ($p < .05$). All data were subjected to univariate ANOVA. **Results:** Mean deviation for InID ranged from $10.3 \pm 18 \mu\text{m}$ (CMA) to $41.7 \pm 36 \mu\text{m}$ (conventional). There were partially significant differences for InID between the CMA and the different impression techniques. There were no significant differences for InID within the CMA. The InID in the *in-vivo* evaluation ranged from $42.3 \mu\text{m}$ to $376.7 \mu\text{m}$ (digital) and from $58.3 \mu\text{m}$ to $274.0 \mu\text{m}$ (conventional). There were partially significant differences between the techniques.

Conclusions: Within the limits of this study, with the developed method using a CMA it is possible to assess the true 3D-InID with a decisive higher accuracy than possible with a conventional or digital implant impression. Overall, the CMA in this study generated results that were deemed clinically useful for the investigated inter implant positions.

Key words: Dental Implants, Dimensional Measurement Accuracy, Dental Impression Technique, Intraoral Scanner.

Introduction

In recent years, cases with complex implant treatments, such as “all-on-four”, are steadily increasing in implant prosthodontics (1). For their long-term success, a passive fit of the restoration is considered crucial (2,3). Thus, the accurate transfer of the implant position from the patient’s mouth to a plaster or virtual model is decisive. This need for precision is related to the finding that there is a ten-time lower implant mobility compared to the mobility of natural teeth (2). However, all impression methods available today, both conventional and digital, are inevitably prone to errors, which readily explains the high number of studies in this area (4-6). At closer inspection, nearly all of the investigations addressing this problem are limited to model-based *in-vitro* setups. Not a single method or clinical study could be identified that describes a possible way to assess the implant positions directly in the patients mouth and allows for a comparison to a conventional or digital model resulting from either a conventional impression or an intraoral scan. Therefore, the aim of this study was to develop a three dimensional method (3D-M) based on a custom made measuring aid (CMA) to precisely assess the three dimensional inter implant dimensions (InID) in patients. Therefore, the new method was first investigated in an *in-vitro* setup to avoid patient related influencing factors (e.g. saliva, movement). To give a proof of principle, the application of the presented method was applied to three patients as pilot cases.

The following hypothesis was tested: The 3D-M reproduces the three-dimensional inter implant dimensions (A:

trueness; B: precision) decisively better than a conventional or digital impression and is therefore suitable as a measuring technique for impression studies in patients.

Material and Methods

The study was divided into an *in-vitro* test section, where the method was first examined in detail in a laboratory setup. This was followed by the application to three pilot cases. The investigation was conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki. The ethics committee of Justus Liebig University approved this study (re. no. 163/15).

Based on a clinical case an upper jaw model made of a steel baseplate (100 × 100 mm) and a polymethylmethacrylate (PMMA) cover with four 3i Certain implants (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) was fabricated and served as an implant master model (IMM), representing the patient situation. For model stability, the implants were fixed in steel tubes placed on the right (upper right molar FDI 16; upper right premolar FDI 14) and left side (upper left molar FDI 26; upper left premolar FDI 24) in the premolar and molar region. AGC Cem served as the luting material (Wieland Dental, Pforzheim, Germany). The implants in the premolar area were inclined at 15° to the baseplate in the lateral direction. The implants in the molar region were positioned in parallel and at a 90° angle to the steel baseplate. A reference cube (10 × 10 × 20 mm) was positioned in the middle of the palate with its axis perpendicular to the baseplate (Fig. 1A).

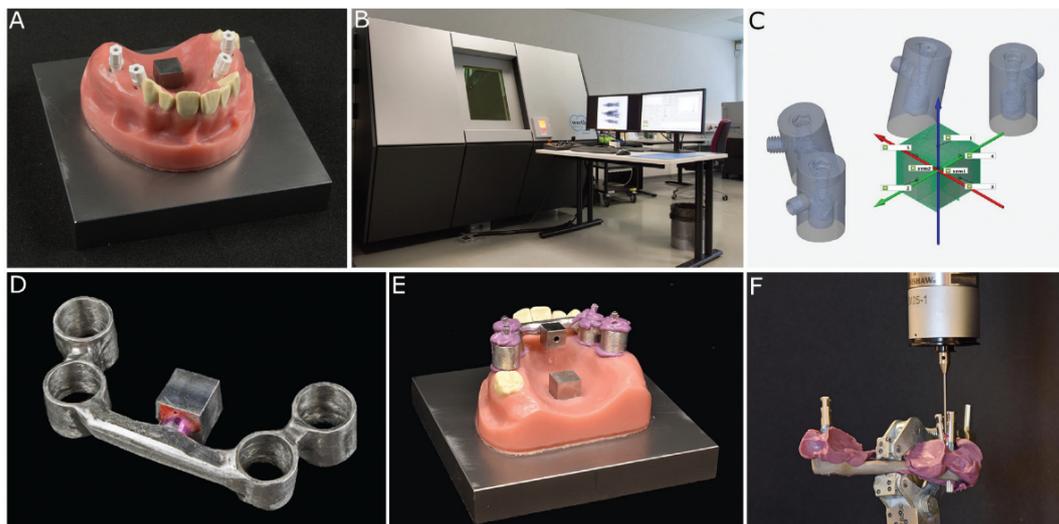


Fig. 1: A: Implant master model (IMM) with tightened scanbodies on the premolar (15° inclination) and molar (0° inclination) implants and the reference cube in the middle of the palate. B: Multisensor coordinate measuring machine using X-ray tomography (TomoScope S). C: Reference file (patient equivalent) with the implant-abutment interface centers (IAICs) from the computed tomography (green points). D: Custom made measuring aid (CMA) with the inherent reference cube. E: CMA coded on the IMM. F: Measurement of the transferred CMA with tightened laboratory analogues using the coordinate measuring machine (CMM).

To determine the position (center) of the four implant-abutment interface centers (IAICs) and the reference cube, the IMM was digitized with a multisensor coordinate measuring machine using X-ray tomography (TomoScope S running WinWerth, Werth Messtechnik, Giessen, Germany, linear accuracy <4 µm; Fig. 1B). The scan data were exported to a STL-file format and served as a reference file (patient equivalent; Fig. 1C).

For the production of the custom made measuring aid (CMA) four impression posts (IIC41-molar region and IIC42-premolar region, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) were tightened in the implants (10 Ncm) and undercuts were blocked out. An alginate impression was taken. Tubes were modeled around the impression posts with a circular distance of 1 mm around the implant impression posts, connected with bars (diameter 6 mm) and casted (cobalt-chromium-molybdenum). A further reference cube was attached to the CMA (Fig. 1D). The CMA was coded with Impregum Penta (3MEspe, Seefeld, Germany) on the impression posts (Fig. 1E). After 20 minutes, the impression posts were unscrewed, and the CMA with the coded posts was removed from the model; then, four corresponding laboratory analogues were tightened on the impression posts (10 Ncm), and the CMA was mounted in a coordinate measurement machine (CMM, Thome Rapid, Messel, Germany, linear accuracy <3 µm).

Thereafter, each implant position (i.e., laboratory analogue position) was assessed with the CMM (Fig. 1F). The entire procedure was repeated ten times. The data were exported into an IGES-format and imported into the GOM Inspect Software 2018 (GOM, Braunschweig, Germany). To calculate the linear point-to-point deviations in between the implants the coordinate system of the IMM and the CMA were superimposed and the deviation of the implant-abutment interface centers (inter implant dimension - InID) calculated via, (Fig. 2);

$$\Delta d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Fig. 2. Calculation of the linear point to point deviations.

Δd = inter implant dimension (InID); x_1, y_1, z_1 = coordinates on the IMM; x_2, y_2, z_2 = coordinates on the CMA). After that, 10 conventional and 10 digital impressions were taken from the IMM. For a better overview, the entire workflow is depicted in Fig. 3. For the conventional impressions, four impression posts (IIC41-molar region and IIC42-premolar region, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) were tightened in the implants of the IMM (10 Ncm). Impressions were taken using a polyether material (Impregum Penta, 3M ESPE, Seefeld, Germany) with custom impression trays (a thickness of 3 mm) with a tubular design around the impression posts (open tray technique). After setting, the screws were subsequently untightened, and the impressions were removed from the IMM. Laboratory analogues (H-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany) were attached to the impression posts and plaster casts were made with Fujirock EP (GC Corp., Tokyo, Japan). The casts were stored under laboratory conditions for 7 days. For the InID measurement of the plaster casts, four scanbodies (H-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany) were tightened (10 Ncm) in the implant analogues and measured with a CMM (Thome Rapid, Messel, Germany). The data were exported in an IGES-format and imported to the GOM Inspect Software 2018 (GOM, Braunschweig, Germany).

For the digital impressions, the Trios 3 intraoral scanner (IOS; Trios3, software version 1.4.7.4, 3Shape, Copenhagen, Denmark) was used. Four scanbodies (H-series, nt-trading, Karlsruhe, Germany) were tightened in the IMM (10 Ncm), and the IOS was calibrated and scanned according to manufacturer's specifications. The digital models were exported in a stl-format and imported to the GOM Inspect Software 2018 (GOM, Braunschweig, Germany).

The entire measurement procedure of the conventional and digital models was repeated ten times. The same examiner (J-W.B.) performed all experimental procedures. For the *in-vivo* part, the methodology was investigated in a total of three patients as a pilot study. A new CMA was produced for each patient. The measurement was carried out in the same way as in the *in-vitro* part.

Verification of the normal distribution data was tested by Shapiro-Wilk and Levene's tests. The results for the trueness and precision were analyzed by pairwise comparisons ($p < .05$). For the precision, a two-way factorial mixed ANOVA was used. For a better overview, the results of the *in-vitro* part were presented in boxplot format. The mean deviation describes the trueness, and the standard deviation depicts the precision. The results for the *in-vivo* part were presented in a bar graph. Statistical analysis was performed with SPSS 25 (IBM, Chicago, IL, USA).

The results for the three pilot cases in the *in-vivo* setup are presented in Fig. 4B. The hypothesis could be confirmed, the 3D-method reproduces the three-dimensional inter implant dimensions (InIDs) decisively better than the conventional or digital impression.

Results

For a better overview, the results of the inter implant dimensions (InIDs) between the IAICs for the conventional and digital impression methods in the *in-vitro* setup are depicted in Fig. 4A. With the CMA method a trueness of 10,3 µm and a precision of 18 µm could be achieved.

Results

The p-values for the InIDs within the conventional and digital impressions are presented in Table 1. There were partially significant differences between the InIDs of the CMA and the conventional and digital impressions.

The results for the three pilot cases in the *in-vivo* setup are presented in Fig. 4B. The hypothesis could be confirmed, the 3D-method reproduces the three-dimensional inter implant dimensions (InIDs) decisively better than the conventional or digital impression.

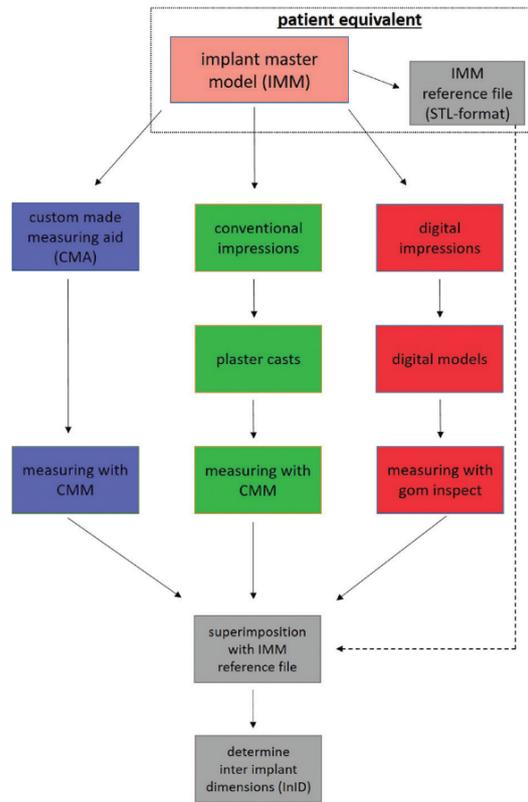


Fig. 3: Overview of the entire workflow procedure.

Discussion

There are very few clinical studies available that address the accuracy of full arch implant impressions in patients (7,8), which reflects the high need for an appropriate method to assess the three-dimensional inter implant dimension directly in the patient’s mouth. Therefore, the purpose of this study was to develop a method to precisely assess the spatial orientation (inter implant dimension) of a minimum of three implants in the patient’s mouth for the *in-vivo* assessment of different impression methods (conventional and digital). The design of the IMM based on a clinical case was selected to represent a common clinical situation with and without angulated implants.

The novel nature of the presented method is the direct measurement of the implant position (model analogue) with the help of a custom made measuring aid with the CMM (Fig. 1F). Only a very small amount of impression material with a high final hardness was necessary to fix the CMA to the implant impression posts; therefore, other possible inaccuracies resulting from unavoidable dimensional changes of the impression material can be minimized (9,10). However, the use of a rigid resin material for fixation could be more accurate, but divergent axes of the impression posts make this impossible. To further reduce measurement and calculation errors, the dimensions of the laboratory analogues used in the measurement process were precisely measured with industrial computed tomography prior to the study (11).

This method, in combination with the high measuring

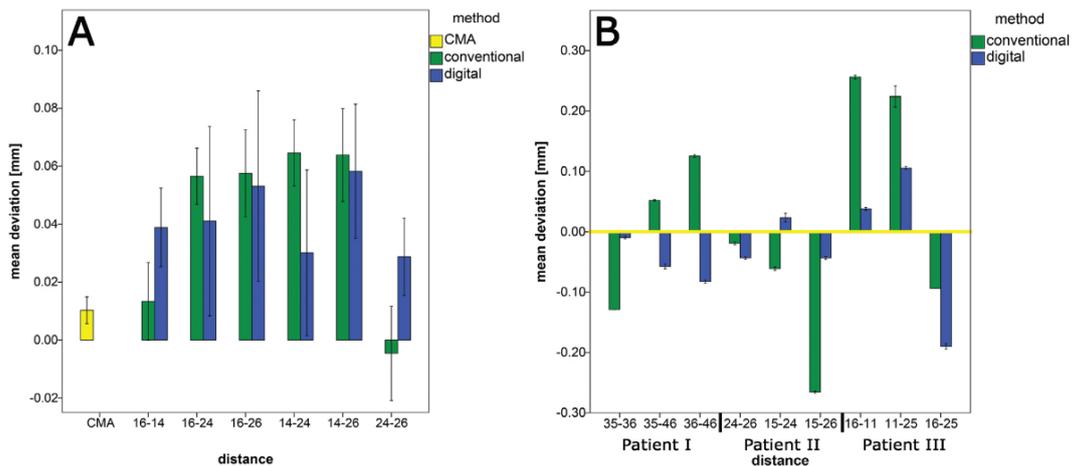


Fig. 4: A: Results for the inter implant dimensions (InIDs) between the implant-abutment interface centers (IAICs) for the CMA and the different impression methods (*in vitro* part). B: Results for the inter implant dimensions (InIDs) for the pilot cases *in vivo* (the yellow zero line represents the CMA).

Table 1: The *p*-values for the inter implant dimensions (InIDs) between the CMA and the conventional and the digital impressions (*p*-values <.05 are printed in bold type; implant positions FDI labeled).

		Conventional impression					
Digital impression	InID	16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
	16 - 14	-	.000	.001	.000	.000	.595
	16 - 24	1.00	-	1.00	.978	.999	.000
	16 - 26	.998	1.00	-	.999	1.00	.000
	14 - 24	1.00	1.00	.957	-	1.00	.000
	14 - 26	.764	.993	1.00	.636	-	.000
	24 - 26	.982	.999	.830	1.00	.206	-

precision of the CMM, allowed us to access the spatial orientation of implants with a trueness of 99.97 %. Although the mean absolute error was 10 µm, the method can be considered as an appropriate tool for the assessment of implant position in patients in a clinical setting. The trueness obtained with the method described is much higher than the trueness achievable with cone beam computed tomography (140 µm) as described by (12). However, the latter technique allows for an assessment of the spatial orientation of the implants compared to the other oral components, such as teeth, which is not possible with the CMA method and is a clear shortcoming. On the other hand, the high X-ray exposure is regarded as a hindrance in clinical studies. Regarding optical scanning procedures using high precision industry scanners, instead of intraoral scanners, that deliver accuracies up to 7 µm, these systems are not suitable for intraoral application.

A conventional impression or intraoral scan of the implants with the help of scanbodies and a common intraoral scanner is also decisively less precise. This observation is clearly reflected in our data, which are in good accordance with several other studies (13-15,5,16). As the scanning path used with IOS is known to influence the accuracy, we utilized the scanning path recommended by the manufacturer (17). The increasing inaccuracies of the teeth 24 and 26 could be explained due to the longer scanning path. Similar results were also reported by (18) and (19). These results were confirmed in the *in-vivo* part of the present study. In accordance to the *in-vitro* part, a clear increase in deviations can be seen with increasing recording length and scanning path. For the patient 1, the highest deviation could be observed between the implant in regio 36 and the implant in regio 46, this was likewise the longest scanning distance. Patient 3 also showed the greatest inaccuracies between the longest distance (16-25). In contrast to the *in-vitro*

part, however, the digital impressions achieved partially results more precise.

For conventional impressions, a common impression material and method were used (20), this procedure corresponds to the usual clinical procedure in patients. This approach is especially common for the impression of angulated implants, which use the open tray technique for conventional impressions and could achieve the highest accuracy (21). Within conventional impressions, a mean overall value of 42 µm could be achieved. These results are in the range of the studies described in the literature (16). The more accurate results in the literature could be explained by a different reference system, which is similar to (6). In the *in-vitro* part of the present study, all the measurements were compared to the same coordinate system. Other studies could achieve more inaccurate results compared to the present study. This observation could be explained by the digitization of plaster casts and the resulting inaccuracies (22-24) or by the *in-vivo* conditions (8). Furthermore, the differences that occurred may be based on the difficulty of the comparison due to the many influencing factors within implant impressions (25).

Most of the available investigations used a best-fit algorithm to describe the deviations (21,19). Only a few authors described point-to-point measurements in a coordinate system, which are genuinely more precise (26). In another study on natural teeth (27), the measuring error was reduced to less than 15 µm for the longest transversal distance in the lower arch. In the present study, we were able to reduce the error for the longest distance to less than 13 µm. The highest standard deviation was observed between the implant in regio 16 and the 15° angulated implant in regio 24 implant (24 µm). This observation could be explained by the compression of the impression material that was used for fixation of the impression posts in the CMA during its removal from the

implants. These results are in accordance with (28, 29) and (30), where impressions of parallel implants also resulted in the highest accuracy.

Overall, the data presented here could show, that the developed method using a CMA is capable to assess the true three dimensional inter implant dimensions (spatial orientation) with a decisively higher trueness and precision than possible with a conventional or digital implant impression. However, the need for a custom made measuring aid for every single case is clear limitation to the method. The partially heterogeneous data show that a follow-up clinical study with a higher number of probands is necessary.

References

1. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:836-55.
2. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:506-15.
3. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:121-38.
4. Basaki K, Alkumru H, De Souza G, Finer Y. Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32:792-9.
5. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont.* 2018;31:107-13.
6. Rech-Ortega C, Fernandez-Estevan L, Sola-Ruiz MF, Agustin-Panadero R, Labaig-Rueda C. Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2019;24:e89-e95.
7. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2014;111:186-94.
8. Alsharbaty MHM, Alikhasi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont.* 2019;28:e902-e8.
9. Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C, Wostmann B. Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2010;103:288-94.
10. Martins F, Branco P, Reis J, Barbero Navarro I, Mauricio P. Dimensional stability of two impression materials after a 6-month storage period. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2017;3:84-91.
11. Schmidt A, Billig JW, Schlenz MA, Rehmann P, Wostmann B. Influence of the Accuracy of Intraoral Scanbodies on Implant Position: Differences in Manufacturing Tolerances. *Int J Prosthodont.* 2019;32:430-2.
12. Kim SR, Kim CM, Jeong ID, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of accuracy and repeatability using CBCT and a dental scanner by means of 3D software. *Int J Comput Dent.* 2017;20:65-73.
13. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. 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.* 2014;29:853-62.
14. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;115:313-20.
15. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent.* 2017;118:36-42.
16. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig.* 2018;22:1253-62.
17. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016;47:343-9.
18. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Ozcan M, et al. Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont.* 2019;28:e530-e5.
19. Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent.* 2018;2018:5189761.
20. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011;20:153-60.
21. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent.* 2018;2018:3761750.
22. Ribeiro P, Herrero-Climent M, Diaz-Castro C, Rios-Santos JV, Padros R, Mur JG, et al. Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions-An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2018;15.pii: E1599
23. Kim KR, Seo KY, Kim S. Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *J Prosthet Dent.* 2019;122:543-549.
24. Ozan O, Hamis O. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent.* 2019;121:941-948.
25. Schmidt A, Haussling T, Rehmann P, Schaaf H, Wostmann B. Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res.* 2018;62:245-51.
26. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res.* 2017;61:450-9.
27. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent.* 2016;55:68-74.
28. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12 Suppl 1:e63-76.
29. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *J Prosthodont Res.* 2019.pii: S1883-1958(19)30049-0.
30. Vojdani M, Torabi K, Ansarifard E. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dent Res J (Isfahan).* 2015;12:315-22.

Acknowledgments

The authors would like to thank the Werth Messtechnik Company for the computed tomography measurement support and our biostatistician Dr. Johannes Herrmann for the statistical analysis.

Conflict of interest

There are no conflicts of interest related to this study.

Abbreviations

CMA – custom made measuring aid
 IMM – implant master model
 CMM – coordinate measurement machine
 LAICs – implant-abutment interface centers
 InID – inter implant dimension

7.9 Publikation 6



Received: 18 August 2020 | Revised: 10 January 2021 | Accepted: 13 January 2021

DOI: 10.1111/clr.13715

ORIGINAL RESEARCH

CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH | WILEY

A comparative clinical study on the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions using a new reference key-based method

Alexander Schmidt¹ | Peter Engelbert Rein² | Bernd Wöstmann¹ | Maximiliane Amelie Schlenz¹¹Department of Prosthodontics – School of Dental Medicine, Justus Liebig University, Giessen, Germany²Dental Surgery, Haiger, Germany**Correspondence**Alexander Schmidt, Department of Prosthodontics – School of Dental Medicine, Justus Liebig University Giessen, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany.
Email: alexander.schmidt@dentist.med.uni-giessen.de**Abstract****Objectives:** The objective of this study was to systematically compare the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions in patients using a new reference key-based method.**Material and methods:** Thirty-nine cases were included in the study (upper jaw 22 edentulous, 8 partially edentulous, average distance between implants 30.15 ± 11.18 mm; lower jaw 6 cases edentulous, 3 cases partially edentulous, average distance between implants 33.19 ± 14.85 mm). Individual reference keys were manufactured and reversibly fixed on implants. A conventional (CVI) and a digital (DI) implant impression was made. The implant positions (center points) of conventional and digital models were measured (coordinate-measuring machine/three-dimensional analysis software) and superimposed with the positions of the reference keys to compare the deviations of the conventional and digital models. For statistical analysis, ANOVA with MIXED procedure was applied ($p < .05$).**Results:** Mean deviation ranged from 0.040 ± 0.029 mm (DI/upper jaw) to 0.079 ± 0.050 mm (DI/lower jaw). There were significant differences between the CVI and DI impressions in the lower jaw ($p < .05$). No significant differences in transfer accuracy were found between partially and completely edentulous patients for the impression methods.**Conclusions:** Within the limits of the present study, it can be concluded that full-arch digital implant impressions of the upper jaw in partially or completely edentulous patients showed comparable results to conventional implant impressions. However, with regard to the implant position transfer accuracy, there are still limitations for digital impression in the lower jaw.**KEYWORDS**

clinical study, dental implants, dental impression technique, digital dentistry, dimensional measurement accuracy, intraoral scanner

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.
© 2021 The Authors. *Clinical Oral Implants Research* published by John Wiley & Sons Ltd.

1 | INTRODUCTION

In recent years, implant-supported prosthodontic restorations have significantly increased (Patzelt et al., 2014). Their survival time is supposed to be influenced by several factors such as oral hygiene, systemic diseases, and smoking behavior (Howe et al., 2019; Moraschini et al., 2015). However, from a prosthetic point of view the passive fit—the accuracy of fit of the restoration—may be as well influential. To achieve an appropriate passive fit, an accurate three-dimensional transfer of the intraoral implant position to the model cast is indispensable (Abduo et al., 2010; Katsoulis et al., 2017). This is often challenging, as in contrast to natural teeth, implants have an inherent mobility of only 8–15 μm (Chang et al., 2012), which decreases with ongoing osseointegration (Winter, Klein, & Karl, 2013a, 2013b). Thus, the transfer accuracy of implant positions must be as accurate as possible so that the remaining discrepancies can be compensated by summation of the elasticity of the bone between the implants, the residual mobility of the implants, and the manufacturing tolerances of the abutments (Franca et al., 2015; Mangano et al., 2017). However, the remaining discrepancies resulting from conventional implant impressions are often higher, particularly for full-arch restorations. Furthermore, process-related errors resulting from disinfecting impressions to model casting may also reduce the transfer accuracy of the conventional implant impression (Wulfman et al., 2019). In addition, non-parallel implant abutments are widespread, owing to the often seen limited bone supply. Moreover, while impression making, compression of the impression material may lead to a three-dimensional displacement and incorrect transfer of the implant position to the model cast (Schmidt et al., 2018). Hence, intraorally bonded tertiary structures are currently required to compensate for the three-dimensional transfer discrepancies in order to achieve a tension-free, passive fit of the implant-supported prosthodontic restoration (Weigel et al., 1994).

In recent years, digital impression making has become more popular. In contrast to previous findings, which reported a significantly lower accuracy for digital full-arch impressions with intraoral scanners (IOSs) compared with conventional impressions (Güth et al., 2016; Kuhr et al., 2016), the current clinical study did not reveal a significant difference between the latest generations of IOS and conventional polyether impressions regarding the accuracy of full-arch impressions (Schmidt et al., 2020). Thus, digital implant impressions may have a decisive advantage over conventional impression techniques because the described limitations, such as process-related errors, are omitted. However, the three-dimensional scan data set of IOS is composed of single images. If this "matching process" is flawed, a three-dimensional shift may also occur, resulting in transfer errors of the implant position to the model (Güth et al., 2016; Keul & Güth, 2020; Kuhr et al., 2016; Park et al., 2015; Schmidt, Klussmann, et al., 2020). As overall clinical data are sparse, there is an urgent need for valid clinical data on conventional and digital implant impressions as described by Papaspyridakos et al. (Papaspyridakos et al., 2020), and to the best of our knowledge,

there is no clinical study describing implant impressions using reference keys.

For exact determination and comparison of the transfer accuracy of different impression methods, a reference data set or structure is inevitable (Güth et al., 2016; Keul & Güth, 2020; Kuhr et al., 2016; Park et al., 2015; Schmidt, Klussmann, et al., 2020). This can be easily implemented in laboratory studies, by taking a precise initial image of a jaw model in the micro-CT or by attaching measuring bodies to create a reference data set (Schmidt et al., 2020). However, there is no natural reference structure available in patients (Güth et al., 2016; Keul & Güth, 2020; Schmidt, Billig, et al., 2020). Therefore, Nedelcu et al. used a high-precision extraoral industrial scanner intraorally to create a reference data set. However, this method is limited only to anterior areas due to anatomical restrictions (Nedelcu et al., 2018).

To overcome these limitations, reference keys were developed and successfully applied in previous clinical studies to investigate the transfer accuracy of full-arch impressions in patients (Güth et al., 2016; Keul & Güth, 2020; Kuhr et al., 2016; Schmidt, Klussmann, et al., 2020). However, to date, these reference keys are only suitable for the examination of fully dentulous jaws and not for the examination of implant impressions, especially in partially or completely edentulous jaws. Therefore, Schmidt et al. (Schmidt, Billig, et al., 2020) developed a new method for intraoral registration of the three-dimensional implant position with an implant reference key, suitable to transfer the correct implant position with significantly higher accuracy (<10 μm) compared with conventional or digital methods. Additionally, a proof of principle was shown (Schmidt, Billig, et al., 2020).

Therefore, the aim of this study was to compare the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions using this new implant reference key-based method.

The following null hypothesis was investigated: In terms of transfer accuracy, there is no significant difference between conventional and digital implant impressions in patients. Furthermore, the number of remaining teeth was also investigated as a covariate.

2 | MATERIAL AND METHODS

The clinical study included 20 patients who received at least three implants in each jaw in two different quadrants in the last six months. In addition, implants had to be arranged in a triangular geometry (Figure 1); this was based on a known method from a previous study (Schmidt, Billig, et al., 2020).

Because some patients had more than three implants per jaw, different triangle-geometry implant configurations could be examined. Thus, data from 39 cases were collected. From the first impression to the final analysis, each case was handled separately. Table 1 shows the distribution of cases with the number of remaining teeth. A sample size (power calculation) was performed before the clinical trial was conducted ($\alpha=0.05$, $\beta=0.20$, power=0.80, number of cases needed = 20).

A total of 86 implants from two manufacturers were used in the study: 18 ProActive Straight (Neoss, Cologne, Germany), 48 Narrow

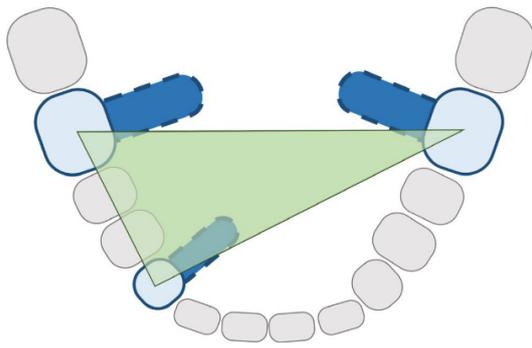


FIGURE 1 Schematic drawing of an example of a feasible implant configuration for inclusion in the study: Three implants in two quadrants per jaw arranged in a triangular geometry (green triangle)

Crossfit(NC), and 20 Regular Crossfit(RC) Bone Level (Straumann, Freiburg, Germany) in 20 patients. Patients with severe systemic diseases or multimorbid conditions were excluded from the study. Only implants with a maximum inclination of 15 degrees were included in the study (Ozan & Hamis, 2019; Schmidt et al., 2018).

The present study was conducted in accordance with the guidelines of World Medical Association Declaration of Helsinki and approved by the local Ethics Committee of the Justus Liebig University Giessen (Ref. no. 163/15). Furthermore, the study was registered in the German Register of Clinical Trials (DRKS00014948) (CONSORT Checklist). To standardize the experimental procedure, all impressions were made by one dentist (P.E.R.) experienced in conventional and digital impression making.

TABLE 1 Distribution of cases regarding jaw and tooth status

	Edentulous [n] (distance between the implants mean ± standard deviation [mm])	Partially edentulous [n] (distance between the implants mean ± standard deviation [mm])		
		< 5 remaining teeth	5–10 remaining teeth	> 10 remaining teeth
Upper jaw	22 (30.26 ± 9.75)	3 (27.03 ± 12.17)	5 (31.53 ± 15.33)	0
Lower jaw	6 (31.11 ± 11.61)	0	3 (37.34 ± 19.12)	0

2.1 | Data acquisition

At the first appointment, an alginate impression with a stock tray was made of the respective jaw in dental practice and plaster models were cast with type IV dental plaster (Implant-rock, Picodent, Wipperfürth, Germany) in a dental laboratory for each patient. Subsequently, an individual reference key made of a cobalt-chromium-molybdenum alloy (Co-Cr-Mo) was fabricated according to the methodology described by Schmidt et al. (Schmidt, Billig, et al., 2020). This reference key comprised of three tubes, which were rigidly connected to each other via metal bars (diameter 4 mm). A circular distance of 1 mm ensured sufficient space for subsequent intraoral impression posts' fixation of the implant position with reference keys (Figure 2a).

Furthermore, an individual resin tray (Palatray XL, Kulzer, Hanau, Germany) was fabricated.

At second appointment, for determination of the exact implant position, implant system-specific impression posts with hexagonal connecting structure were screwed into the implants (torque of 10 Ncm) and the reference key was inserted in the mouth. For fixation, an impression material (Impregum Penta, 3M, Seefeld, Germany) was applied between the tubes and the impression post. After a setting time of six min, the impression posts fixed in the reference key were unscrewed and removed from the patient's mouth.

Subsequently, new implant system-specific impression posts with hexagonal connecting structure were screwed into the implants (torque of 10 Ncm) and a conventional open implant impression (pick-up technique) with the custom resin tray was made. Polyether (Impregum Penta) was used as the impression material. All impressions were taken at the implant level. After a setting time of

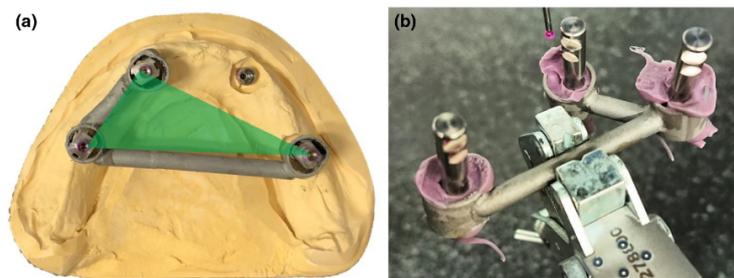


FIGURE 2 (a-b) Example of an individual reference key with three tubes (FDI #33, #36, and #46) rigidly connected to each other via two metal bars (green triangle displays triangle geometry of implants; a). Individual reference key during measurement within the coordinate measurement machine (red sphere = tactile sensor; b)

six minutes, the impression posts were unscrewed, and the impression with inherent impression posts was removed from the patient's mouth.

Finally, a digital implant impression was made with the intraoral scanner Trios 3 Pod (IOS, version 1.9.1.2, normal scanning speed mode, 3Shape). Prior to each scan, TRIOS 3 pod was calibrated with the respective calibration tip provided by the manufacturer. To transfer the implant position, implant system-specific scan bodies from NT Trading (Karlsruhe)*** were screwed into the implants (torque 10 Ncm). To reduce saliva, Dry Tips (Microbrush International, Grafton, USA) and OptraGate lip and cheek retractor (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) were used. To scan the IOS-specific, scanning path recommended by Müller et al. (Müller et al., 2016) was applied, beginning with the occlusal surfaces, followed by the lingual or palatal surfaces and turning back on the vestibular surfaces. In the upper jaw, scans were started in the first quadrant and in the lower jaw, the fourth quadrant. All scan data sets were exported in Standard Tessellation Language (STL) format for analysis.

Figure 3 shows a schematic overview of the clinical examination and analysis.

2.2 | Data evaluation

The analysis of the reference keys and conventional and digital implant impressions was conducted at a standardized room temperature of $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ and a constant humidity ($50\% \pm 10\%$).

In accordance with the measurement method described by Schmidt et al. (Schmidt, Billig, et al., 2020), manufacturer-specific laboratory analogs were first screwed (10 Ncm) into the impression posts in the reference key, which were previously measured in a coordinate-measuring machine (CMM, Thome Rapid, Messel, Germany, accuracy $< 3 \mu\text{m}$). The reference key was then rigidly fixed in the CMM for tactile measurement of the center points of the implant position (Figure 2b). Prior to the examination, the roundness ($< 3.5 \mu\text{m}$) of the ruby head (SP25M, Renishaw, Pliezhausen, Germany; diameter 1.502 mm) was evaluated. The measurement was repeated three times and recorded by the computer software Metrolog X10 (Metrologic Group, Meylan, France), and the average value was calculated. According to VDI 2,617, the measurement uncertainty was $3 \pm (L/300) \mu\text{m}$ for three-dimensional length measurements. The three-dimensional coordinates of the measured center points were imported in Initial Graphics Exchange Specification (IGES) format into the measurement software GOM Inspect 2019 (Braunschweig, Germany).

To evaluate the conventional implant impression, the laboratory analogs specified by the manufacturer were screwed into impression posts (torque 10 Ncm) and the impressions were poured with type IV plaster (Implant-rock golden brown, Picodent, Wipperfürth, Germany). In order to ensure that the impression material had enough time to reset, the model was fabricated at the earliest two hours after the impression was made from the patient's mouth. To wait for the complete plaster expansion phase, the models were stored for seven days under laboratory conditions. For measurement, the exact lengths of the respective scan

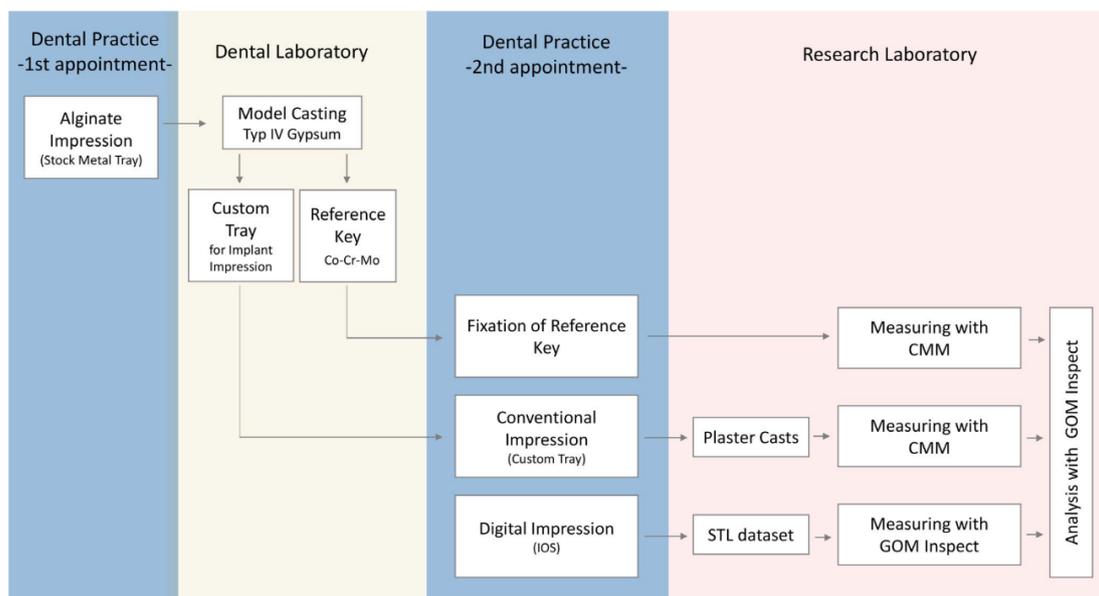
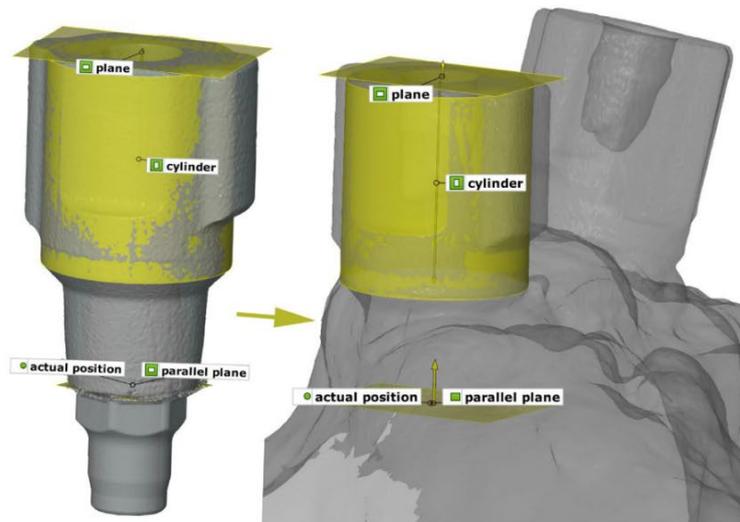


FIGURE 3 Overview over the entire clinical examination and analysis (IOS = intraoral scanner, CMM = coordinate measurement machine, GOM = 3D analysis software, STL = standard tessellation language, $n = 39$ cases)

FIGURE 4 Schematic representation of the determination of the current position of the point on the scan body by planes and cylinders in the intraoral scan (right) and corresponding scan body (left)



bodies (NT trading) were measured with the CMM and screwed into the model. A plane and a cylinder were constructed on the scan body to determine the deviations of the centers of the implant position. This plane was transferred downwards with the previously determined lengths of the scan bodies, and a parallel plane was constructed. Figure 4 shows a schematic overview of the measurements, which were performed identically in the conventional and digital measurements.

The data were also imported into the GOM Inspect 2019 Software in the IGES format.

The STL data of the digital models were imported into GOM Inspect 2019, and the deviation of the implant position was determined by creating planes and cylinders on the corresponding scan bodies. The center points of the implant positions of the conventional and digital models were each defined as actual positions and superimposed with the center points of the reference keys (target position) according to the best-fit method. Therefore, it was possible to compare the deviations of the conventional and digital models with a reference structure (Figure 5).

Statistical analysis was conducted using IBM statistics 26 (Armonk, USA); the alpha error level was set at 5%. Data were checked for normal distribution (Kolmogorov–Smirnov /Shapiro–Wilk), and a normal distribution was found. An ANOVA with MIXED procedure was performed, and the mean value and the square root of the dependent variable were calculated and analyzed for pairwise comparisons; the correlations were considered in a multi-level model (variance component model, random-intercept model). For the analysis, unsigned values of the deviations were used. For a better overview, results were presented in boxplot format; trueness (mean) and precision (SD) were reported according to ISO 5,725 (International Organization for Standardization, 1994).

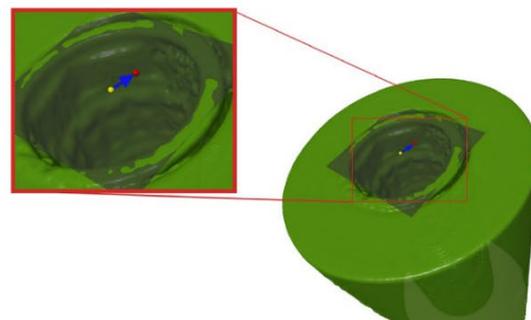


FIGURE 5 Schematic drawing of the deviation (blue arrow) between the target position (center point; yellow dot) and actual position (red dot) of the implant position

3 | RESULTS

Regarding the center point deviation, no significant difference was detected between the conventional and digital impression techniques in the upper jaw, and the conventional impressions in the upper and lower jaw, whereas significant differences were observed between the conventional and digital impression techniques in the lower jaw and between the digital impressions in the upper and lower jaw (Figure 6, $p < .05$).

However, with regard to the particular number of remaining teeth in the partially edentulous group, no significant differences were observed. Pooled data of partially edentulous cases compared with edentulous patients revealed a tendency toward more accurate results for digital impressions in partially edentulous patients.

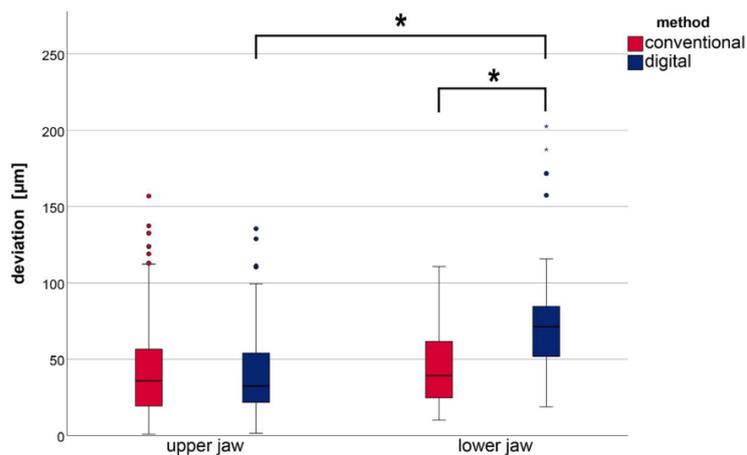


FIGURE 6 Boxplot diagram of the conventional and digital impression technique in upper and lower jaws regarding the center point deviation [mm] (significant differences are indicated with an asterisk (*), and the zero line represents the reference key)

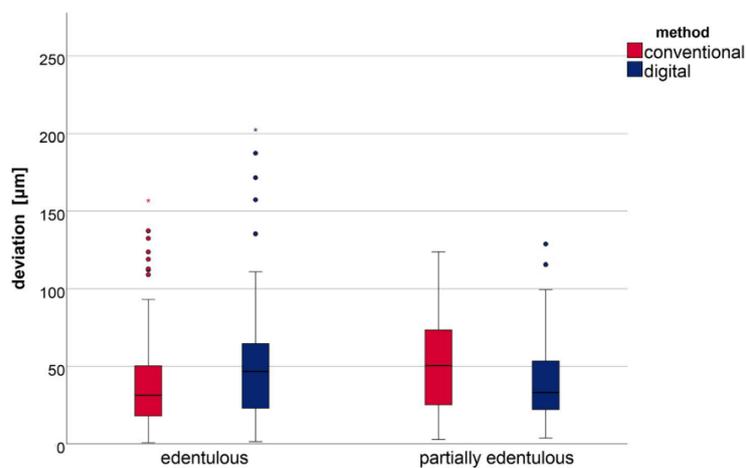


FIGURE 7 Boxplot diagram of the conventional and digital impression technique in partially and complete edentulous patients (the zero line represents the reference key)

Furthermore, less deviation could be found for conventional impressions in edentulous cases (Figure 7).

The point deviation for precision and trueness according to ISO 5,725 in mean value and standard deviation is displayed in Table 2.

The null hypothesis that there are no significant differences in transfer accuracy between conventional and digital implant impressions in patients has to be rejected. There was no statistical influence of the remaining teeth as covariates.

4 | DISCUSSION

All conventional and digital impressions were made by one dentist with several years of experience in private practice. Thus, an operator cause-related bias was eliminated in advance (Ender & Mehl, 2013b). In addition, it was possible to integrate the study into a typical treatment procedure, which ensured proximity to daily patient care.

For conventional impressions, the often recommended pick-up technique (Schmidt et al., 2018) with the corresponding impression material was used. Digital impressions were obtained using an IOS used in numerous studies (Hamalian et al., 2011; Moreira et al., 2015; Stimmelmayer et al., 2012). Because a previous study showed significant differences between different scan bodies regarding manufacturing tolerance, the scan body with the lowest manufacturing tolerances was used in this study (Schmidt et al., 2019).

The use of custom-made reference keys allowed for a direct comparison of the two impression methods (Keul & Güth, 2020). Although the results are inevitably affected by the measuring uncertainty ($\pm 10 \mu\text{m}$) of the method itself, it can be concluded that the applied technique is a suitable means to assess the transfer accuracy in this experimental setting (Schmidt, Billig, et al., 2020) as the results were significantly higher. For fixation of the impression posts in the tubes of the reference keys, polyether was used. Though the final hardness of the material is lower than of pattern resin, which may have been an alternative, the shrinkage of polyether is decisively

TABLE 2 Deviations (mean \pm standard deviation [mm]) between conventional and digital impressions (jaw and tooth status) and statistical analysis for trueness (mean) and precision (SD) according to ISO 5,725

Jaw (mean \pm standard deviation (SD) from reference key)			p-value
Upper jaw	Conventional (0.045 \pm 0.035 mm)	Digital (0.040 \pm 0.029 mm)	.822
Lower jaw	Conventional (0.046 \pm 0.027 mm)	Digital (0.079 \pm 0.050 mm)	.014
Method (jaw)			
Conventional	Upper jaw	Lower jaw	.700
Digital	Upper jaw	Lower jaw	.005
Tooth			
Edentulous	Conventional (0.042 \pm 0.034 mm)	Digital (0.052 \pm 0.040 mm)	.136
Partially edentulous	Conventional (0.053 \pm 0.031 mm)	Digital (0.043 \pm 0.031 mm)	.285
Method (tooth)			
Conventional	Edentulous	Partially edentulous	.583
Digital	Edentulous	Partially edentulous	.653

Note: Significant differences (p -value $<$.05) are highlighted in bold.

lower. This was also confirmed in pretests and in investigations from Gibbs et al. and Walker et al. (Gibbs et al., 2014; Walker et al., 2007).

Overall, compared to other measuring techniques (scanning, digitization of models) (Basaki et al., 2017; Kim, Seo, & Kim, 2019), the mean uncertainty is extremely low, which is a clear advantage of the reference key-based method.

With regard to the analysis of accuracy, trueness and precision was assessed according to ISO 5725-1 (International Organization for Standardization, 1994). Though the method for describing trueness is generally agreed on different approaches for the assessment of precision and have been reported (Aswani et al., 2020; Ender & Mehl, 2013a) (28, 29). We decided to use the ISO approach as a standardized method, which we consider helpful for a later comparison of our results with studies to come (Keul & Güth, 2020).

In comparison with numerous other investigations, in the present study, the conventional models were measured directly with a CMM. This made it possible to avoid further errors, which can often occur when the models are digitized again using laboratory scanners (Mühlemann et al., 2018).

As scan bodies may have an influence on the accuracy of intra-oral scans (Schmidt et al., 2019), the scan bodies were measured and used based on a previous study. In addition, the scanbodies used were screwed into model implants and laboratory analogs and measured with a coordinate-measuring machine. This ensured a high level of standardization during screwing in. There may be an influence on the accuracy when screwing into the implant in the patient, but this is to be classified as very low in comparison.

As a shortcoming of the study, the angulation of the implants was not analyzed. This was due to the fact that close to parallel implants were necessary for fixation of the custom reference key. Therefore, implants with an angulation of more than 15 degrees were excluded from the clinical study. This is a clear limitation of the present study, as angulated implants are regularly found in a clinical setting.

In principle, comparison with other studies is difficult, as there are currently no clinical studies for which an external reference has been used. Nevertheless, the results of the available data with regard to the conventional impression are comparable to those of other investigations, which also reported deviations of approximately 11 μ m to 70 μ m (Basaki et al., 2017; Chew et al., 2017; Flügge et al., 2016; Gedrimiene et al., 2019; Huang et al., 2020; Kim et al., 2019; Lin et al., 2015; Malik et al., 2018; Menini et al., 2018; Moura et al., 2019; Rech-Ortega et al., 2019; Revilla-León et al., 2020; Rutkunas et al., 2020).

In contrast, investigations by Alshabarty et al. (Alshabarty et al., 2019), Amin et al. (Amin et al., 2017) and—in one measured distance—Rech-Ortega et al. (Rech-Ortega et al., 2019) showed deviations of approx. 160 μ m. In contrast, Ozan and Hamis (Ozan & Hamis, 2019) measured deviations of over 400 μ m. However, a direct comparison is only possible to a limited extent due to the reference structure available in the present study, the clinical setup, and the consideration of the center point deviations in comparison with distance deviations between individual implants.

Even though there were no significant differences between the upper and lower jaws in conventional impression making, a tendency of decreasing accuracy was observed in partially edentulous patients. This may be due to a compression of the impression material during setting and distortions resulting from the removal of the impression from the patient's mouth. In contrast, these compressions do not occur in edentulous patients, which is supposed to lead to a higher transfer accuracy.

With regard to the results of digital impressions, Moura et al. showed significantly higher deviations from 30 μ m to 1900 μ m in contrast to the present study (Moura et al., 2019). This could be due to the evaluation of linear distances and on the other hand a different evaluation by superimposing scan bodies. In the study by Lin et al. (Lin et al., 2015), higher deviations were also measured. This may be due to the older software or hardware versions of the

intraoral scanners. Lower deviations could be found by few studies (Fukazawa et al., 2017; Malik et al., 2018; Menini et al., 2018; Moura et al., 2019; Papaspyridakos et al., 2014, 2016; Rutkunas et al., 2020). These results could be due to the different methodologies and study designs of the investigations (e.g., short distances between the implants).

The results for the digital impressions of the present study are comparable to the results of numerous other investigations (Amin et al., 2017; Chew et al., 2017; Flügge et al., 2016; Gedrimiene et al., 2019; Huang et al., 2020; Malik et al., 2018; Moura et al., 2019; Rech-Ortega et al., 2019; Revilla-León et al., 2020). In contrast to studies by Renne et al. (Renne et al., 2017) and Gimenez et al. (Gimenez et al., 2014), no increasing deviations were observed with increasing scan path length. However, this could be due to the different study designs. Additionally, for daily clinical work, it should be noted that the data obtained from an IOS are not directly used but first processed into a digital model using a model builder software. During this process—dependent on the algorithms implemented in the software—errors may be reduced during the alignment process of the CAD data from the scanbody (taken from the software library of the model builder) to the STL data set from the IOS. Thus, in clinical reality the resulting error may be smaller as our results.

Nevertheless, the data clearly show that the accuracy of digital impressions decreases significantly in edentulous patients compared with partially edentulous patients. This can be explained by the fact that there are no reference points in edentulous jaws. Although the differences between edentulous and partially edentulous patients were not significant in terms of digital impressions, there is a clear tendency for digital impressions to show more accurate results in partially edentulous patients. This can be explained in a similar way to waypoints on a map, since the IOS takes additional waypoints during the scan due to the existing tooth structures, and can therefore more accurately take the superimposition of the individual images.

While the experiments on the model led to a coordinate-based evaluation (Gimenez et al., 2014; Renne et al., 2017), the present study used a point-to-point comparison. As already described in the in vitro study by Schmidt et al. (Schmidt, Billig, et al., 2020), no identical coordinate systems can be superimposed in patients. However, from a clinical point of view, this is very similar to the procedure for fitting a framework structure. In this case too, the ideal insertion and direction of the superstructure are determined after a kind of best fit method; the framework is not fitted gradually over individual abutments.

Based on the findings of this clinical study, it can be concluded that full-arch digital implant impressions of the upper jaw in partially or completely edentulous patients showed comparable results to conventional implant impressions. However, with regard to the implant transfer accuracy, there are still limitations for digital impression in the lower jaw. However, further developments can be expected in the field of digital impression techniques.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank Dr. Jan-Wilhelm Billig for his helpful assistance with the coordinate-measuring machine. Furthermore, we gratefully acknowledge the support of our biostatistician Dr. Johannes Herrmann for the statistical analysis.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that they have no conflict of interest.

AUTHOR CONTRIBUTION

Alexander Schmidt: Conceptualization (equal); Data curation (lead); Methodology (equal); Project administration (equal); Software (equal); Validation (equal); Writing-original draft (equal). **Peter Engelbert Rein:** Investigation (lead); Resources (equal); Software (equal). **Bernd Woestmann:** Methodology (equal); Resources (equal); Supervision (lead); Validation (equal); Writing-review & editing (lead). **Maximiliane Amelie Schlenz:** Conceptualization (equal); Formal analysis (lead); Project administration (equal); Validation (equal); Visualization (lead); Writing-original draft (equal).

ORCID

Alexander Schmidt  <https://orcid.org/0000-0002-0955-7281>

REFERENCES

- Abduo, J., Bennani, V., Waddell, N., Lyons, K., & Swain, M. (2010). Assessing the fit of implant fixed prostheses: A critical review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25(3), 506–515.
- Alsharbaty, M. H. M., Alikhasi, M., Zarrati, S., & Shamshiri, A. R. (2019). A clinical comparative study of 3-dimensional accuracy between digital and conventional implant impression techniques. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), e902–e908. <https://doi.org/10.1111/jopr.12764>
- Amin, S., Weber, H. P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y., & Papaspyridakos, P. (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 28(11), 1360–1367. <https://doi.org/10.1111/clr.12994>
- Aswani, K., Wankhade, S., Khalikar, A., & Deogade, S. (2020). Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc*, 20(1), 27–37. https://doi.org/10.4103/jips.jips_327_19
- Basaki, K., Alkumru, H., De Souza, G., & Finer, Y. (2017). Accuracy of digital vs conventional implant impression approach: a three-dimensional comparative in vitro analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 32(4), 792–799. <https://doi.org/10.11607/jomi.5431>
- Chang, P. K., Chen, Y. C., Huang, C. C., Lu, W. H., Chen, Y. C., & Tsai, H. H. (2012). Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: A finite element study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(6), e96–101.
- Chew, A. A., Esguerra, R. J., Teoh, K. H., Wong, K. M., Ng, S. D., & Tan, K. B. (2017). Three-dimensional accuracy of digital implant impressions: Effects of different scanners and implant level. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 32(1), 70–80. <https://doi.org/10.11607/jomi.4942>
- de França, D. G. B., Morais, M. H. S. T., das Neves, F. D., & Barbosa, G. A. S. (2015). Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental

- prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(1), 22–28. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.010>
- Ender, A., & Mehl, A. (2013a). Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 121–128. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1)
- Ender, A., & Mehl, A. (2013b). Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16(1), 11–21.
- Flügge, T. V., Att, W., Metzger, M. C., & Nelson, K. (2016). Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(3), 277–283. <https://doi.org/10.11607/ijp.4417>
- Fukazawa, S., Odaira, C., & Kondo, H. (2017). Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4), 450–459. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.01.005>
- Gedrimiemi, A., Adaskevicius, R., & Rutkunas, V. (2019). Accuracy of digital and conventional dental implant impressions for fixed partial dentures: A comparative clinical study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(5), 271–279. <https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.5.271>
- Gibbs, S. B., Versluis, A., Tantbirojn, D., & Ahuja, S. (2014). Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 293–298. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.02.006>
- Gimenez, B., Ozcan, M., Martinez-Rus, F., & Pradies, G. (2014). Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 29(4), 853–862. <https://doi.org/10.11607/jomi.3343>
- Güth, J. F., Edelhoff, D., Schweiger, J., & Keul, C. (2016). A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clinical Oral Investigations*, 20(7), 1487–1494. <https://doi.org/10.1007/s00784-015-1626-x>
- Hamalian, T. A., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 153–160. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x>
- Howe, M. S., Keys, W., & Richards, D. (2019). Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 84, 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.03.008>
- Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhang, C., Chen, Z., & Li, Z. (2020). Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clinical Oral Implants Research*, 31(7), 625–633. <https://doi.org/10.1111/clr.13598>
- International Organization for Standardization (1994). *Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 1: General principles and definitions*. In ISO 5725-1:1994 (pp. 1–17).
- Katsoulis, J., Takeichi, T., Sol Gaviria, A., Peter, L., & Katsoulis, K. (2017). Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *European Journal of Oral Implantology*, 10(Suppl. 1), 121–138.
- Keul, C., & Güth, J. F. (2020). Accuracy of full-arch digital impressions: An in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig*, 24(2), 735–745. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02965-2>
- Kim, K. R., Seo, K. Y., & Kim, S. (2019). Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6), 543–549. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.018>
- Kuhr, F., Schmidt, A., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2016). A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *Journal of Dentistry*, 55, 68–74. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.002>
- Lin, W. S., Harris, B. T., Elathamna, E. N., Abdel-Azim, T., & Morton, D. (2015). Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: An in vitro comparative study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 30(1), 102–109. <https://doi.org/10.11607/jomi.3592>
- Malik, J., Rodriguez, J., Weisbloom, M., & Petridis, H. (2018). Comparison of accuracy between a conventional and two digital intraoral impression techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(2), 107–113. <https://doi.org/10.11607/ijp.5643>
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17(1), 149. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>
- Menini, M., Setti, P., Pera, F., Pera, P., & Pesce, P. (2018). Accuracy of multi-unit implant impression: Traditional techniques versus a digital procedure. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1253–1262. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2217-9>
- Moraschini, V., Poubel, L. A., Ferreira, V. F., & Barboza Edos, S. (2015). Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(3), 377–388. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.10.023>
- Moreira, A. H., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C., Fonseca, J. C., & Vilaca, J. L. (2015). Accuracy comparison of implant impression techniques: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(Suppl. 2), e751–764. <https://doi.org/10.1111/cid.12310>
- Moura, R. V., Kojima, A. N., Saraceni, C. H. C., Bassolli, L., Balducci, I., Ozcan, M., & Mesquita, A. M. M. (2019). Evaluation of the accuracy of conventional and digital impression techniques for implant restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e530–e535. <https://doi.org/10.1111/jopr.12799>
- Mühlemann, S., Kraus, R. D., Hammerle, C. H. F., & Thoma, D. S. (2018). Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 29(Suppl. 18), 184–195. <https://doi.org/10.1111/clr.13300>
- Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence International*, 47(4), 343–349. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a35524>
- Nedelcu, R., Olsson, P., Nystrom, I., Ryden, J., & Thor, A. (2018). Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Journal of Dentistry*, 69, 110–118. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.12.006>
- Ozan, O., & Hamis, O. (2019). Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(6), 941–948. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.019>
- Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Gallucci, G. O., Doukoudakis, A., Weber, H. P., & Chronopoulos, V. (2014). Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 29(4), 836–845. <https://doi.org/10.11607/jomi.3625>
- Papaspyridakos, P., Gallucci, G. O., Chen, C. J., Hanssen, S., Naert, I., & Vandenbergh, B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 27(4), 465–472. <https://doi.org/10.1111/clr.12567>
- Papaspyridakos, P., Vazouras, K., Chen, Y. W., Kotina, E., Natto, Z., Kang, K., & Chochlidakis, K. (2020). Digital vs conventional implant impressions: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, 29(8), 660–678. <https://doi.org/10.1111/jopr.13211>
- Park, S., Kang, H. C., Lee, J., Shin, J., & Shin, Y. G. (2015). An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 118(1), 11–22. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.09.007>

- Patzelt, S. B., Bahat, O., Reynolds, M. A., & Strub, J. R. (2014). The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(6), 836–855. <https://doi.org/10.1111/cid.12068>
- Rech-Ortega, C., Fernandez-Estevan, L., Sola-Ruiz, M. F., Agustin-Panadero, R., & Labaig-Rueda, C. (2019). Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Medicina Oral Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 24(1), e89–e95. <https://doi.org/10.4317/medoral.22822>
- Renne, W., Ludlow, M., Fryml, J., Schurch, Z., Mennito, A., Kessler, R., & Lauer, A. (2017). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(1), 36–42. <https://doi.org/10.1016/j.prodent.2016.09.024>
- Revilla-León, M., Att, W., Ozcan, M., & Rubenstein, J. (2020). Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *Journal of Prosthetic Dentistry*, S0022-3913(20), 30220-1. <https://doi.org/10.1016/j.prodent.2020.03.005>
- Rutkunas, V., Gedrimiene, A., Adaskevicius, R., Al-Haj Husain, N., & Ozcan, M. (2020). Comparison of the clinical accuracy of digital and conventional dental implant impressions. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 28(4), 173–181. https://doi.org/10.1922/EJPRD_02028Rutkunas09
- Schmidt, A., Billig, J. W., Schlenz, M. A., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2019). Influence of the accuracy of intraoral scanbodies on implant position: differences in manufacturing tolerances. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(5), 430–432. <https://doi.org/10.11607/ijp.6371>
- Schmidt, A., Billig, J. W., Schlenz, M. A., & Wöstmann, B. (2020). A new 3D-method to assess the inter implant dimensions in patients - A pilot study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(2), e187–e192. <https://doi.org/10.4317/jced.56557>
- Schmidt, A., Haussling, T., Rehmann, P., Schaaf, H., & Wöstmann, B. (2018). Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 245–251. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.10.004>
- Schmidt, A., Klussmann, L., Wöstmann, B., & Schlenz, M. A. (2020). Accuracy of digital and conventional full-arch impressions in patients: an update. *J Clin Med*, 9(3), 688. <https://doi.org/10.3390/jcm9030688>
- Stimmelmayer, M., Erdelt, K., Guth, J. F., Happe, A., & Beuer, F. (2012). Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model—a digital approach. *Clinical Oral Investigations*, 16(4), 1137–1142. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0622-z>
- Walker, M. P., Rondeau, M., Petrie, C., Tasca, A., & Williams, K. (2007). Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric impression materials after disinfection. *Journal of Prosthodontics*, 16(5), 343–351. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00206.x>
- Weigel, C., Bragger, U., Sutter, F., Hammerle, C., & Lang, N. P. (1994). Prosthodontics on implants. Crown and bridge prosthodontics with new solid secondary parts of the ITI Dental Implant System. Internationales Team für Implantologie. *Schweizer Monatsschrift Für Zahnmedizin*, 104(6), 756–769.
- Winter, W., Klein, D., & Karl, M. (2013a). Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 23–29. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00221>
- Winter, W., Klein, D., & Karl, M. (2013b). Micromotion of dental implants: basic mechanical considerations. *Journal of Medical Engineering*, 2013, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2013/265412>
- Wulfman, C., Naveau, A., & Rignon-Bret, C. (2019). Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, <https://doi.org/10.1016/j.prodent.2019.06.014>

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information may be found online in the Supporting Information section.

How to cite this article: Schmidt A, Rein PE, Wöstmann B, Schlenz MA. A comparative clinical study on the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions using a new reference key-based method. *Clin Oral Impl Res*. 2021;00:1–10. <https://doi.org/10.1111/clr.13715>

7.10 Publikation 7



Article

Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update

Alexander Schmidt *, Leona Klussmann, Bernd Wöstmann and Maximiliane Amelie Schlenz

Justus Liebig University, Dental Clinic—Department of Prosthodontics, Schlangenzahl 14, 35392 Giessen, Germany; leona.klussmann@dentist.med.uni-giessen.de (L.K.);

leona.klussmann@dentist.med.uni-giessen.de (B.W.);

maximiliane.a.schlenz@dentist.med.uni-giessen.de (M.A.S.)

* Correspondence: alexander.schmidt@dentist.med.uni-giessen.de; Tel.: +49-641-994-6150

Received: 11 February 2020; Accepted: 02 March 2020; Published: 4 March 2020

Abstract: The aim of this clinical study was to update the available data in the literature regarding the transfer accuracy (trueness/precision) of four current intraoral scanners (IOS) equipped with the latest software versions and to compare these data with conventional impressions (CVI). A metallic reference aid served as a reference dataset. Four digital impressions (Trios3Cart, Trios3Pod, Trios4Pod, and Primescan) and one CVI were investigated in five patients. Scan data were analyzed using three-dimensional analysis software and conventional models using a coordinate measurement machine. The transfer accuracy between the reference aid and the impression methods were compared. Differences with $p < 0.05$ were considered to be statistically significant. Overall, mean \pm standard deviation (SD) transfer accuracy ranged from $24.6 \pm 17.7 \mu\text{m}$ (CVI) to $204.5 \pm 182.1 \mu\text{m}$ (Trios3Pod). The Primescan yielded the lowest deviation for digital impressions ($33.8 \pm 31.5 \mu\text{m}$), followed by Trios4Pod ($65.2 \pm 52.9 \mu\text{m}$), Trios3Cart ($84.7 \pm 120.3 \mu\text{m}$), and Trios3Pod. Within the limitations of this study, current IOS equipped with the latest software versions demonstrated less deviation for short-span distances compared with the conventional impression technique. However, for long-span distances, the conventional impression technique provided the lowest deviation. Overall, currently available IOS systems demonstrated improvement regarding transfer accuracy of full-arch scans in patients.

Keywords: clinical study; digital dentistry; dental impression technique; full arch impression; dimensional measurement accuracy; intraoral scanner

1. Introduction

In recent years, digitalization has gained increasing importance in daily dental practice [1]. In particular, the workflow for fixed dental prostheses (FDPs) (i.e., digital impression taking and computer-aided design/computer-aided manufacturing) has been further developed [2,3]. Several studies have reported comparable or even higher accuracy for intraoral scans (IOS) compared with conventional impressions for short-span FDPs up to a quadrant [4–8]. For full-arch scans, still a higher transfer accuracy has been described for conventional impression (CVI) techniques [9–11]. Several clinical studies investigated the accuracy of full-arch scans for different IOS systems using a conventional impression or a plaster model as reference [12–16]. However, for a precise evaluation of the transfer accuracy, an external reference structure is indispensable [17]. Even anterior structures have already been recorded using an extraoral scanner [18]; the entire jaw of a real patient cannot be scanned using a high precision laboratory scanner to obtain a reference dataset. To overcome these limitations, two independent clinical studies developed a reference aid for the investigation of the transfer accuracy of full-arch scans under clinical conditions [10,17]. They reported, for the first time,

real deviations in digital and CVI techniques considering patient movement, saliva, and lack of space [10,17].

Since our last study in 2016 [10], in which we investigated the transfer accuracy of different IOS systems, hardware and software versions have undergone continuous improvement [19]. Thus, actual digital devices presumably further minimize transfer errors between the intraoral environment and the model cast even more as some authors have indicated an improvement of the matching-algorithms [20]. Typical sources of error have been described for IOS systems that may influence scanning accuracy: aside from hardware and software components of the IOS system itself [21,22], scanning path [23–25], lack of calibration [26], and user(s) [27] are also potential sources of influence, which is particularly relevant for digital full-arch impressions.

Therefore, the aim of this clinical study was to update the available data in the literature regarding the transfer accuracy of four current IOS systems equipped with the latest software versions and compare these data with conventional impressions. The null hypothesis was that there is no statistical difference in transfer accuracy (trueness and precision, ISO 5725 [28]) between the investigated actual digital systems and a conventional full-arch impression.

2. Materials and Methods

Five patients with a complete lower dental arch were included in the present clinical study. The investigation was conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki. This study was approved by the local Ethics Committee of the Justus Liebig University (Giessen, Germany; Ref. no. 163/15, 03.09.2015). To ensure comparable test results, all experiments were performed by a single operator (L.K.) with experience in all impression techniques.

According to a method previously described by Kuhr et al. [10], four bearing steel spheres (1.3505 100Cr6 DIN5401; TIS GmbH, Gauting, Germany) with a diameter of 5 mm were reversibly luted on the teeth of the lower jaw using a flowable composite (Grandio Flow, Voco, Cuxhaven, Germany). For exact positioning of the spheres, a metallic reference aid (Bretthauer GmbH, Dillenburg, Germany; Figure 1) [10] was used and the lips and cheeks were retracted using a cheek retractor (Optragate, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein).



Figure 1. Metallic reference aid with four steel spheres.

Subsequently, in every patient four digital full-arch impressions were taken using the Trios 3 Cart wired (“T3CARw”, version 19.2.4, normal scan speed mode, manufactured 2016-03, 3Shape, Copenhagen, Denmark), the Trios 3 Pod wired (“T3PODw”, version 19.2.4, normal scan speed mode,

manufactured 2017-12, 3Shape, Copenhagen, Denmark), the Trios 4 Pod wireless (“T4PODwl”, version 19.2.4, normal scan speed mode, manufactured 2019-08, 3Shape, Copenhagen, Denmark), and the Primescan (“PRI”, version 5.0.1, manufactured 2019-04, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) beginning with the occlusal surface, followed by the oral surface, and returning to the buccal surface [23]. To obtain the best possible scan result under standardized conditions, the IOS systems were calibrated using the respective calibration device according to manufacturer’s instructions. The scan data were directly exported in a standard tessellation language (STL) dataset. After removing the cheek retractor, a CVI was taken using a medium body polyether impression material (Impregum Penta Soft Quick, batch no. 4811262, 3M Espe, Minneapolis, MN, USA) and a standard metal tray (Ehrlicke stainless steel, Orbis Dental, Münster, Germany). Before casting with type IV dental stone (Fujirock EP, batch no. 1810031, GC Corporation, Tokyo, Japan), the polyether impression was stored for at least 2 h to ensure elastic recovery. The plaster models were stored under laboratory conditions (temperature, $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ and humidity $50 \pm 10\%$) for a minimum of 5 days.

For measurements of the reference aid and the plaster models, a coordinate measurement machine (CMM; Thome Präzision GmbH, Messel, Germany) with corresponding software (X4 V10 GA x64, Metrologie Group, Meylan, France) was used. To receive a reference dataset, the reference aid with the inserted spheres were measured ten times and mean value for each sphere position were calculated. This digital reference model was stored as a dataset in Initial Graphics Exchange Specification (IGES) format. Thereafter, the spheres of the plaster models of the conventional impressions were also measured with CMM and saved as digital datasets. The STL datasets of the digital impressions were imported into a three-dimensional analysis program (GOM Inspect 2019, Gom GmbH, Braunschweig, Germany) for linear measurement in between the centers of the spheres (1–4; Figure 2). Therefore, the reference dataset of the reference aid was imported and saved as CAD-data in the analysis program. The imported STL dataset was saved as actual data. Within the scan dataset, four spheres were constructed using fitting elements (Gauss best fit, 3 Sigma) according to the scanned spheres. Subsequently, the deviations between the measured distances in the scan datasets and the reference aid were calculated. For surface superimpositions, the spheres of the actual data were assigned to the according CAD-spheres. Thereafter, a prealignment via three-point alignment was applied. For final alignment, a best fit algorithm for superimposition were used. Therefore, it was possible to visualize three-dimensional deviations via surface comparison on CAD data and to examine the deviations of the spheres in y-, x-, and z-directions.

Statistical analysis was performed using SPSS version 25 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA). The data were tested for normal distribution (Kolmogorov–Smirnov Test) and variance homogeneity (Levene Test). As variance heterogeneity was present in some of the distances, for robust statistics, the data was corrected according to Games Howell. This procedure is based on Bland and Altman, who recommends parametric calculation in this specific case [29]. According to ISO 5725-1, mean values for the deviations between the IOS results and the reference aid describing trueness, standard deviation describing precision for the different impression techniques were shown [28]. Therefore, Welch-ANOVAS were calculated for each distance (Trueness). Furthermore, the standard deviations were compared with each other via Levene Test (Precision). Differences with $p < 0.05$ were considered to be statistically significant.

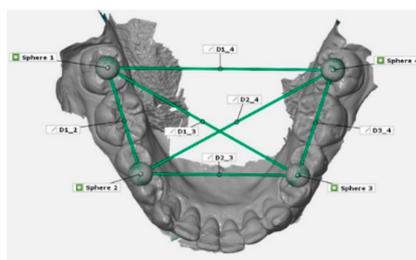


Figure 2. Example of the measurement of linear distances (D1_2, D1_3, D1_4, D2_3, D2_4, D3_4) between centers of the four spheres (1–4).

3. Results

Calculated differences between the measurement parameters of the five different impression techniques, along with reference values, are reported in Figure 3. For a better overview, pooled data for long distances (except D1_2 and D3_4) is depicted in Figure 4. Regardless of the impression technique, the largest deviation in linear differences was observed for D1_4 (intermolar distance). Except for D1_2 and D3_4, CVI demonstrated the lowest deviation of all impression techniques, with a minimum deviation of $12.3 \pm 3.8 \mu\text{m}$ (D2_3) and a maximum deviation of $36.3 \pm 32.6 \mu\text{m}$ (D1_4). Especially with regard to the short linear distances (D1_2 and D3_4), all IOS systems demonstrated lower deviation compared with CVI, whereas for long distances, CVI still showed the smallest deviations. The greatest deviation was observed for T3PODw, with a minimum deviation of $12.4 \pm 8.0 \mu\text{m}$ (D3_4) and a maximum deviation of $515.0 \pm 100.3 \mu\text{m}$ (D1_4).

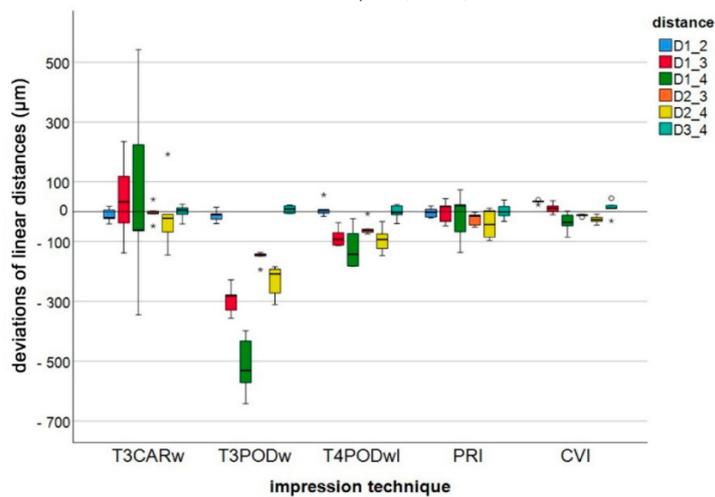


Figure 3. Boxplot diagram of the deviations of linear distances (D1_2, D1_3, D1_4, D2_3, D2_4, D3_4) measured between the centers of the four spheres (1–4) for the different impression techniques (Trios 3 Cart wired (T3CARw), Trios 3 Pod wired (T3PODw), Trios 4 Pod wireless (T4PODwl), Primescan (PRI), conventional impression (CVI); outliers (o), extreme values (*)).

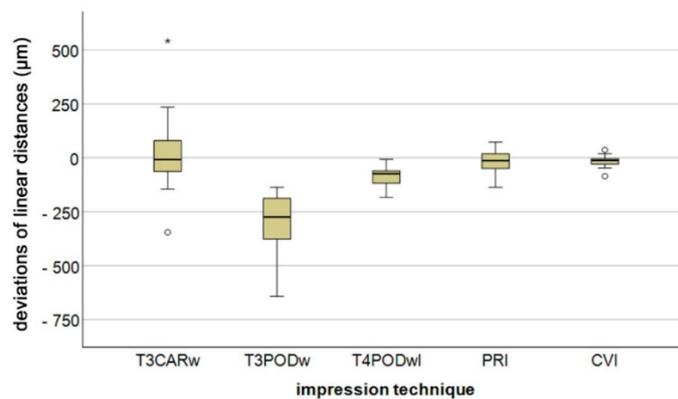


Figure 4. Boxplot diagram of long distance pooled data (except linear distance D1_2 and D3_4) of the deviations of linear distances for the different impression techniques (Trios 3 Cart wired (T3CARw), Trios 3 Pod wired (T3PODw), Trios 4 Pod wireless (T4PODwl), Primescan (PRI), conventional impression (CVI); outliers (o), extreme values (*)).

Concerning trueness, for the short linear distance (D1_2), only PRI showed significantly better results than CVI. Whereas for all other differences, the investigated digital impression methods were

not significantly better than the CVI ($p < 0.05$). For the precision, no significant difference between the five impression techniques was observed for the short linear distances (D1_2 and D3_4). For the long distances, significant differences were found. For a better overview, amount data for mean (trueness) and standard deviation (precision) with the statistical results are reported in Table 1.

Table 1. Deviations (Mean \pm standard deviation (SD) (μm)) of the linear distances (D1_2, D1_3, D1_4, D2_3, D2_4, D3_4) and statistical analysis for trueness (upper right part) and precision (presented in bold type) according to International Organization for Standardization (ISO) 5725.

Linear Distances	Impression Technique	Mean (Trueness) \pm SD (Precision) (μm)	<i>p</i> Value				
			T3CARw	T3PODw	T4PODwl	PRI	CVI
D1_2	T3CARw	21.6 \pm 12.6	-	0.999	0.997	0.776	0.414
	T3PODw	19.4 \pm 13.4	0.664	-	>0.999	0.924	0.322
	T4PODwl	18.0 \pm 21.7	0.363	0.500	-	0.993	0.558
	PRI	13.8 \pm 8.4	0.751	0.308	0.221	-	0.021*
	CVI	33.5 \pm 6.3	0.362	0.108	0.120	0.268	-
D1_3	T3CARw	112.6 \pm 83.0	-	0.026*	0.948	0.348	0.229
	T3PODw	294.4 \pm 49.6	0.351	-	0.001*	0.001*	0.001*
	T4PODwl	84.8 \pm 32.0	0.131	0.333	-	0.084	0.029*
	PRI	32.1 \pm 13.6	0.041*	0.042*	0.093	-	0.379
	CVI	15.5 \pm 13.8	0.039*	0.040*	0.090	0.857	-
D1_4	T3CARw	247.4 \pm 203.0	-	0.180	0.694	0.403	0.300
	T3PODw	515.0 \pm 100.3	0.163	-	0.001*	0.001*	0.001*
	T4PODwl	120.6 \pm 70.6	0.070	0.383	-	0.600	0.234
	PRI	64.2 \pm 47.1	0.032*	0.089	0.206	-	0.808
	CVI	36.3 \pm 32.6	0.021*	0.034*	0.051	0.525	-
D2_3	T3CARw	20.6 \pm 22.0	-	<.001*	0.298	0.998	0.907
	T3PODw#	152.6 \pm 23.6	0.722	-	0.002*	<0.001*	0.001*
	T4PODwl#	54.2 \pm 27.1	0.977	0.822	-	0.393	0.107
	PRI	24.8 \pm 21.8	0.887	0.788	0.969	-	0.724
	CVI	12.3 \pm 3.8	< 0.001*	0.067	0.066	0.001*	-
D2_4	T3CARw	87.2 \pm 79.2	-	0.062	>0.999	0.854	0.514
	T3PODw	233.4 \pm 55.5	0.292	-	0.016*	0.003*	0.004*
	T4PODwl	94.0 \pm 44.1	0.107	0.356	-	0.484	0.105
	PRI	47.7 \pm 42.0	0.090	0.325	0.914	-	0.802
	CVI	26.0 \pm 13.9	0.005*	0.005*	0.084	0.022*	-
D3_4	T3CARw	18.8 \pm 14.4	-	0.898	>0.999	>0.999	0.977
	T3PODw	12.4 \pm 8.0	0.194	-	0.863	0.831	0.562
	T4PODwl	19.4 \pm 14.2	0.832	0.394	-	>0.999	0.985
	PRI	20.5 \pm 15.5	0.836	0.146	0.696	-	0.996
	CVI	23.9 \pm 14.4	0.986	0.210	0.846	0.825	-

Significant differences (p value <0.05) are highlighted with an asterisk (*). Not normally distributed (#).

For a better overview, typical three-dimensional deviations for the different IOS are presented in Figure 5. Furthermore, the deviations in x-, y-, and z-direction are presented in Table 2.

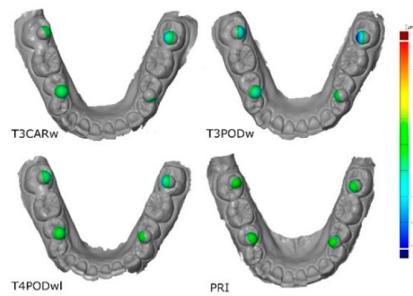


Figure 5. Graphical illustration for the typical three-dimensional arch distortion for the investigated intraoral scanners (IOS).

Table 2. Results for deviations in x-, y-, and z-direction for the different spheres and the investigated IOS.

Impression Technique	Patient	Sphere 1			Sphere 2			Sphere 3			Sphere 4		
		x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
T3CARw	1	.127	.094	.024	.028	.067	.051	-.075	-.016	.005	-.115	-.175	.056
	2	.086	.034	.008	.003	.025	.074	-.011	.03	-.025	-.083	-.086	.059
	3	.016	.03	.005	-.001	-.006	.068	-.004	-.005	-.019	-.015	-.021	.056
	4	-.195	-.19	.001	.062	-.067	.046	.058	-.012	.02	.182	.204	.054
	5	.02	-.005	-.005	.026	.004	.073	-.019	.037	-.007	-.026	-.046	.047
T3PODw	1	.24	.215	.028	.023	.089	.051	-.097	-.041	-.015	-.219	-.256	.069
	2	.201	.186	.023	.03	.087	.088	-.075	-.042	-.014	-.213	-.223	.083
	3	.149	.179	.042	.005	.072	.055	-.071	-.054	.019	-.12	-.156	.067
	4	.207	.214	.093	.006	.061	.053	-.088	-.052	.017	-.128	-.195	.053
	5	.219	.195	.063	.026	.083	.044	-.085	-.02	.025	-.155	-.233	.074
T4PODwl	1	.076	.054	.048	.016	.032	-.003	-.043	-.013	.056	-.044	-.077	.004
	2	.09	.074	.033	.011	.039	.053	-.028	-.014	.009	-.101	-.083	.046
	3	.024	.024	.039	.016	-.004	.003	-.012	.016	.05	-.042	-.042	.017
	4	.025	.026	.052	.003	.001	.001	-.007	-.006	.046	-.018	-.028	.017
	5	.061	.04	.028	.025	.032	.037	-.02	.001	.01	-.079	-.052	.028
PRI	1	-.005	-.015	.006	-.002	.01	.036	-.001	.003	-.001	.005	.008	.023
	2	.006	.023	.019	.037	.018	.022	-.018	-.006	.019	-.052	-.01	.026
	3	-.033	-.021	.014	.01	.003	.017	-.001	-.011	.02	.014	.04	.032
	4	.046	.046	.044	.024	.017	.001	-.047	.018	.04	-.037	-.058	.02
	5	-.018	-.025	-.019	.027	.008	.088	-.001	.015	-.033	-.015	.008	.079

The null hypothesis that the investigated IOS do not differ with regard to their transfer accuracy (trueness/precision) on full arch scans even in comparison to a conventional impression has to be partially rejected.

4. Discussion

All investigated IOS hardware and software components used in this clinical study are currently available on the market. Before application, all IOS systems were updated with the latest software version and calibrated according to manufacturer’s specifications. To prevent any user influence, impression taking was performed by one experienced operator (L.K.) [30]. For better comparison of our results with those in the current literature, an established methodology was used [10]. Furthermore, results were reported for trueness and precision in accordance to ISO 5725 and as already described in other studies [10,17,28].

Previous studies have described the influence of scan path on the accuracy of full-arch scans [23–25]. Therefore, a predetermined scanning protocol was used, as recommended by Müller et al., who investigated different scan paths for the IOS Trios3 Pod [23]. In contrast, Passos et al. recently reported higher accuracy if using a more complex scan strategy for the two IOS devices (Primescan

and Omnicam; Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) [25]. However, it remains to be determined to what extent the practitioner has to learn different scanning paths or use an optimal scanning path for the respective scanner in dental practice. For better comparability of the IOS systems, a consistent scan path was maintained.

It is difficult to compare the results of this study with those in the literature because, to our knowledge, only two other studies have investigated full-arch impressions in patients using a reference [10,17]. Most studies superimposed datasets of digital scans and scanned models resulting from a conventional impression using a best-fit algorithm [9,23]. However, this setting only allows for a comparison of the two sources of digital data. They do not answer the question if the digital dataset matches the real patient situation. Furthermore, it remains uncertain whether any differences between two datasets are eliminated by using a compensation calculation such as the best-fit method [17]. O'Toole et al. investigated different alignment procedures and clearly recommended reference alignment to reduce measurement errors [20].

For the two short distances in the posterior segments (i.e., D1_2 and D3_4), more precise results were found using digital compared with conventional impressions. These findings are similar to those reported by Keul et al. [17]. In contrast, Ender et al. described the highest accuracy for the CVI technique, even for short distances [9]. However, more precise results for short-term spans are comparable with those of other studies because more accurate results for transfer accuracy were found within shorter distances. This could be explained by the matching or stitching error that increases with lengthening of the scan [31,32].

For longer distances, and also for those that completely cross the quadrant (D1_4), the CVI demonstrated more accurate results for trueness and precision. These findings are comparable with previous investigations [3,10]. However, the total deviations for the Trios 3 Pod and the Primescan in this clinical study were higher compared with the laboratory data reported by Ender et al. [9] and Iturrate et al. [33]. This could be due to different evaluation methods (percentiles) and furthermore explained by the *in vivo* conditions and the presence of saliva, oral structures, and patient movement(s) that may influence accuracy [34–36].

Overall, the latest scanners, Trios 4 and Primescan, delivered the most precise data for full-arch digital impressions. This, on the one hand, may be due to ongoing advances in hardware development, and/or updated software on the other. Especially for the Cerec systems, two studies demonstrated that the software version had significant impact on the accuracy of the IOS [9,19]. Other authors have indicated that current scanners would produce less error in relation to matching or stitching [20]. Findings from this study indicate that, at least for the Trios scanner, hardware also has a significant influence on the transfer accuracy of full-arch scans. From our findings, it may be hypothesized that the software of the scanning systems (Trios) probably uses a different algorithm(s). This may explain the high deviation in the data from the Trios 3 Pod. Whether this assumption is true is important information that manufacturers should provide. Alternatively, an invisible hardware problem of the handpiece may be the cause of the difference [26].

In summary, the results of the present study demonstrated that, for short distances up to a quadrant, current IOS systems yield less deviation compared with conventional impressions. With regard to full-arch impressions, it depends on the definition or indication whether an intraoral scanner can be used for full-arch impressions. Further studies with larger numbers of subjects are needed. Nevertheless, the data presented showed that the most recent scanners have improved with regard to accuracy of full arch scans.

5. Conclusions

Within the limitations of this clinical study, current IOS scanners equipped with the latest software versions demonstrated less deviation for short-span distances (D1_2 and D3_4) compared with CVI techniques. However, for long-span distances, the CVI technique provided the lowest deviation, although no significant difference was demonstrated for PRI and T4PODwl. Hardware components of the Trios scanner exhibited an influence on transfer accuracy.

Author Contributions: Conceptualization, A.S. and M.A.S.; methodology, B.W.; software, A.S. and L.K.; validation, M.A.S., A.S. and B.W.; formal analysis, M.A.S.; investigation, L.K.; resources, B.W.; data curation, A.S.; writing—original draft preparation, A.S. and M.A.S.; writing—review and editing, B.W.; visualization, M.A.S.; supervision, B.W.; project administration, M.A.S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Acknowledgments: The authors would like to thank the dental company Dentsply Sirona for providing the intraoral scanner Primescan. Furthermore, we gratefully acknowledge the support of our biostatistician, Dr. Johannes Herrmann, for the statistical analysis.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Rekow, D. Broadening dentistry's horizon and impact, in Digital dentistry a comprehensive reference and preview of the future. In *Digital dentistry*, Quintessence Publishing: New Malden, United Kingdom, 2018; Volume 1, pp. 3–7.
2. Joda, T.; Zarone, F.; Ferrari, M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Heal.* **2017**, *17*, 124.
3. Mangano, F.; Gandolfi, A.; Luongo, G.; Logozzo, S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Heal.* **2017**, *17*, 149.
4. Goujat, A.; Abouelleil, H.; Colon, P.; Jeannin, C.; Pradelle, N.; Seux, D.; Grosgeat, B. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *121*, 590–597.e3.
5. Boeddinghaus, M.; Breloer, E.S.; Rehmann, P.; Wöstmann, B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin. Oral Investig.* **2015**, *19*, 2027–2034.
6. Chochlidakis, K.; Papaspyridakos, P.; Geminiani, A.; Chen, C.-J.; Feng, I.J.; Ercoli, C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J. Prosthet. Dent.* **2016**, *116*, 184–190.e12.
7. Muallah, J.; Wesemann, C.; Nowak, R.; Robben, J.; Mah, J.; Pospiech, P.; Bumann, A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: An in vitro study using a new method of evaluation. *Int. J. Comput. Dent.* **2017**, *20*, 151–164.
8. Ender, A.; Zimmermann, M.; Attin, R.; Mehl, A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin. Oral Investig.* **2015**, *20*, 1495–1504.
9. Ender, A.; Zimmermann, M.; Mehl, A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int. J. Comput. Dent.* **2019**, *22*, 11–19.
10. Kuhr, F.; Schmidt, A.; Rehmann, P.; Wöstmann, B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J. Dent.* **2016**, *55*, 68–74.
11. Ender, A.; Attin, R.; Mehl, A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J. Prosthet. Dent.* **2016**, *115*, 313–320.
12. Khraishi, H.; Duane, B. Evidence for use of intraoral scanners under clinical conditions for obtaining full-arch digital impressions is insufficient. *Evidence-Based Dent.* **2017**, *18*, 24–25.
13. Goracci, C.; Franchi, L.; Vichi, A.; Ferrari, M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur. J. Orthod.* **2015**, *38*, 422–428.
14. Gan, N.; Xiong, Y.; Jiao, T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. *PLOS ONE* **2016**, *11*.
15. Lim, J.-H.; Park, J.-M.; Kim, M.; Heo, S.-J.; Myung, J.-Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *119*, 225–232.
16. Grünheid, T.; McCarthy, S.D.; Larson, B. Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2014**, *146*, 673–682.
17. Keul, C.; Güth, J.-F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin. Oral Investig.* **2019**, *24*, 735–745.
18. Nedelcu, R.; Olsson, P.; Nyström, I.; Ryden, J.; Thor, A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J. Dent.* **2018**, *69*, 110–118.

19. Haddadi, Y.; Bahrami, G.; Isidor, F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int. J. Prosthodont.* **2018**, *31*, 375–376.
20. O'Toole, S.; Osnes, C.; Bartlett, D.; Keeling, A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent. Mater.* **2019**, *35*, 495–500.
21. Logozzo, S.; Zanetti, E.; Franceschini, G.; Kilpela, A.; Mäkynen, A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt. Lasers Eng.* **2014**, *54*, 203–221.
22. Schmidt, A.; Benedickt, C.R.; Schlenz, M.A.; Rehmann, P.; Wöstmann, B. Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *J. Prosthodont. Res.* **2019**.
23. Müller, P.; Ender, A.; Joda, T.; Katsoulis, J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* **2016**, *47*.
24. Ender, A.; Mehl, A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int. J. Comput. Dent.* **2013**, *16*, 11–21.
25. Passos, L.; Meiga, S.; Brigagão, V.; Street, A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: An in vitro study. *Int. J. Comput. Dent.* **2019**, *22*, 307–319.
26. Rehmann, P.; Sichwardt, V.; Wöstmann, B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int. J. Prosthodont.* **2017**, *27*–29.
27. Rutkunas, V.; Gečiauskaitė, A.; Jegelevičius, D.; Vaitiekūnas, M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur. J. Oral Implantol.* **2017**, *10*, 101–120.
28. International Organization for Standardization, Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions, in ISO 5725-1:1994, 1994, 1–17.
29. Bland, J.M.; Altman, U.G. Analysis of continuous data from small samples. *BMJ* **2009**, *338*, a3166.
30. Kamimura, E.; Tanaka, S.; Takaba, M.; Tachi, K.; Baba, K. In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLOS ONE* **2017**, *12*, e0179188.
31. Flügge, T.; Att, W.; Metzger, M.C.; Nelson, K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int. J. Prosthodont.* **2016**, *29*, 277–283.
32. VanDeWeghe, S.; Vervack, V.; Dierens, M.; De Bruyn, H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin. Oral Implant. Res.* **2016**, *28*, 648–653.
33. Iturrate, M.; Lizundia, E.; Amezua, X.; Solaberrieta, E. A new method to measure the accuracy of intraoral scanners along the complete dental arch: A pilot study. *J. Adv. Prosthodont.* **2019**, *11*, 331–340.
34. Hayama, H.; Fueki, K.; Wadachi, J.; Wakabayashi, N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J. Prosthodont. Res.* **2018**, *62*, 347–352.
35. Ribeiro, P.; Herrero-Climent, M.; Díaz-Castro, C.; Ríos-Santos, J.V.; Padrós, R.; Mur, J.G.; Falcão, C. Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions – An in vitro study. *Int J Environ. Res. Public Health* **2018**, *15*, E1599.
36. Güth, J.-F.; Runkel, C.; Beuer, F.; Stimmelmayer, M.; Edelhoff, D.; Keul, C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin. Oral Investig.* **2016**, *21*, 1445–1455.



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

8 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit bzw. die mir zuzuordnenden Teile im Rahmen einer kumulativen Habilitationsschrift, selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Ich versichere, dass ich für die nach §2 (3) der Habilitationsordnung angeführten bereits veröffentlichten Originalarbeiten als Erst- oder Seniorautor fungiere, da ich den größten Teil der Daten selbst erhoben habe, für das Design der Arbeiten verantwortlich bin und die Manuskripte maßgeblich gestaltet habe. Für alle von mir erwähnten Untersuchungen habe ich die in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegten Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass alle an der Finanzierung der Arbeiten beteiligten Geldgeber in den jeweiligen Publikationen genannt worden sind. Ich versichere außerdem, dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Weise einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt wurde oder Gegenstand eines anderen Prüfungsverfahrens war. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Dr. Alexander Schmidt

9 Danksagung

Die Anfertigung einer wissenschaftlichen Arbeit ist nicht ohne vielfache Unterstützung möglich. Den Menschen, welche dieses Umfeld schaffen dafür in angemessener Form zu danken, ist in wenigen Worten nur schwer umsetzbar. Dennoch möchte ich einigen Menschen im Speziellen danken, welche mich auf meinem bisherigen Weg besonders unterstützt haben.

Mein großer Dank gebührt Herrn *Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für seine hervorragende Unterstützung, die stets hilfreiche und konstruktive Kritik sowie die stetige Förderung auf meinem bisherigen Weg.

Ebenfalls danke ich Herrn *Prof. Dr. Peter Rehmann* für die zahlreichen Hinweise und die stetige Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Ein großer Dank gebührt meiner Kollegin Frau *Dr. Maximiliane Amelie Schlenz*, welche mit mir diesen Weg gemeinsam beschritten hat, für die zahlreichen konstruktiven Diskussionen, das entgegengebrachte Vertrauen und die kollegiale Freundschaft; ich freue mich auf die kommenden Jahre einer hervorragenden Zusammenarbeit.

Ich bedanke mich bei allen wissenschaftlichen und nichtwissenschaftlichen Kolleginnen und Kollegen der Zahnärztlichen Prothetik. Mein besonderer Dank gilt Frau *Dr. Theresa Häußling*, Frau *Dr. Leona Klußmann*, Herrn *Dr. Christopher Roland Benedickt*, Herrn *Dr. Jan-Wilhelm Billig*, Herrn *Dr. Kay Frenzel* sowie Herrn *ZA Peter Engelbert Rein*, welche mit ihrem stetigen Engagement in unserer Arbeitsgruppe einen großen Beitrag zu meiner Forschung geleistet haben.

Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn *Dipl.-Ing. Michael Köhl* für die konstruktiven Gespräche, die kritischen Denkanstöße sowie die stetige Motivation bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Ich bedanke mich bei allen Kolleginnen und Kollegen am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde für den interdisziplinären Austausch sowie die gute Zusammenarbeit.

Ein großer Dank gebührt Herrn *Prof. Dr.-Ing. habil. Stefan Kolling* sowie Herrn *Peer Schrader, M. Sc.* für die ausgesprochen hervorragende Kooperationsarbeit mit der Technischen Hochschule Mittelhessen.

Für die stetige Unterstützung bei allen statistischen Herausforderungen bedanke ich mich bei Herrn *Dr. Johannes Herrmann*.

Für die hilfreiche Unterstützung bei zahlreichen Vermessungen bedanke ich mich bei der Firma *Werth Messtechnik GmbH*, für die Unterstützung in der Modellherstellung bei Feinmechaniker Herr *Torsten Müller*, der Firma *Reinhard Bretthauer GmbH* sowie dem *Zahntechnik Zentrum Eisenach GmbH & Co. KG*.

Für die Unterstützung meiner Forschung bedanke ich mich beim *Forschungscampus Mittelhessen*.

Für die unmittelbare Hilfe beim Korrekturlesen der Arbeit bedanke ich mich bei Frau *Ernestine Kirchner (geb. Brandau)*.

Ein großer Dank gilt meiner Familie sowie meinen Freunden, welche mich mit großer Unterstützung und Motivation auf meinem bisherigen Weg begleitet haben. Ganz besonders bedanke ich mich bei meinen Eltern und meiner Schwester für die Vermittlung elementarer menschlicher Werte und Normen sowie dem richtigen Maß an Struktur und Disziplin.

Zu guter Letzt gilt der größte Dank demjenigen Menschen, ohne den alles andere unwichtig wäre und welcher den größten Anteil der Unterstützung im Alltag ausmacht, meiner Verlobten und zukünftigen Frau *Ann*. Danke für die bedingungslose Unterstützung, den stetigen Rückhalt und die stets positive Einstellung in allen Lebenslagen, ohne die ich heute nicht an dieser Stelle stehen würde.