Universitätsklinikum Ulm
Department für Zahnheilkunde
Klinik für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. R. G. Luthardt

Vergleich von Digitalisiersystemen zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz im Rahmen einer CAD/CAM-Prozesskette

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm.

Verfasser: Harald Salmen

geboren in Mühlbach/Rumänien

2011

Amtierender Dekan : Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Ralph Luthardt

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Bernd Haller

Tag der Promotion: 14. Juni 2012

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1. Einführung: Herstellung von Zahnersatz im Rahmen einer CAD/CAM Prozesskette 1

1.1 CAD/CAM Prozesskette....2

1.2 Abformung 5

1.3 Modellherstellung....6

1.4 Bewertung des CAD/CAM Prozesses in der Herstellung von Zahnersatz 8

1.5 Digitalisierung 9

1.5.1 Mechanische Verfahren 10

1.5.2 Optische Verfahren 10

1.6 1D, 2D, 3D Systeme 17

1.7 Intraorale Digitalisierung 18

1.7.1 Active Wavefront Sampling 19

1.8 Analyseverfahren....20

1.8.1 3D-Analyseverfahren....21

1.9 Prüfungen von Messsystemen....23

1.10 Problemstellung 24

2. Material und Methoden 25

2.1 Versuchsaufbau....25

2.2 Versuchsdurchführung....27

2.3 Datenerfassung 30

2.4 Datenvergleich....33

2.5 Datenanalyse....35

2.6 Statistische Auswertung....37

3. Ergebnisse....38

3.1 Zuordnungsgenauigkeit der Digitalisierdaten....38

3.2 Quantitative Ergebnisse der 3D Analyse mit Geomagic Qualify 42

3.2.1 Einteilung der Systeme-bei gemeinsamer Betrachtung aller Messungen-in Genauigkeitskategorien 49

3.2.2 Einteilung der Systeme unter Berücksichtigung der Zahnform....50

3.3 Qualitative Ergebnisse der 3D Analyse mit Geomagic Qualify 51

3.4 Statistische Auswertung....55

4. Diskussion 68
4.1 Bewertung der Zuordnungsgenauigkeit 71
4.2 Bewertung der Systeme nach quantitativer und qualitativer 3D-Analyse 73
4.3 Schlussfolgerungen 84
5. Zusammenfassung 87
6. Literaturverzeichnis 89
7. Abbildungsverzeichnis 96
8. Tabellenverzeichnis 100
9. Anhang 103

Abkürzungsverzeichnis

ASCII	*American Standard Code for Information Interchange* Amerikanischer Standardkode für den Informationsaustausch
CAD/CAM	*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* Computergestützte Konstruktion/Gestaltung und Fertigung von Objekten
CEREC	*Computer Aided Ceramic Reconstruction* System zur computergestützten Herstellung von Zahnersatz
chair-side	*am Behandlungsstuhl* Bezeichnung für die sofortige computergestützte Konstruktion und Fertigung von zahnmedizinischen Restaurationen
RMS	*Root Mean Square* Wurzel, die aus dem Mittelwert der Quadrate aller Abweichungen berechnet wird. Kann als Gütemaß für die Zuordnungsgenauigkeit bzw. die Übereinstimmung von Punktewolken und Flächen genutzt werden.
STL	*Stereolithography Interface Format* Ursprüngliches CAD Datenformat, welches in ASCII oder in binärer Form vorkommen kann. Beschreibung von Punktewolken als vernetzte, triangulierte Fläche
wrp	*Geomagic 3D Wrap Datei*
FZ	*Frontzahn/Frontzahnform*
SZ	*Seitenzahn/Seitenzahnform*

1. Einführung: Herstellung von Zahnersatz im Rahmen einer CAD/CAM-Prozesskette

Aufgrund der Forderung nach Kostensenkung im Gesundheitswesen, gerade auch im Bereich von Zahnersatz, ist die Fertigung von indirektem Zahnersatz durch CAD/CAM-Technologie eine sinnvolle Alternative zum konventionellen Herstellungsverfahren [1, 2].

Der Begriff CAD/CAM stammt ursprünglich aus dem technischen Maschinenbau und ist ein Akronym für: ***C***omputer ***A***ided ***D***esign / ***C***omputer ***A***ided ***M***anufacturing. Damit ist die dreidimensionale Planung und Gestaltung eines Werkstücks am Bildschirm eines Computers, mit anschließender automatisierter Herstellung dieses Werkstücks durch eine computergesteuerte Werkzeugmaschine gemeint. Diese Verfahrenstechnik hat sich in der Industrie seit vielen Jahren bewährt und etabliert. Bei der Herstellung von Zahnersatz geht es um die Anfertigung eines präzisen Werkstücks [1, 2]. Beim konventionellen Herstellungsverfahren müssen im Vorfeld bis zur endgültigen Fertigstellung, z.B. eines Kronengerüsts, zunächst die Arbeitsschritte: Modellieren, Einbetten, Wachsaustreiben, Guss und Ausarbeiten durchgeführt werden. Das Einbetten erfordert zudem je nach Gerüstmaterial die entsprechende Einbettmasse.

Bei CAD/CAM-gefertigtem Zahnersatz ist die Herstellung dieser Kronengerüste ohne diese, im Vorfeld aufgeführten, Arbeitsschritte möglich, was zu viel kürzeren Herstellungszeiten und auf längere Sicht auch zu kostengünstigerem Zahnersatz führt. Die CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin sind grundsätzlich in drei Komponenten aufzuteilen. Die erste Komponente dient dazu die Präparation des Zahnarztes räumlich durch einen Digitalisierungsvorgang zu erfassen. Die zweite Komponente bestehend aus einem EDV-System (Computer), errechnet aus den erfassten Daten durch den Digitalisierungsvorgang die dreidimensionale Form der Präparation des Zahnarztes (CAD-Modell). Das CAD-Modell wird nun durch die Dritte Komponente, der computergesteuerten Werkzeugmaschine (CAM), zur Hartbearbeitung fixiert. Es entsteht ein reales Modell, z.B. ein Kronengerüst [1, 2].

1.1 CAD/CAM-Prozesskette

Die Herstellung des Zahnersatzes von der Präparation bis zum fertigen Zahnersatz wird als Prozesskette bezeichnet. Die Prozesskette durchläuft drei verschiedene Stadien.

Die Prozesskette beginnt mit der Abformung des präparierten Zahnes (Stumpfes). Als Abformmaterial sollten Präzisionsabformmaterialien wie additionsvernetzte und kondensationsvernetzte Silikone, Polyether oder Hydrokolloide, verwendet werden. Im nächsten Schritt wird die Abformung, nach Desinfektion, mit einem Klasse IV Gips (siehe Tabelle 1, Seite 8) ausgegossen. Das fertige Gipsmodell dient dann als Ausgangsmodell für den Digitalisierungsvorgang (bei extraoraler Digitalisierung), dem nächsten Schritt in der Prozesskette.

Aus der Digitalisierung resultiert ein Datensatz aus dem ein CAD-Modell erstellt wird. Dieses CAD-Modell dient als Grundlage für das Design des späteren Zahnersatzes. Mit entsprechender Software kann die Gestaltung des Zahnersatzes vorgenommen werden.

Es gibt CAD/CAM-Systeme (siehe Tabelle 3, Seite 20) welche für den Digitalisierungsvorgang weder Abformung noch Modell benötigen. Bei diesen Systemen wird der Digitalisierungsvorgang intraoral durchgeführt. Mit diesen Systemen ist es möglich komplette Zahnkronen, unter Beachtung der statischen bzw. dynamischen Okklusion sowie den Approximalkontakten, zu designen. Die zurzeit bekanntesten intraoralen Digitalisiersysteme im deutschsprachigen Raum sind die Systeme CEREC Connect sowie der LAVA C.O.S [47].

Bei den extraoralen Systemen reicht die Herstellung eines Kronengerüsts aus, welches dann weiterhin durch den Zahntechniker, individuell und den Patientenwünschen entsprechend, auf dem vorhandenen Modell fertig gestellt werden kann.

Als letzter Schritt in der Kette erfolgt die Fertigstellung des Zahnersatzes. Dazu werden additive und subtraktive Verfahren angewendet. Bei subtraktiven Verfahren wird mit Hilfe einer computergesteuerten Fräsmaschine, die erwünschte Form des Zahnersatzes aus einem Werkstoffblock herausgefräst. Die Fräsbahnen zur Herstellung werden aus dem fertigen CAD-Modell berechnet und umgesetzt.

Zu den additiven Verfahren gehören die Stereolithografie, das Lasersintern, das 3D-Drucken und das Fused Deposition Modeling.

Alle genannten Verfahren bauen schichtweise die Restauration entsprechend dem zuvor erstellten CAD-Modell auf [39].
Bei der Stereolithografie werden schichtweise Fotopolymere aufgetragen und mit sichtbarem Licht gehärtet. Beim Lasersintern werden schichtweise Metallpulver mit Hilfe eines Laserstrahls verschmolzen. Statt Metallpulver und Fotopolymere kann auch Wachs zum Aufbau von Restaurationen benutzt werden. Die Restauration wird durch Wachsschichten (Wachsdrucken / Wachsplotten) geformt und nach erfolgter Nachbearbeitung durch konventionelle Gusstechnik umgesetzt. Thermoplastische Kunststoffe können nach einem ähnlichen Prinzip verarbeitet werden. Dieses Verfahren wird Fused Deposition Modeling genannt [39]. Die aufbauenden Verfahren benötigen im Vergleich zum abtragenden Verfahren weniger Material.
Der Vorteil des intraoralen Verfahrens gegenüber den extraoralen Verfahren besteht darin, dass man auf die Abformung und Modellherstellung verzichten kann. Dadurch ist es dem Zahnarzt möglich Präparation und Einzelzahnrestaurationen in einer Sitzung fertig zu stellen (Chairsidesystem). Diese Tatsache erspart dem Patienten weitere Behandlungstermine und dem Zahnarzt die Kosten für das Abformmaterial. Es ist jedoch anzumerken das der Zeitaufwand einer derartigen Versorgung deutlich höher ist. Arbeitsschritte wie Aufpassen und Einschleifen der Restauration, welche vom Zahntechniker im Labor gefertigt werden, müssen durch den Zahnarzt getätigt werden.

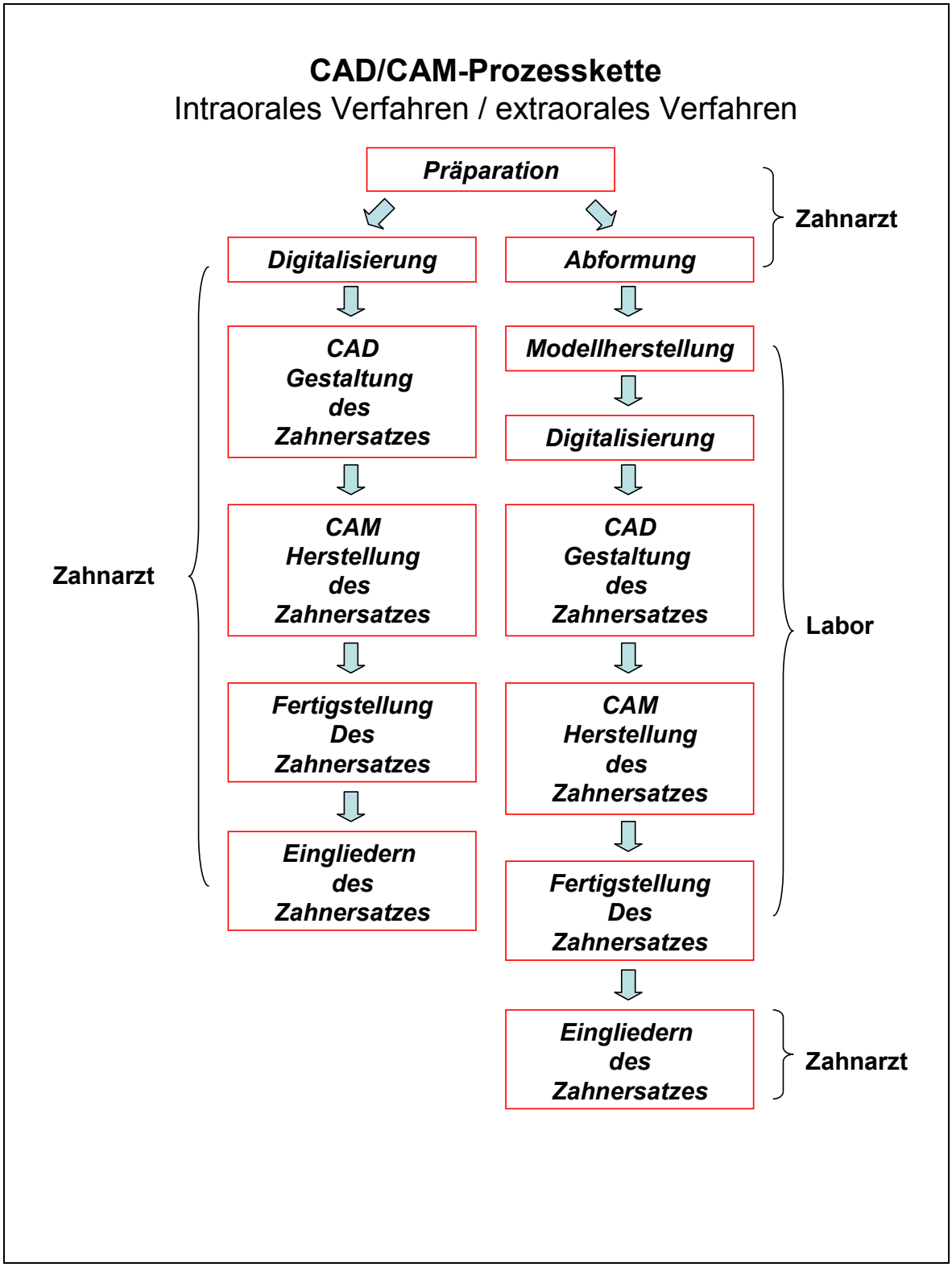


Abbildung 1: CAD/CAM – Prozesskette (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing = Computergestützte Gestaltung/Konstruktion und Fertigung von Objekten): Schematische Darstellung.

1.2 Abformung

Für die Umsetzung eines präparierten Zahnes in ein Gipsmodell, welches zur Herstellung von Zahnersatz im Labor notwendig ist, muss die Abformung möglichst exakt sein. Nur diese Tatsache sichert eine qualitativ hochwertig gefertigte Restauration [24]. Man unterscheidet dabei Abformungen nach einzeitigem und zweizeitigem (Korrektur-) Verfahren.

Die Präzision der Abformtechniken wurde bereits mehrfach untersucht. Einige in vitro Studien ergaben bessere Abformgenauigkeiten für einzeitige Verfahren als für Korrekturverfahren [16]. Eine weitere klinische Studie zeigte bei einzeitigen Abformungen mit individualisierten Löffel gute Ergebnisse [26]. Im Gegensatz dazu gab es laut *Lee et al* keine nennenswerten Unterschiede zwischen einzeitigen und zweizeitigen Techniken [24].

Für festsitzende Restaurationen werden in Deutschland hauptsächlich Polyether, additionsvernetzte Silikone und kondensationsvernetzte Silikone verwendet, welche mit beiden Abformtechniken verarbeitet werden können [7, 40]. Die Verwendung von Hydrokolloiden ist seltener geworden. Bei Genauigkeitsmessungen wurden additionsvernetzte Silikone teilweise besser bewertet als Polyether [16]. Anderen Studien zufolge zeigten Polyetherabformungen genauere Abformwerte als die verschiedener Silikone [6, 15]. Wenn man speziell die Dimensionsstabilität über einen längeren Zeitraum betrachtet, so schneiden die Silikone deutlich besser ab, weswegen Polyetherabformungen innerhalb von 24 Stunden ausgegossen werden müssen [48].

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Polyether und additionsvernetzte Silikone in Bezug auf ihre erzielbare Genauigkeit als gleich gut gewertet werden können [26]. Silikone und Polyether müssen im Rahmen der Präzisionsabformung Strukturen im Bereich von 20µm erfassen, sind aber sogar in der Lage 1µm große Strukturen darzustellen. Die zahnärztliche Abformung ist neben der Präparationsform ein bestimmender Faktor für die Passgenauigkeit festsitzender Zahnrestaurationen [23, 24]. Ungenauigkeiten, welche im Rahmen der Abformung entstehen können, sind in der nachfolgenden Weiterverarbeitung kaum zu korrigieren und führen zu Passungenauigkeiten im Inneren der Zahnrestauration, im Randbereich sowie im Bereich der Kauflächen. Als Folge sind eine neue Abformung und eine neue Herstellung des Zahnersatzes oft unvermeidbar.

1.3 Modellherstellung

Ein weiterer wichtiger Faktor in der Herstellung von Zahnersatz, sowohl auf konventionellem Weg, als auch im Bereich von CAD/CAM-Verfahren mit extraoraler Digitalisierung, ist das Gipsmodell. Im konventionellen Herstellungsprozess wird ein Sägeschnittmodell mit herausnehmbaren Stümpfen angefertigt. Mit dem Split-cast-Verfahren wird das Modell teilbar gestaltet, so dass es jederzeit aus dem Artikulator (Kieferbewegungssimulator) entfernt und wieder eingesetzt werden kann. Diese Verfahrensweise erleichtert die Arbeit des Zahntechnikers bei der Herstellung des Zahnersatzes. Für das Split-cast-Verfahren gibt es verschiedene Systeme wie z.B. das Modell-Tray System (Fa. model-tray GmbH, Hamburg) oder das Giroform-System (Fa. Girrbach, Pforzheim).

In der Zahntechnik kommen im Rahmen der Zahnersatzfertigung fünf verschiedene Gipstypklassen zum Einsatz (Typ I–V: Abformgips, Alabastergips, Hartgips, Superhartgips mit geringer und Superhartgips mit hoher Expansion) [12]. Weiterhin werden die Gipstypen nach α-Hemihydrat und β-Hemihydrat unterschieden. Das α-Hemihydrat entsteht durch ein nasses Brennverfahren und ist großkristallin. Das β-Hemihydrat entsteht durch ein trockenes Brennverfahren und ist kleinkristallin. Je nach Anforderung an das Modell entscheidet man welche Typklasse benötigt wird.

Tabelle 1: Gipsklassen und ihre Anwendung in der Zahntechnik/Zahnmedizin

Gipsklassen	Hydratform	Anwendungsbereich
Klasse I	β Hemihydrat mit Zusätzen	Abformgips
Klasse II	β Hemihydrat	Alabastergips
Klasse III	α Hemihydrat	Hartgips für Modelle (Gegenbiss und Situationsmodelle)
Klasse IV	α Hemihydrat mit Zusätzen	Superhartgips mit geringer Expansion für Meistermodelle und Scanmodelle
Klasse V	α Hemihydrat mit Zusätzen	Superhartgips mit hoher Expansion

In der zahntechnischen Anwendung ist es von großer Bedeutung, dass die Gipse ebenso wie die Abformmaterialien eine hohe Detailwiedergabe aufweisen. Während Abformmaterialien Strukturen von bis zu 1µm wiedergeben können, ist die Detailwiedergabe der Dentalgipse limitiert. Wegen der Kristallgröße ist ihre Wiedergabegenauigkeit auf 15–25 µm eingeschränkt. Deswegen können nicht alle Details der Abformung im Modell wiedergegeben werden [29].

Bei der optischen Digitalisierung von Gipsstümpfen muss die Oberfläche des Modells so geschaffen sein, dass es durch das projizierte Licht nicht zu Spiegelungen kommt. Digitalisierungsfehler wären die Folge. Materialien, die glänzen, sollten vermieden werden und vorzugsweise Materialien mit matten Oberflächen gewählt werden [18].

Diese Voraussetzungen werden von den meisten Dentalgipsen erfüllt, was sie zu einem gut geeigneten Werkstoff im Rahmen der optischen Digitalisierung macht [25]. Wenn die Digitalisierung mechanisch erfolgt, ist Gips allerdings als eher kritisch zu beurteilen, da keine hundertprozentige Abriebfestigkeit garantiert werden kann.

Weitere Materialeigenschaften von Gips sind das Schrumpfungs- bzw. Expansionsverhalten. In einer Studie von *Luthardt et al.* untersuchte man mit einem 3D Analyseverfahren die Genauigkeit von Gipsstümpfen. Diese entstanden durch Abformung eines Mastermodells aus Metall [27].

Die Gipsstümpfe wurden nach 1, 3, 7, 28, und 56 Tagen jeweils optisch digitalisiert (ODKM 97 IVB GmbH, Fraunhofer Institut für angewandte Optik und Feinmechanik IOF, Jena). Die digitalen Datensätze der Gipsstümpfe wurden mit einem CAD-Modell des Mastermodells verglichen. Der Zeitfaktor hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Gipsstümpfe. Um die Zuverlässigkeit dieser Methode einzuschätzen, wurden Testdatensätze der digitalen Datensätze der Gipsstümpfe erstellt und mit diesen verglichen [27].

Dieser Vergleich ergab Abweichungen weniger als 3µm. Deswegen kommen in der zahntechnischen Herstellung von Zahnersatz hauptsächlich Klasse III und Klasse IV Gipse zum Einsatz. Als Arbeitsmodelle sind sie aufgrund ihrer großen Härte geeigneter als Klasse I und Klasse II Gipse und zeigen auch bei längerer Lagerung ein gutes Dimensionsverhalten [27].

1.4 Bewertung des CAD/CAM-Prozesses in der Herstellung von Zahnersatz

Die Anfertigung von Zahnersatz mit Hilfe von CAD/CAM-Technologie bietet eine neue Möglichkeit in der Zahnmedizin. Durch die CAD/CAM-Technologie rücken vollkeramische Zahnersatzmaterialien zunehmend in den Vordergrund [52]. Wenn man die Anwendung von neuen Materialien wie dichtgesintertem Zirkoniumdioxid in Erwägung zieht, ist das CAD/CAM-Verfahren die einzige Möglichkeit, diesen und ähnliche neue Werkstoffe, zu verarbeiten. Insbesondere Zirkoniumdioxid bietet ein großes Potenzial in der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz – sogar im okklusionstragenden Seitenzahnbereich. Auch aufwändigere Restaurationen wie Primärkronen in der Doppelkronen Technik sind aus Zirkoniumdioxid herstellbar. Zudem erhöht der zunehmende Einsatz dieses Werkstoffs in der Implantatprothetik die Nachfrage nach passenden CAD/CAM-Verfahren, die dies ermöglichen [52]. Dabei ist zu beachten, dass die Zirkoniumdioxidkeramik zunächst in teilgesinterter Form vorliegt und beim Übergang in die dichtgesinterte Form eine Volumenschrumpfung von ca. 24–25% erfährt. Dies kann als Nachteil des Werkstoffes angesehen werden, weil dadurch die Passgenauigkeit des Werkstücks beeinträchtigt wird. Um diesem Einfluss entgegen zu wirken muss die Volumenschrumpfung bei der teilgesinterten Form berücksichtigt werden. Die Bearbeitung des schon dichtgesinterten Zustandes ist auch möglich, jedoch nur mit hohem maschinellem Aufwand weil der mechanische Widerstand des Werkstoffs die Bearbeitung enorm erschwert. Es besteht auch die Möglichkeit Mischkeramiken als Werkstoffe zu verwenden, welche leichter zu bearbeiten sind, aber ungünstigere mechanische Eigenschaften besitzen.

Bei zentralisierter Fertigung, bieten CAD/CAM-Restaurationen den Vorteil, dass die verwendeten Materialien unter genormten industriellen Bedingungen produziert werden und auch später kontrolliert, verarbeitet werden können. Dadurch, dass ein höherer automatisierter Aufwand betrieben wird, ist im Vergleich zum konventionellen Herstellungsverfahren, die Herstellung von Zahnersatz in kürzester Zeit möglich. Nicht beeinflussbare Faktoren wie Präparation des Zahnarztes, klinische Situation, Abformung und Modellherstellung, bleiben weiterhin bestehen. Zusätzlich kommen noch als neue Einflussgrößen, die Digitalisierung, die Datenverarbeitung und die Fertigung hinzu.

Mit der CAD/CAM-Technologie steht im Rahmen der Zahnheilkunde eine neue Möglichkeit zur Verfügung, festsitzenden Zahnersatz schnell und genau zu produzieren. Streng einzuhalten ist dabei der Indikationsbereich, der wie bei anderen Verfahren, auch hier limitiert ist. Ein vollständiger Verzicht auf manuelle Nachbearbeitung ist nicht möglich, weil zum jetzigen Zeitpunkt nur auf diese Weise eine individuelle Gestaltung in Form und Farbe möglich ist.

1.5 Digitalisierung

Als einleitender Schritt in die Herstellung CAD/CAM gefertigter Zahnrestaurationen ist die Digitalisierung zu sehen, welche entscheidenden Einfluss auf den weiteren Verlauf der Prozesskette nimmt [42, 52]. Dabei spielt unter anderem das Digitalisierverfahren (mechanisch, optisch, extraoral, intraoral) eine Rolle sowie die Oberflächenbeschaffenheit (Form) des zu digitalisierenden Objekts.

Die Grundlage der CAD/CAM-Herstellung bildet die Datenerfassung durch Digitalisierung. Bei Kronengerüsten oder Inlays reicht meistens die Erfassung der präparierten Oberfläche, einschließlich der Präparationsgrenze. Zahnärztliche Versorgungen, welche Informationen über Okklusion, Artikulation, Approximalsituation sowie Relation mehrerer Stümpfe zueinander in Anspruch nehmen, benötigen Mehrfachmessungen im selben Messkoordinatensystem oder das Zusammensetzen (Matching) von mehreren überlappenden Digitalisierdatensätzen [43, 13, 38]. Im Allgemeinen unterscheidet man optische von mechanischen Digitalisierssystemen. Optische Systeme erfassen das zu digitalisierende Objekt berührungslos und können auf diese Weise das Objekt wahrnehmen, ohne es dabei zu schädigen. Mechanische Systeme hingegen ertasten die Dimensionen des Objekts, was immer zu einem mechanischen Abrieb und somit zu einer Schädigung der Objektoberfläche führen kann. Dadurch ist die Anzahl der mechanischen Digitalisierungsvorgänge an ein und demselben Objekt, in Bezug auf die Genauigkeit, limitiert. Bei den optischen Systemen ist dies nicht der Fall. Diese Tatsache erweist sich als Vorteil der optischen gegenüber den mechanischen Systemen.

Genauigkeitsanforderungen an die Digitalisierung von präparierten Zähnen wurden für die Stumpfoberflächen mit 50µm, für die Präparationsgrenze mit 10µm und für die Approximal- und Okklusalflächen mit 20µm definiert [21].

1.5.1 Mechanische Verfahren

Bei der taktilen Vermessung eines Objekts wird die Oberfläche unter ständigem Kontakt mit einem Taster „abgefahren“ oder durch Einzeltasten, punktweise erfasst. Nach der Stellung des Tasters im Raum, in Bezug zu seinem „Ursprungspunkt“ (Koordinaten 0/0/0), werden die Oberflächenkoordinaten x/y/z des Objekts/Zahnes errechnet.

Dieses Verfahren ermöglicht eine genaue Erfassung des Objektes, wobei die Messgenauigkeit von der Größe des Tasters abhängig ist. Ein Beispiel für ein taktiles System in der Zahnmedizin ist das System Procera (Firma Nobel Biocare AB, Göteborg. SE). Der Procera Scanner misst mit einem Rubintaster zirkulär in 1° Schritten und in 200µm Schritten in der Höhe. Daraus resultiert eine Punktewolke mit circa 50.000 Messpunkten [32]. Je steiler der Winkel zwischen Zahnoberfläche und Taster wird, desto geringer wird die Messgenauigkeit. Die Genauigkeit eines mechanischen Digitalisiergerätes beträgt ca. 10µm. Dies wurde von *Persson et al* in einer Studie bestätigt [33].

1.5.2 Optische Verfahren

Die optische 3D-Vermessung ermöglicht durch sehr kurze Messzeiten und miniaturisierte Bauform, bei angemessener Messgenauigkeit, die Erfassung von Zähnen oder Zahnresten zum Zwecke der computerunterstützten Herstellung von Zahnersatz [36]. Optische Systeme sind gegenüber mechanischen Systemen im Vorteil, weil sie die Oberfläche eines Objektes erfassen können, ohne es dabei zu beschädigen [35].

Bei 3D-Verfahren wird zwischen Verfahrensmethoden unterschieden, welche die dritte Dimension durch einen Scanvorgang erfassen oder diese durch direkte Bildgebende 3D-Messtechnik darstellen [5]. Das Scannverfahren beruht auf Lasertriangulation, Lichtschnittverfahren oder optischem Radar, die 3D-Messtechnik auf Topometrie und Fotogrammetrie [5].

Laser

Laser ist die Abkürzung für: „**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation“. Der Laser wirkt als Oszillator und Verstärker für monochromatisches Licht. Die Strahlung des Lasers ist meist in einem engen Strahl gebündelt, der sich auf Distanz nur wenig aufweitet. Der wichtigste Teil des Lasers ist ein geeignetes Medium, z. B. ein Rubinkristall, in dem der Laserstrahl erzeugt wird. Neben den so genannten Festkörperlasern gibt es Laser, die ein gasförmiges Medium haben und mit Ionen oder Molekülen arbeiten. Außerdem gibt es Laser mit flüssigem Medium, z. B. Farbstofflaser.

Die theoretischen Grundlagen für die Technik legten um 1950 die beiden US-Physiker und späteren Nobelpreisträger Arthur L. Schawlow und Charles H. Townes. 1960 baute US-Physiker Theodore H. Maiman den ersten Laser. Der Laser gewinnt heute große Bedeutung in 3D-Vermessung, Materialbearbeitung, Medizin und Kommunikation [14].

Lasertriangulation (Punkttriangulation und Lichtschnittverfahren)

Die Lasertriangulation (Abb. 2) ist eine Methode der optischen 3D-Messtechnik. Ein Laserpunkt wird auf das Messobjekt projiziert. Das vom Objekt reflektierte Licht, wird unter einem bestimmten Winkel, auf einen positionempfindlichen Detektor abgebildet. Aus der Geometrie des optischen Aufbaus, wesentlich durch den Winkel zwischen Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung bestimmt, errechnet sich durch Triangulation, die Lage des beobachteten Objektpunktes. Zur Vermessung eines ganzen Objektes muss das Objekt punkteweise abgetastet werden. Der Triangulationswinkel muss dabei konstant gehalten werden. Deswegen bewegt man nur das Objekt oder den Projektor zusammen mit der Kamera.

Das Punkttriangulationsverfahren dauert bei einigen tausend Punkten entsprechend lange. Aufgrund dessen wurden das Lichtschnittverfahren (Abb. 3) und der codierte Lichtansatz entwickelt [5].

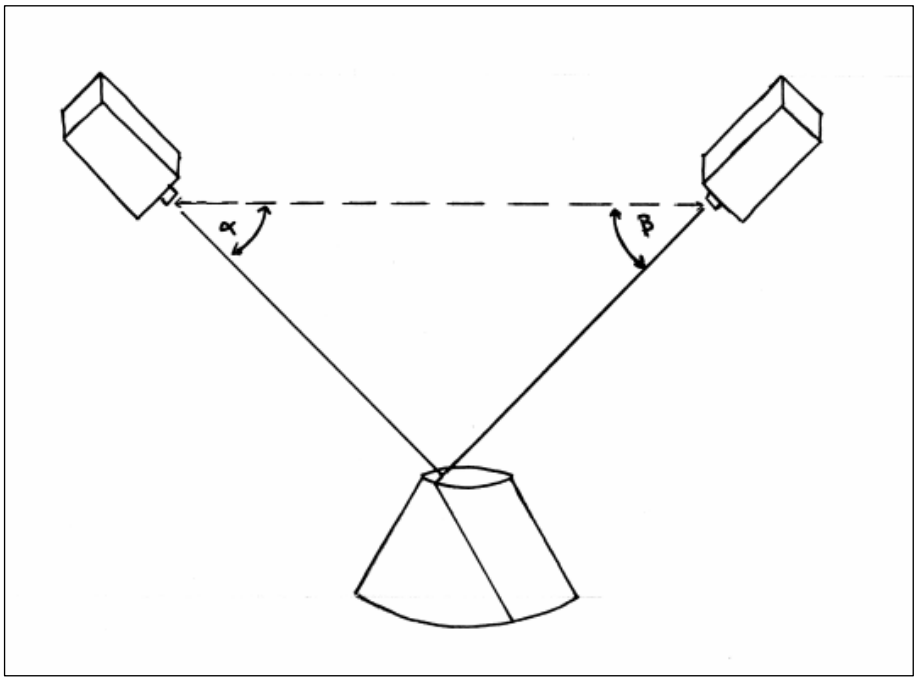


Abbildung 2: Lasertriangulation – vereinfachtes Schema.

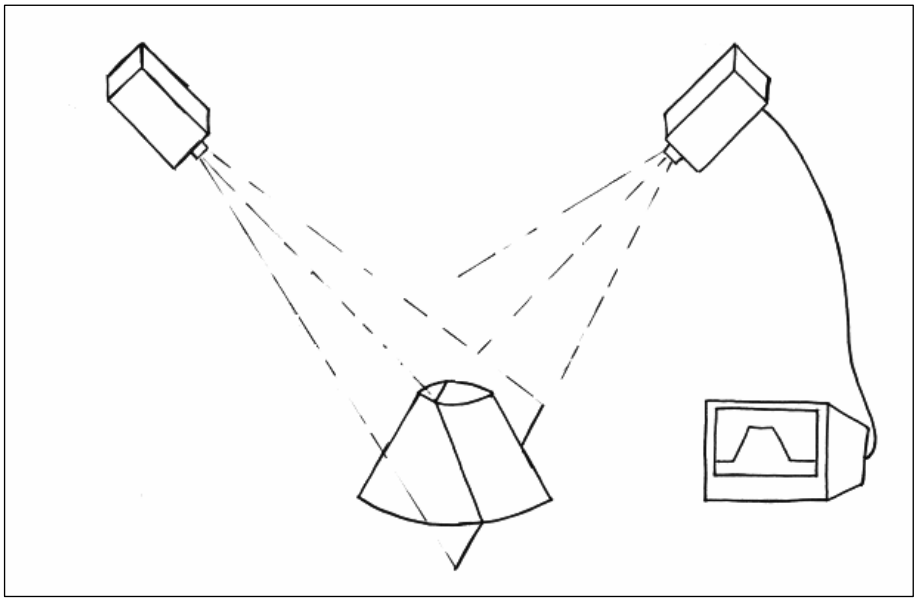


Abbildung 3: Laserlichtschnitt-Triangulation – vereinfachte Darstellung.

Eine Erweiterung des einfachen Lasertriangulationsverfahrens mit dem Lichtpunkt ist die Methode des Lichtschnittverfahrens. Dabei wird statt eines einzelnen Lichtpunktes, ein Lichtband mit einer scharfen Hell/Dunkel-Grenze auf das Objekt projiziert.

Hier erfasst ebenfalls eine positionsempfindliche Kamera das Lichtband. Das Lichtband kann auch durch einen oszillierenden Spiegel entstehen. Durch die Oszillation des Spiegels erscheint ein Lichtpunkt als Lichtband, welches abgelenkt wird und als scharf begrenzte Licht- oder Laserlinie, in einem bestimmten Triangulationswinkel, auf das zu digitalisierende Modell projiziert wird. Die dadurch resultierende Höhenverzeichnung, wird über Triangulation, zur Berechnung der Punktkoordinaten genutzt [5].
Ein Vorteil der Triangulation ist der Umstand, dass es sich um rein trigonometrische Zusammenhänge handelt. Die Messung kann darum kontinuierlich erfolgen und eignet sich damit gut zur Abstandsmessung an bewegten Objekten.

Strukturiertes Licht

Bei der Beschreibung von optischen 3D-Messsystemen wird zwischen passiv und aktiv messenden Systemen unterschieden.
Passive Systeme kommen ohne besondere Beleuchtungseinheit aus. Das zu vermessende Objekt wird aus mindestens zwei Blickrichtungen in einem bestimmten Winkel beobachtet. Auf diese Weise entsteht eine Dreiecksbeziehung zwischen dem beobachteten Punkt auf dem Messobjekt und den zugehörigen Blickrichtungen. So können Informationen über das Messobjekt, durch Auswertung von Koordinatenpunkten der Objektpunkte, in der Bildebene erfolgen [19].
Aktiv messende Verfahren hingegen, erfordern eine spezielle Beleuchtung des Objektes mit strukturiertem Licht (Abb. 4). Eine Lichtquelle erzeugt ein verschiebbares Streifenmuster. Dieses wird durch ein Objektiv auf dem zu vermessende Objekt abgebildet. Das Streifenmuster wird als strukturiertes Licht auf dem zu vermessenden Objekt sichtbar. Grundlage dafür ist das Prinzip der Streifenprojektion (Moiré Technik) [19]. Dabei werden üblicherweise gerade Streifen auf das Objekt projiziert. Am gebräuchlichsten sind binäre (z.B. Gray-Codes) [20] und sinusförmige [56, 57] Streifenmuster.

Hierbei wird das Streifenbild (Schnittlinienbild) mit einer CCD (Charged Coupled Devices = Ladungsgekoppelte Bauelemente) Kamera, unter einem bestimmten Winkel (Triangulationswinkel) beobachtet. Bei der Auswertung, werden die aufgrund der Topographie deformierten Streifen, im Kamerabild in eine Höheninformation zurück gerechnet. Dies erfolgt meist anhand von mehreren Bildern, z. B. mittels eines Algorhitmus [57; 37].

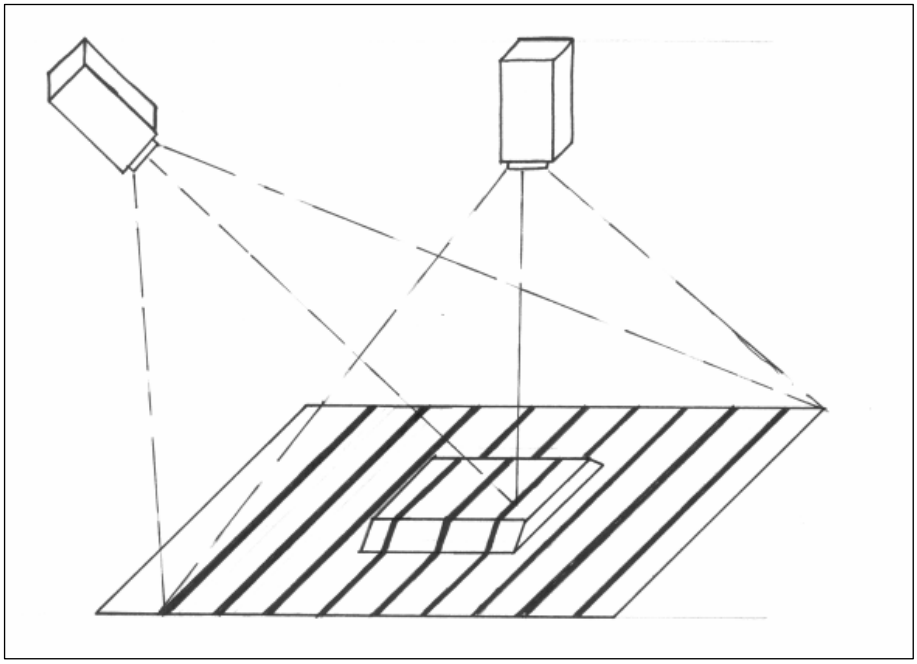


Abbildung 4: Streifenprojektion mit strukturiertem Licht – vereinfachte Darstellung.

Wenn man das Vermessen von Objekten mit Hilfe von Triangulation und strukturiertem Licht in dynamischen Messverfahren mit EDV gestützter Verarbeitung vornimmt, dann spricht man von Topometrie [5, 59].
Die punkteweise Beleuchtung ermöglicht eine punktweise 3D-Vermessung und die linienhafte eine Triangulation entlang eines einzelnen Objektschnittes. Deshalb sollte die flächenhafte Projektion von strukturiertem Licht eine bildhafte Triangulation der gesamten Messszene ermöglichen. Dieser Ansatz liegt allen topometrischen 3D-Messtechniken zugrunde [5].

Streifenprojektion (kodierter Lichtansatz)

Aus einem einzelnen, verzerrten Streifenmuster auf die Höhenverteilung eines Objektes zu schließen ist recht schwierig und nicht in allen Fällen eindeutig [4].

Deswegen wird zur genaueren Bestimmung der Höhenverteilung das Verfahren des kodierten Lichtansatzes verwendet. Dabei wird das zu vermessende Objekt mit einer Sequenz von Streifenmustern aus schwarzen und weißen Streifen beleuchtet. Grundgedanke dabei ist die Beleuchtung des Objektes mit einer Sequenz von Rechteckgittern (Binärsequenzen), wobei die Streifendichte (= Phasenshift) von Bild zu Bild verdoppelt wird (Abb.5) [5, 58].

Bei jedem Bild werden die Projektionslinien individuell hell oder dunkel geschaltet, so dass die Hell-Dunkel-Folge für jede Linie eindeutig ist. Betrachtet man ein einzelnes Bildelement in der Kamera, so "sieht" dieses Bildelement eine eindeutige Hell-Dunkel-Folge, die sich über eine Tabelle eindeutig genau derjenigen Projektionslinie zuordnen lässt, die das Oberflächenelement beleuchtet (Gray-Code-Verfahren). Dadurch ist jeder Bildpunkt genau definiert. LCD-Linienprojektoren bieten die Möglichkeit die Projektionslinien individuell hell und dunkel zu schalten [5, 58].

Das Graycode-Verfahren lässt sich vorteilhaft einsetzen, wenn hochauflösende LCD-Displays als Projektionsgitter verwendet werden. Sie haben jedoch den Nachteil, dass die Tiefenauflösung begrenzt ist. Zur besseren Tiefenauflösung wird es deswegen mit dem Phasenshiftverfahren (siehe unten) kombiniert [5].

In Kombination mit dem Phasenshiftverfahren wird eine Genauigkeitssteigerung der Höhenmessung im Subpixelbereich erzielt [58].

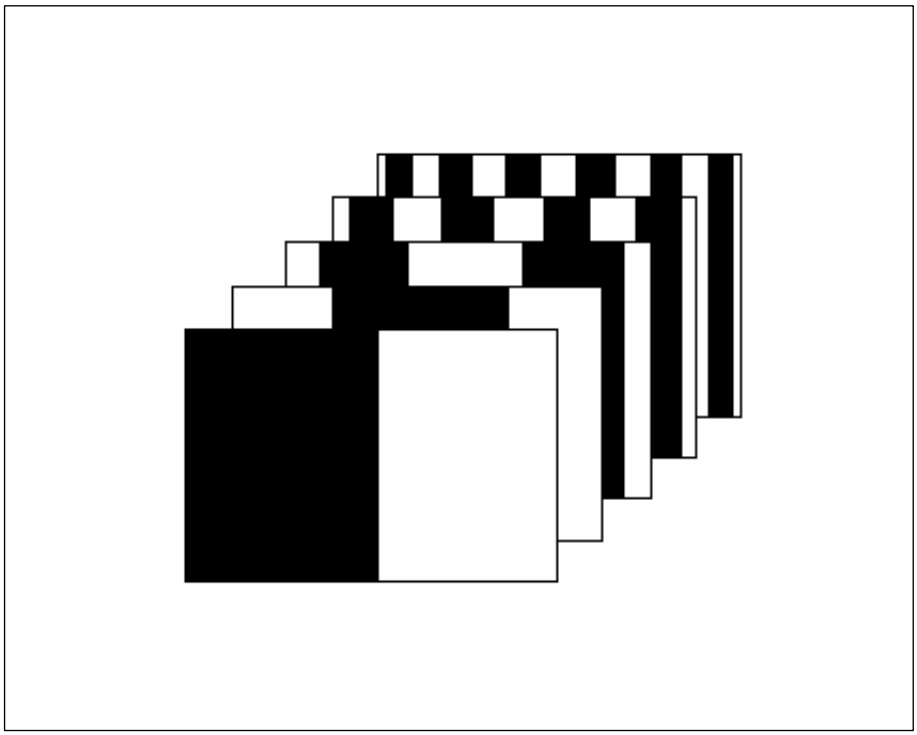


Abbildung 5: Darstellung einer Graycode Sequenz

Phasenshiftverfahren

Bei der Auswertung von Streifenprojektionsaufnahmen werden die Streifenauslenkungen an der Objektform als Höhenunterschiede (Phasenunterschiede) aufgefasst. Für die Erfassung der Phasenlage bzw. des Profilunterschieds zwischen einzelnen Messpunkten bzw. Kamerapixeln, bedient man sich dem Phasenschiebe- (Phasenshift) Verfahren. Die Form des Messobjekts stellt die Objektwelle dar und das projizierte Streifenmuster die Referenzwelle [17]. Dabei handelt es sich um die Wellenlängen des Lichts bei Beleuchtung des Objektes ohne strukturiertes Licht (Objektwelle) und mit strukturiertem Licht (Referenzwelle). Bei kleinen Höhenänderungen am Objekt verschiebt sich eine Hell-Dunkel-Kante im Kamerabild nur um Bruchteile einer Gitterperiode des Streifenmusters.

Weist die Referenzwelle eine sinusförmige Helligkeitsveränderung auf, so signalisiert ein Bildelement in der Kamera eine sinusförmige Änderung. Verschiebt man die Referenzwelle (Projektionsgitter) im Projektor um eine Viertelperiode, so wird das Bildelement nun als eine kosinusförmige Abhängigkeit von der Objekthöhe ausgeben. Der Quotient aus beiden Signalen entspricht somit dem Tangens der durch die Höhenänderung bewirkten Verschiebung [58, 46].

Mit einer Tabellenoperation kann daraus der Arkus Tangens gebildet werden. Dieser stellt als Winkel- bzw. Phaseninformation die Verschiebung in Bruchteilen der Gitterperiode dar. Mit schaltbaren LCD-Projektoren kann die Verschiebung des Projektionsgitters um eine oder mehrere Linienbreiten ohne mechanische Bewegung programmiert werden [58]. Die erreichbare Messgenauigkeit ist umso besser, je mehr der Intensitätsverlauf der Lichtwelle einen sinusförmigen Verlauf zeigt [46].

1.6 1D, 2D, 3D Systeme

Die einzelnen Verfahren zur Berechnung dreidimensionaler Oberflächen lassen sich auch in 1D, 2D, und 3D Systeme unterteilen. Tabelle 2 zeigt eine Unterteilung von Systemen, welche sich nach diesen drei Methoden einordnen lassen. Die bisher erwähnten und erläuterten Verfahren sind rot gekennzeichnet [52].

Tabelle 2: Einteilung der Digitalisierverfahren nach dimensionalen Methoden (mechanisch und optisch).

Eindimensionale Methoden	**Mechanisch**	***mechanische Abtastmethode***	
	Optisch	Fokussierungsmethode	Video Autofokus Methode
		Methode auf Basis von Triangulation	***Punkt Triangulation***
		Holographische Methoden	Holographische Konoskopie
Zweidimensionale Methoden	**Optisch**	Methode basiert auf Triangulation	***Lichtschnitt Projektion***
		Interferometrische Methoden	Lichtgitter Projektion
		Fokussierungsmethode	Laser Punkt Stylus
Dreidimensionale Methoden	**Optisch**	Methode basiert auf ***strukturierter Lichtprojektion***	

Auf die Zahnmedizin und die Zahntechnik bezogen bedeuten diese Tatsachen, dass Laserpunkte oder -linien bzw. auch strukturiertes Weißlicht auf den zu digitalisierenden Zahnstumpf projiziert werden und dadurch auf der Präparation ein Lichtmuster erzeugen.

Dieses reflektierte Lichtmuster wird über das Triangulationprinzip von der Detektoreinheit, welche aus CCD Kameras besteht, als zweidimensionales Bild erfasst.
Durch Phasenshiftverfahren und Anwendung der Topometrie nach dem Prinzip der Streifenprojektion (Moiré Technik), ist die 3D-Erfassung des präparierten Zahnstumpfes durch eine Digitalisierung zur Herstellung von Zahnersatz durch CAD/CAM Verfahren, möglich.

1.7 Intraorale Digitalisierung

Bei der intraoralen Digitalisierung kommt ebenfalls das Prinzip der bildgebenden 3D-Messtechnik (Topometrie) zum Einsatz. Im Vergleich zum extraoralen Digitalisierverfahren beträgt der Triangulationswinkel zwischen Projektionseinheit und Kamera nur wenige Grad. Die Projektion des Linienmusters und die Erfassung der Oberfläche des zu digitalisierenden Objektes, finden in der Mundhöhle statt. Die engen Platzverhältnisse und die Luftfeuchtigkeit sind Faktoren, welche berücksichtigt werden müssen. Zudem limitieren die Patientenbewegungen sowie die Bewegungen des Behandlers, die Aufnahmezeiten der Kamera. Tabelle 3 gibt einen Überblick über derzeitige intraorale Digitalisiersysteme.

Tabelle 3: Systemüberblick einiger intraoraler Digitalisiersysteme.

System	Hersteller
Cerec	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Deutschland
Cadent iTero	Cadent Inc., Carlstadt, New Jersey, USA
direct-Scan Hint-ELs	Hint-ELs GmbH, Griesheim, Deutschland
LAVA COS	3M Espe GmbH, Seefeld, Deutschland

1.7.1 Active Wavefront Sampling

Die Digitalisierung von Modellen sowie die intraorale Digitalisierung von Zähnen oder Zahnanteilen ist ein großer Fortschritt in der Zahnmedizin. Gerade die intraorale Digitalisierung, kann durch ihre Anwendung, die Behandlung des Patienten angenehmer gestalten und mögliche Fehlerquellen, wie Abformungenauigkeiten und Gipsexpansion umgehen. Nur zwischen 50% und 64% der Abformungen, für die Herstellung von festsitzendem Zahnersatz, sind als klinisch akzeptabel bzw. zufrieden stellend einzustufen [26]. Daher wurden Systeme entwickelt, die eine vollständige, digitale, präzise und intraorale Abformung ermöglichen sollen. Im Idealfall wird die orale Situation des Patienten eins zu eins wiedergeben oder es wird möglich gemacht ein Modell herzustellen, welches die Präzision eines Gipsmodells zur Fertigung von Zahnersatz erreicht oder sogar übertrifft.

Eine neue Methode zur eventuellen Realisierung dieser Vorstellung bietet die dynamische Wellenfront Abtastung: „Active Wavefront Sampling“. Diese Technik wird bei dem neuen „Chairside Oral Scanner (Lava C.O.S)“ von der Firma 3M Espe angewandt. Sie ermöglicht über ein komplexes optisches System, welches aus 22 Kameralinsen, 3 CCD-Chips und 192 blauen Leuchtdioden besteht, die Aufnahme von vollständigen Kiefern [50, 60]. Die Aufnahme erfolgt kontinuierlich als Videosequenz und die 3D-Daten werden in Echtzeit verarbeitet. Mit diesem Verfahren können ungefähr 20 3D-Bilder mit je 7.000 3D-Punkten pro Bild präzise erfasst werden. Die Ungenauigkeiten durch das Übereinanderlagern von Einzelaufnahmen („Matchen“) sollen laut Hersteller entfallen. Es können einzelne Stümpfe sowie bei geplanter Versorgung mit viergliedrigen Brücken, auch mehrere nebeneinander liegende Stümpfe, digital erfasst werden.

Die digitalen Daten können für die CAD/CAM Fertigung sowie für die konventionelle Fertigung herangezogen werden. Für die konventionelle Fertigung wird jedoch ein stereolithographisch hergestelltes Modell herangezogen [49, 60].

1.8 Analyseverfahren

Damit Formveränderungen an Objekten im Vergleich zu Referenzobjekten ermittelt werden können, bedient man sich einer dimensionalen Analyse. In der internationalen Literatur finden sich mehrere durchgeführte Verfahren zur Feststellung von Unterschieden zwischen Objekten und ihren Referenzobjekten. *Bindl et al* untersuchten in einer Studie aus dem Jahr 2005 Kronen, die mit diversen CAD/CAM Systemen hergestellt wurden. Diese Kronen wurden auf Gipsstümpfe zementiert. An acht Messpunkten im Bereich der Präparationsgrenze und an elf Punkten im Kronenlumen, wurde mit einem Elektronenmikroskop, die Passung untersucht. Im Randbereich wurde ein Spalt von 17–44µm ermittelt, für die interne Passgenauigkeit 71–136µm [3].

Kokubo et al untersuchten, ebenfalls 2005, die Passgenauigkeit von Kronen aus dem Front- und Seitenzahnbereich (Prämolaren und Molaren). Über Replika Technik wurde in vivo ein Silikonduplikat des Zementspaltes hergestellt und an 16 Punkten unter einem Mikroskop vermessen. Die Werte im Frontzahnbereich befanden sich zwischen 22,6 und 246,7µm. Im Prämolarenbereich kam man auf Werte zwischen 28,3 und 150,4µm und im Molarenbereich zwischen 28,1 und 200,3µm [22].

1998 gab es schon Untersuchungen mit Hilfe von Laserscannern. *May et al* befassten sich dabei mit der Passgenauigkeit von Prämolaren- und Molarenkronen. Sie fertigten ebenfalls ein Silikonduplikat des Zementspaltes an, setzten dieses auf den entsprechenden Gipsstumpf um und scannten beides zusammen ein. Der Gipsstumpf ohne Silikonduplikat wurde ebenfalls eingescannt. Als Ergebnis erhielten sie dreidimensionale Daten des Silikonduplikates, welches an fünf Punkten vermessen wurde und Stärken von 36-74µm aufzeigte [30].

Alle Untersuchungen bestanden jedoch nur aus Differenzberechnungen an ausgesuchten Punkten und nicht aus Differenzberechnungen der gesamten Oberfläche.

1.8.1 3D-Analyseverfahren

Um Formveränderungen an Objekten im Vergleich zu Referenzmodellen besser und aussagekräftiger ermitteln zu können ist es notwendig die gesamte Oberfläche als dreidimensionale Form zu untersuchen. Deswegen bedient man sich Computermodellen welche von Objekten und Referenzmodellen mit präziser Genauigkeit erstellt wurden und vergleicht diese miteinander.

Mit einem dreidimensionalen Analyseverfahren ist es möglich, alle Einzelschritte der CAD/CAM-Prozesskette hinsichtlich der eingehenden Teilfehler und des Einflusses auf die erzielbare Gesamtpräzision einer zahnmedizinisch-zahntechnischen Restauration zu prüfen [44].

De Long et al [8] untersuchten ein System zur Darstellung dreidimensionaler Computermodelle. Dabei wurden zehn Gipsmodelle und die dazugehörigen Abformungen mit einem optischen Scanner digital erfasst. Mit einer Software wurden dreidimensionale Computermodelle erstellt. Die Computermodelle der Abformungen und der zugehörigen Gipsmodelle wurden mit ihren jeweiligen realen Modellen verglichen. Die Genauigkeit der virtuellen Modelle betrug 24 ± 2µm und die, der virtuellen Abformungen 13 ± 3µm. Die Ergebnisse zeigten, dass dreidimensionale Computermodelle eine hohe Präzision aufweisen. Vergleichende Untersuchungen können daher mit Hilfe solcher virtuellen Modelle durchgeführt werden.

Luthardt et al untersuchte mit einem 3D-Analyseverfahren die Genauigkeit von Gipsstümpfen (siehe 1.3)und bestätigte die Eignung dieser Methode zur 3D-Analyse von Objekten [27].

In einer Studie von *Persson et al* [31] wurden mit Hilfe von 3D-Computermodellen digitalisierte Gipsstümpfe auf ihre Genauigkeit geprüft. Zusätzlich wurde die Zuverlässigkeit der 3D-Computeranalyse bewertet. Von vier Modellstümpfen aus Zirkoniumdioxid wurden acht Abformungen und damit acht Gipsstümpfe hergestellt. Die Modellstümpfe und die Gipsstümpfe wurden mechanisch digitalisiert. Die Digitalisierdaten von den Modellstümpfen und zugehörigen Daten der Gipsstümpfe wurden mit einer geeigneten Software verglichen. Die Abweichung lag zwischen 19 und 26 µm. Die Zuverlässigkeit der Methode wurde durch Mehrfachmessungen geprüft und lag bei Werten zwischen 7 und 16µm. Zusätzlich stellte man fest dass die höchste Übereinstimmung beider Stümpfe im Bereich der flächenhaften Anteile des Stumpfes lag.

In einer Analyse zur Digitalisiergenauigkeit eines optischen Systems evaluierten *Quaas et al*, ob mit einer Mehrfachmessung in identischer räumlicher Position exakte Daten eines Gesamtmodells gewonnen werden können. Dabei wurden mehrere Messreihen mit einem Kalibrierkörper durchgeführt, bei denen der Kalibrierkörper nach der jeweiligen Messung nicht aus dem Digitalisiergerät entnommen wurde. Bei weiteren Messreihen wurde nach jeder Messung der Kalibrierkörper entfernt und wieder reponiert. Die Abstände der Datensätze zur Erstmessung wurden berechnet und befanden sich im Mittel zwischen +5 und -5µm. Dieses Ergebnis erweist sich für dentale Aufgabenstellungen mehr als ausreichend [38].

Zurzeit fehlen jedoch immer noch geeignete Methoden für die Validierung und Verifikation der Genauigkeit von optischen Scannern. Die Methode zur Bestimmung der Messunsicherheit für ein Komplett gemessenes Volumen nach der bestehenden Norm ISO 10360 / VDI 2617 ist sehr kompliziert (siehe Seite 26).

Vlaar und Van der Zel [55] entwickelten als praktikablere Methode eine Messmethode, die auf einer kalibrierten Kugel basiert. Eine Aluminiumoxid-Präzisionskugel wurde nach dem vom Scanner-Hersteller empfohlenen Scan-Protokoll abgetastet. Aus der Punktewolke wurde zuerst das Zentrum der virtuellen Kugel berechnet und dann die Standardabweichung des Radius der Kugel berechnet welche die beste Passung zeigte. Die Methode berechnet auch wie groß der Winkel ist, mit dem unter dem Äquator gescannt wurde. Das scannen von unter sich gehenden Bereichen ist wichtig für die automatische Erkennung der Präparationsgrenze und die Position des Äquators ist von Bedeutung, um die Kontakte zu den Nachbarzähnen zu fassen. Die Ergebnisse für einige sich auf dem Markt befindlichen optischen Scanner zeigen eine Messgenauigkeit von 7 bis 17µm für Scanner welche mit Lichtschnittprojektion und 15 bis 28µm für Scanner welche mit Lichtgitterprojektion arbeiten [52].

1.9 Prüfungen von Messsystemen

Im zahnmedizinischen und zahntechnischen Bereich fehlen derzeit standardisierte Verfahren zur Bestimmung und Überwachung der Messgenauigkeit, obwohl es genaue Vorschriften zur Prüfung von Messsystemen gibt. Der Begriff der Messunsicherheit ist der Kennwert, der aus Messungen gewonnen wird und zusammen mit dem Messergebnis zur Kennzeichnung eines Wertebereiches für den wahren Wert der Messgröße dient [54,9, 53]. Seit 1994 ist die Internationale Normenreihe ISO 10360 „Annahmeprüfung und Bestätigungsprüfung von Koordinatenmessgeräten“ in Kraft. In dieser Norm werden detaillierte Prüfverfahren für die Verschiedenen Einsatzmöglichkeiten eines Koordinatenmessgerätes beschrieben. Die Richtlinie VDI/VDE 2617 befasst sich mit der Genauigkeit von Koordinatenmessgeräten, deren Kenngrößen und Prüfung. Blatt 2.2 und Blatt 5 dieser Richtlinie umfasst Einflussfaktoren welche auf das Ergebnis einer Formmessung mit Koordinatenmessgeräten und Methoden zur Bestimmung der Messunsicherheit näher beschrieben sind [54 ,11]. Die Richtlinien DIN1319-3, DIN1319-4, DIN-EN-ISO10360-4 und VDI/VDE 2617 Blatt 5 regeln Auswertung und Messunsicherheit für optische Digitalisiersysteme allgemein [53, 10].

Durch die Benutzung von Kalibrierkörpern (Prüfkörper) kann die Messunsicherheit überwacht werden. Somit kann Sensorik, Hard- und Software sowie die Algorithmik geprüft werden, ohne dabei Detailwissen des Systems zu kennen (Blackbox-Verfahren) [45]. Die verwendeten Prüfkörper müssen bestimmte Eigenschaften aufweisen, wenn sie zur Verwendung kommen. Eine Eigenschaft wäre z.B. die Langzeitstabilität [54]. Einflüsse wie Materialalterung, Temperaturänderungen oder Erschütterungen sollten die messtechnischen Merkmale des Kalibrierkörpers nicht dauerhaft verändern. Es sollten Prüfkörper verwendet werden, die in den wesentlichen Eigenschaften dem Messobjekt entsprechen. Anderseits gibt es auch Anforderungen, die die Messobjekte mitbringen müssen. Die Kurzzeitstabilität ist eine dieser Anforderungen und sagt aus, dass Messobjekte sowohl bei Fixierung im Messgerät als auch während der Messung keine Deformation erleiden dürfen. Die Befestigung des Messobjektes sollte eine Positionsveränderung im Digitalisiergerät vermeiden [54].

Zur Untersuchung des Messfehlers eines Digitalisiergerätes haben sich Prüfstümpfe mit bekannter Form zur Prüfung der gesamten Prozesskette und der Teilschritte, wie Konstruktion und Digitalisierung, als geeignet erwiesen [33, 45].

1.10 Problemstellung

Seit dem Einsatz von CAD/CAM Geräten in der Zahnmedizin und Zahntechnik gibt es eine Vielzahl von Untersuchungen die sich mit Überlebenszeiten und Präzision von CAD/CAM gefertigten Zahnrestaurationen beschäftigen. Die Anzahl der Anbieter von CAD/CAM-Systemen ist gestiegen und die Produkte sind durch anspruchsvolle Technik ausgereifter. Die optische Datenerfassung bildet die Grundlage für einen präzisen CAD/CAM gefertigten Zahnersatz. Dieser entscheidende Schritt in der CAD/CAM-Prozesskette ist bis zum jetzigen Zeitpunkt noch wenig erforscht. Und es gibt nur wenige Erkenntnisse über den Einfluss der Digitalisierung auf die CAD/CAM-Prozesskette [42].
Studien bezüglich CAD/CAM-Verfahren aus dem Maschinenbau können nur unzureichend übertragen werden, weil in der Zahnmedizin so genannte Freiformflächen die zu digitalisierenden Objekte darstellen. Diese sind individuell gestaltet und deswegen geometrisch nur schwer zu beschreiben.
In der vorliegenden Studie sollten zehn Digitalisiersysteme in Bezug auf ihre Genauigkeit untersucht werden. Die Untersuchung erfolgt ohne Einfluss klinischer Parameter (in vitro).

Es sollen folgende Hypothesen geprüft werden:

- Die in-vitro simulierte Digitalisierung durch einzelne optische Digitalisiersysteme zeigen systemabhängige Unterschiede in ihrer Präzision.
- Die Zahnform als Einflussfaktor hat Auswirkungen auf die Genauigkeit der Systeme.

2. Material und Methoden

Zehn berührungslos optische Digitalisiersysteme (bzw. neun Systeme und eine Systemmodifikation) wurden in Bezug auf ihre Genauigkeit dreidimensional untersucht. Als Messobjekte zur Prüfung der Genauigkeit dienten zehn Gipsduplikatstümpfe (fünf Frontzahnstümpfe und fünf Seitenzahnstümpfe) von keramischen Prüfstümpfen. Diese wurden optisch vermessen und dreidimensional untersucht.

2.1 Versuchsaufbau

Der Versuch setzt sich zusammen aus:

zwei CAD-Flächenmodellen zweier präparierter Einzelzähne und jeweils einem identischen, physischen Prüfstumpf aus Dispersionskeramik (Aluminium- und Zirkoniumdioxidkeramik, Inoceramic GmbH, Hermsdorf/Thüringen)

Gipsstümpfen aus Klasse IV Gips. (esthetic-rock®, dentona DENTAL GmbH, Wipperfürth, DIN EN 26873, Typ 4, kunststoffstabilisiert, apricot)

den Gipsstümpfen zugehörigen Digitalisierdaten in Form von gefilterten Punktewolken

sowie den dazugehörigen farbcodierten Differenzbilder. Eine graphische Darstellung auf folgender Seite veranschaulicht den Versuchsaufbau (Abb. 6).

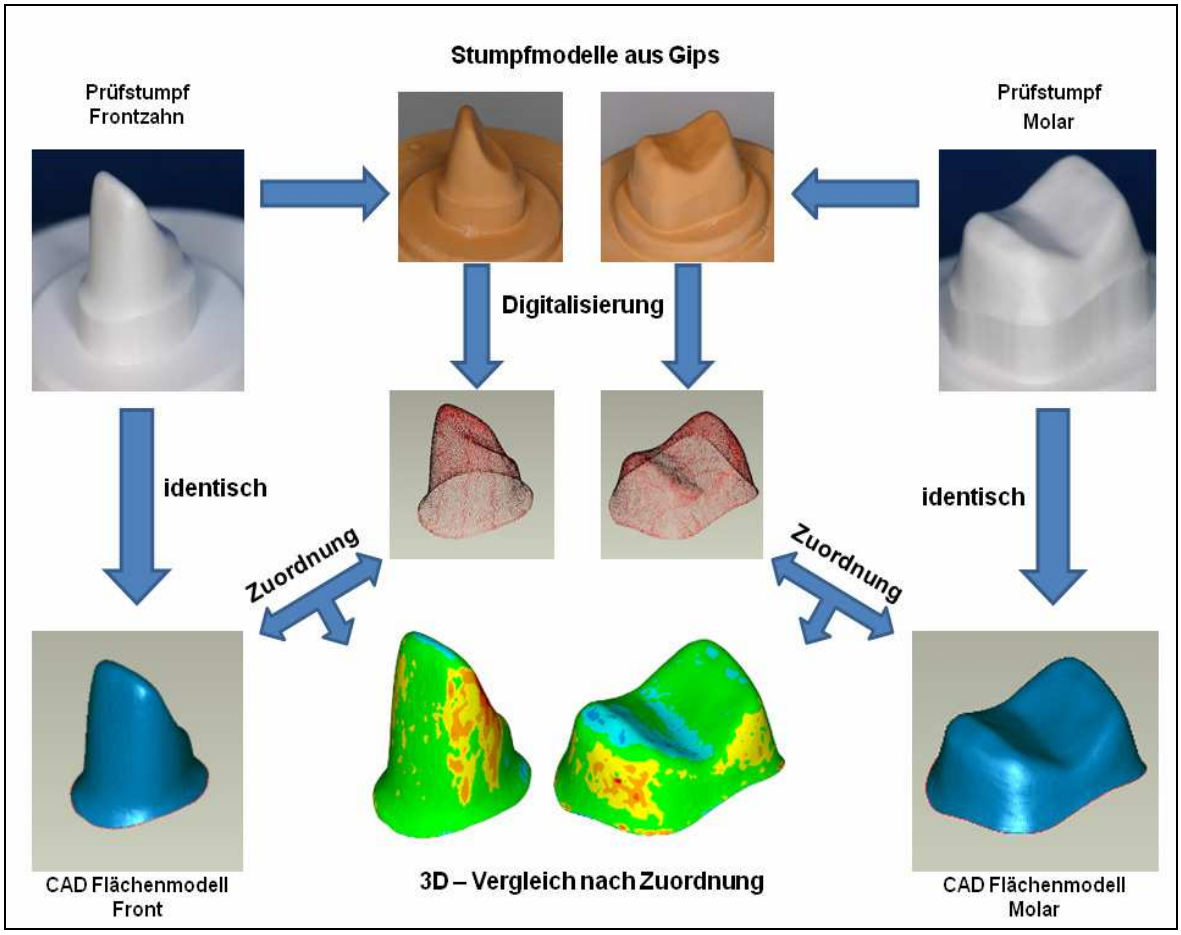


Abbildung 6: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus: Gipsduplikate der Prüfstümpfe werden digitalisiert und den CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Flächenmodellen zugeordnet. Als Ergebnis erhält man zwei farbkodierte 3D-Darstellungen der Stumpfmodelle.

Nach der Abformung der Keramikprüfstümpfe werden Gipsstümpfe hergestellt und diese berührungsfrei optisch vermessen. Vorbereitend wird der gemessene Datensatz durch Filterverfahren auf eine Punktewolke mit Messpunkten höchster Genauigkeit reduziert.

Mit geeigneten mathematischen Verfahren (Software Geomagic Studio, Geomagic, Inc. Research Triangle Park, NC 27709, USA) kann die dreidimensionale Position der reduzierten Punktewolke im Raum berechnet werden, bei der die kleinste Abweichung aller Messpunkte vom CAD-Flächenmodell vorliegt. Anschließend wird mit der Software Geomagic Qualify die Passgenauigkeit zwischen virtuellem Modell und Punktewolke farbkodiert dargestellt (Geomagic, Inc. Research Triangle Park, NC 27709, USA).

2.2 Versuchsdurchführung

Die Prüfstümpfe (Abb. 6, rechts und links oben) wurden mit Hilfe der Doppelmischabformung (Impregum Penta H DuoSoft und Impregum Garant L DuoSoft, 3M Espe, Seefeld) je fünf Mal einwandfrei abgeformt. Dazu wurden Unterkiefer Rim-Lock-Löffel (Größe 3, Abb.7) mit selbsthärtendem Zweikomponenten-Kunststoff (Methylmethacrylat, Palavit G, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau) in vier Kompartimente unterteilt.



Abbildung 7: Modifizierter Rim-Lock-Löffel

Als vorbereitenden Maßnahme wurden die Kompartimente mit einem geeigneten Polyetheradhäsiv (Polyether-Adhesive, 3M Espe, Seefeld, Trocknungszeit fünf Minuten) bestrichen. Das Abformmaterial wurde gemäß Herstellerangaben mit einem Pentamix-Gerät bzw. einer Mischpistole gemischt.

Bei der Doppelmischabformung wurde zunächst ein Löffelkompartiment mit Impregum Penta H DuoSoft, dem Medium-body Material, aus dem Pentamix-Gerät gefüllt und dann der jeweilige Prüfstumpf mit einer spiralförmigen Bewegung aufsteigend, beginnend an der Hohlkehle mit Impregum Garant L DuoSoft, dem Light-body Material, aus der Mischpistole vollständig umspritzt.

Der Prüfstumpf wurde dann mit seiner vestibulären Seite zur Löffelaußenseite zeigend, bis zum Beginn des Sockels mittig in das gefüllte Löffelkompartiment gedrückt und dort drucklos bis zum vollständigen Abbinden des Abformmaterials ruhig gehalten.



Abbildung 8: Abformung im individualisierten Rim-Lock-Löffel

Die Abformung wurde jeweils fünf Mal pro Prüfstumpf durchgeführt, so dass insgesamt zehn Gipsstümpfe ausgegossen wurden. Da die intraorale Verweildauer temperaturabhängig ist, wurde diese Zeit, weil nicht unter intraoralen Bedingungen abgeformt wurde, auf mindestens sechs Minuten erhöht, um eine vollständig abgebundene Abformung zu erhalten.

Tabelle 4: Verarbeitungszeiten, Abbindezeiten und intraorale Verweildauer der Abformmaterialien *Impregum Penta H Duo Soft* und *Impregum Penta L Duo Soft* (Herstellerangaben).

Abformmaterial	Verarbeitungszeit	Abbinde zeit	Verweildauer intraoral
Impregum Penta H DuoSoft	02:30min	06:00min	03:30min
Impregum Penta L DuoSoft	03:15min	06:30min	03:15min

Um eine optimale Rückstellung des elastischen Materials zu erreichen, ruhten die Abformungen im Anschluss an die Entformung vier Stunden. Sie wurden kurz mit Wasser ausgespült, überschüssiges Wasser wurde mit Luft entfernt (kein exzessives Trocknen). Die Gipsstümpfe wurden aus unter Vakuum angemischtem, synthetischem Superhartgips der Klasse IV (entminerialisiertes Wasser-Gips-Mischverhältnis gemäß Hersteller) hergestellt. Die Gipsstümpfe wurden vier Stunden nach dem Ausgießen entformt und optisch auf Fehlerfreiheit kontrolliert. Gipsstümpfe mit Luftblasen oder Gipsperlen wurden nicht verwendet. Überschüsse im Sockelbereich wurden ausschließlich durch Trockentrimmen entfernt, um einen erneuten Kontakt mit Wasser zu vermeiden. Die Chargen- bzw. LOT-Nummern des verwendeten Gipses und der verwendeten Abformmaterialien wurden erfasst. Jede Abformung wurde nur einmal ausgegossen.

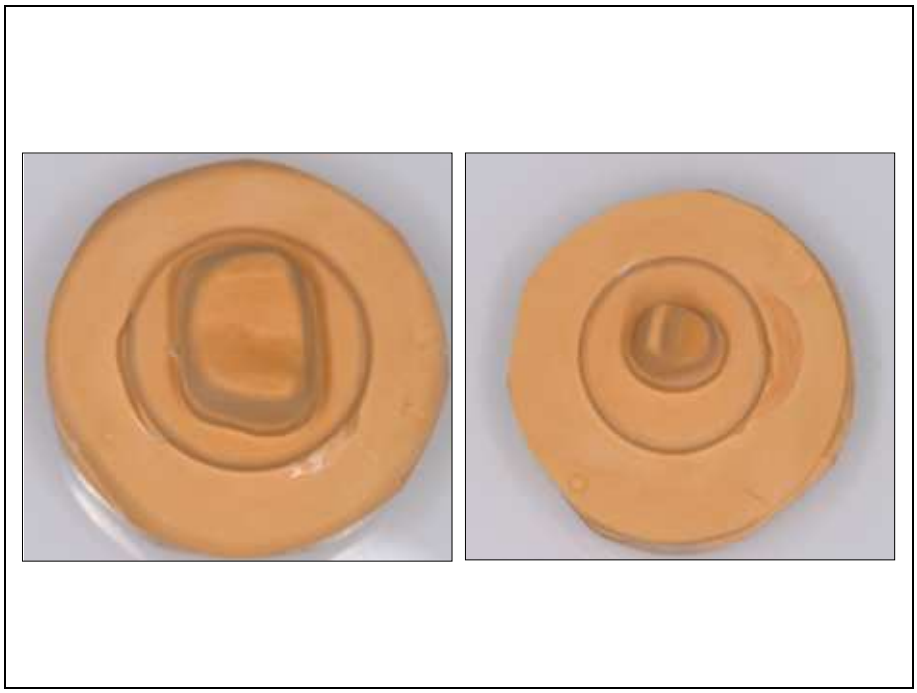


Abbildung 9: Ausgehärtete Gipsstümpfe

2.3 Datenerfassung

Die Datenerfassung der ausgegossenen, jeweils fünf visuell defektfreien, Gipsstümpfe erfolgt mit zehn verschiedenen Digitalisiersystemen:

ODKM 97,(IVB GmbH, Fraunhofer IOF, Jena)

Lavascan, **LavascanST** (beide, 3M Espe AG, Seefeld)

Digiscan , **Digiscan mit einer Vorsatzlinse** (beide Amann-Girrbach GmbH, Pforzheim)

Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach)

Etkon ES1 (etkon AG, Gräfeling),

3Shape D250, **3Shape D640**, (beide 3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark)

ZENO Scan S100 (Wieland Dental GmbH, Pforzheim)

Dabei werden die Gipsstümpfe optisch berührungsfrei digitalisiert.

Das Etkon ES1 System bedient sich dem Prinzip der Laserlichtschnitt Triangulation. Über zehn bewegliche Achsen werden 28.500 Punkte pro Sekunde registriert.

Die Digitalisierzeit bei einem Einzelstumpf beträgt 25–45 Sekunden bei einer angegebenen Messtoleranz von ±10µm.

Die Systeme 3Shape D250 und 3Shape D640 arbeiten auch nach dem Prinzip der Laserlichtschnitt Triangulation. Das System 3Shape D250 arbeitet in Kombination mit zwei Kameras. Die Oberflächenpunkte (auch die Hinterschnitte) des zu digitalisierenden Objekts können vollständig erfasst werden weil das digitalisierte Objekt in allen drei Raumachsen bewegt wird. Die Digitalisierzeit pro Stumpf beträgt 40–60 Sekunden bei ca. 40.000 gemessenen Datenpunkten. Die Messgenauigkeit dieses Systems wird vom Hersteller mit ≤20µm angegeben.

Das System 3Shape D640 arbeitet nach demselben Prinzip wie das 3Shape D250 System mit Ausnahme der Digitalisierzeit. Diese ist auf 15–25 Sekunden reduziert.

Der ZENO Scan S100 arbeitet nach dem Prinzip der Laserpunkt Triangulation. Das Messobjekt wird über fünf Achsen in den Fokus einer Kamera geführt. Die Scanzeit beträgt ca. eine Minute pro Stumpf bei 100.000 gemessenen Punkten. Die Messgenauigkeit wird mit ±20µm angegeben.

Die Systeme Lavascan und LavascanST arbeiten nach dem Prinzip der Streifenlicht Triangulation. Die Digitalisierung eines Objekts erfolgt auch über drei Raumachsen gekoppelt mit einer Kamera.

Die Digitalisierzeit beim LavascanST beträgt ca. eine Minute und 40 Sekunden bei einer Auflösung von 120.000 Messpunkten.
Die Messgenauigkeit liegt im Bereich von 25µm. Das ältere Lavascan System weist die gleiche Auflösung und Messgenauigkeit auf, ist aber durch eine längere Digitalisierzeit charakterisiert. Außerdem ist das Digitalisiervolumen kleiner, was die Erfassung von Arbeiten mit größeren Spannen verhindert. Deswegen wurde beim LavascanST System das Digitalisiervolumen vergrößert.
Das System Kavo Everest arbeitet ebenfalls nach dem Prinzip der Streifenlicht Triangulation. Ebenfalls über drei Raumachsen wird das Objekt mit Hilfe einer Kamera digitalisiert. Die Auflösung der Kamera ermöglicht die Erfassung von 393.216 Bildpunkten. Die Messdauer bei Vermessung eines Stumpfes beträgt zwei Minuten bei einer Messgenauigkeit die sich unter 20µm befindet.
Die Systeme Digiscan und ODKM 97 erfassen das zu digitalisierende Objekt über das Prinzip der Streifenlicht Triangulation. Beim ODKM 97 System erfolgt dies über zwei Drehachsen. Über ein Messfeld von 30mm Durchmesser und 15mm Höhe werden 262.144 Messpunkte erfasst. Die Digitalisierzeit beträgt dabei vier Minuten. Die Messunsicherheit wird vom Hersteller mit ≤8µm angegeben.
Das Digiscan System arbeitet nach dem gleichen Prinzip. Das Messfeld kann zwischen Messvolumina von 30mm Durchmesser mit 15 mm Höhe und 90mm Durchmesser mit 16mm Höhe variieren. Der Digitalisiervorgang verläuft ebenfalls über zwei Drehachsen. Die Digitalisierzeit wird zwischen 3:20–6:40 Minuten, mit einer Messunsicherheit von 16µm, angegeben. Maximal können ebenfalls 262.144 Messpunkte erfasst werden.
Mit jedem System werden die Gipsstümpfe (5 Frontzahnstümpfe, 5 Seitenzahnstümpfe) einmal digitalisiert. Nach Abschluss der Digitalisierungsvorgänge können jedem Digitalisiersystem 10 Datensätze zugeordnet werden (5 digitalisierte Frontzahnstümpfe und 5 digitalisierte Seitenzahnstümpfe). Bei zehn Digitalisiergeräten mit jeweils 10 Datensätzen werden somit 100 Datensätze erstellt. Diese wurden von den Systemen Etkon es1, 3Shape D250, 3Shape D640 und ZENO Scan S100 als STL Dateien ausgewertet. Das digitalisierte Objekt wird dabei als dreidimensionale Fläche dargestellt welche sich aus vielen kleinen Dreiecksflächen zusammensetzt (Abb. 10).

Bei den Systemen Lavascan, LavascanST, Digiscan, ODKM 97 und Kavo Everest erfolgte die Auswertung der Datensätze im ASC Format (Punktewolke). Für den Datenvergleich mit dem zugehörigen CAD-Modell mussten die STL Dateien bei den betroffenen Systemen in Punktewolken (ASC Dateien) umgewandelt werden, damit der Abstand jedes Punktes zur CAD-Fläche berechnet werden kann (Abb. 10).

Die Umwandlung der Datensätze vom STL Format in das ASC Format erfolgt mit geeigneter Software (Surfacer Version 10.60, SDRC Imageware Inc., Ann Arbor, Michigan, USA und Geomagic Studio).

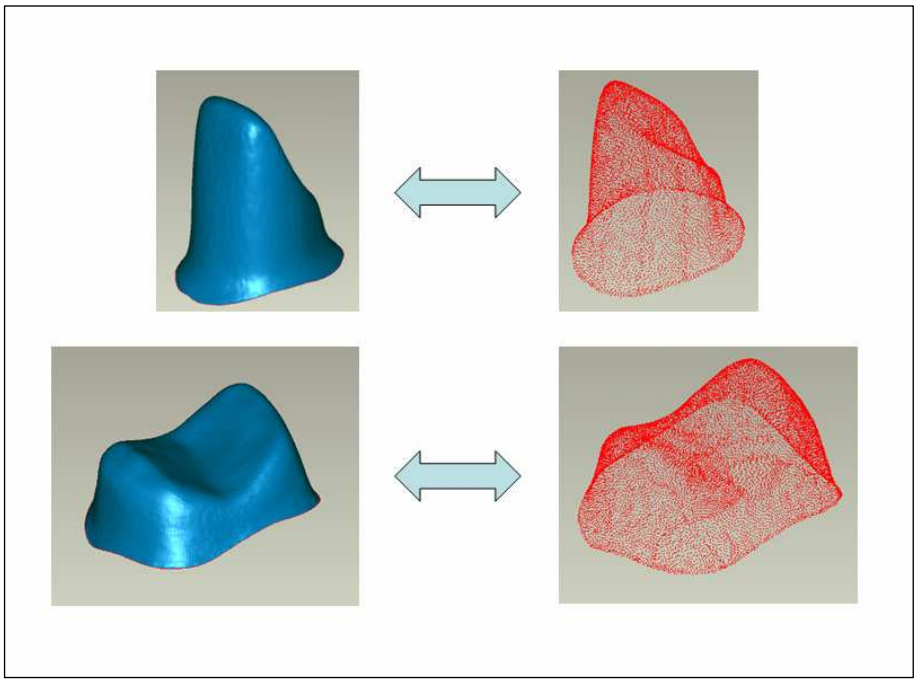


Abbildung 10: CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Modelle im STL Format (Stereolitography Interface Format: Ursprüngliches CAD Datenformat welches in ASCII (American Standard Code for Information Interchange = Amerikanischer Standardcode für den Informationsaustausch) oder in binärer Form vorkommen kann; beschreibt Punktewolken als vernetzte, triangulierte Fläche)(links) . CAD-Modelle nach Umwandlung aus dem STL Format in das ASC Format (s.o.)(rechts).

2.4 Datenvergleich

Die gefilterten Punktewolken wurden im Anschluss den beiden CAD-Modellen von Front-und Seitenzahn zugeordnet (Geomagic Studio). Die Zuordnung erfolgte in maximaler dreidimensionaler Übereinstimmung der Punktewolke zum CAD-Modell (best-fit registration). Dabei wurde die 3D-Abweichung gemessen.

Diese Abweichungen zwischen der gemessenen, zugeordneten Punktewolke und dem CAD-Modell wurden ermittelt, indem für jeden Punkt der Punktewolke die jeweils kleinste Distanz zum CAD-Flächenmodell berechnet wurde.

Vor dem Datenvergleich mussten die gefilterten Punktewolken noch beschnitten werden, da die vorhandenen Messdatensätze nicht mit der Präparationsgrenze abschlossen, sondern meist auch Anteile des Sockels darstellten (Abb. 11 Mitte).

Das zugehörige CAD-Modell endete strikt mit der Präparationsgrenze (Abbildungen 6, 10). Mit Hilfe der Software wurden alle Sockelanteile entfernt.

Die Anzahl der Punkte in der Punktewolke war vor und nach Beseitigung der Streu- und Sockelpunkte für jede Zahnform und für jedes System unterschiedlich.

Als Maß der Zuordnungsgenauigkeit diente der RMS Wert (root mean square-Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung). Nach jedem Entfernen von Sockelpunkten wurde ein erneuter Datenvergleich durchgeführt, um alle Sockelpunkte exakt bis zur Präparationsgrenze zu entfernen ohne jedoch Messpunkte innerhalb der Präparationsgrenze zu löschen (Abb. 10).

Der RMS senkte sich während der Zuordnung nach Beschneidung solange, bis keine überhängenden Sockelpunkte mehr vorhanden waren. War dies der Fall, erreichte die 3D-Übereinstimmung zwischen gefilterter Punktewolke und entsprechendem CAD-Modell ihr Optimum. Die RMS Werte werden notiert und erfasst. Des Weiteren werden die Dateien nach Zuordnung und Vergleich zur weiteren Bearbeitung als „.wrp“ Datei gespeichert.

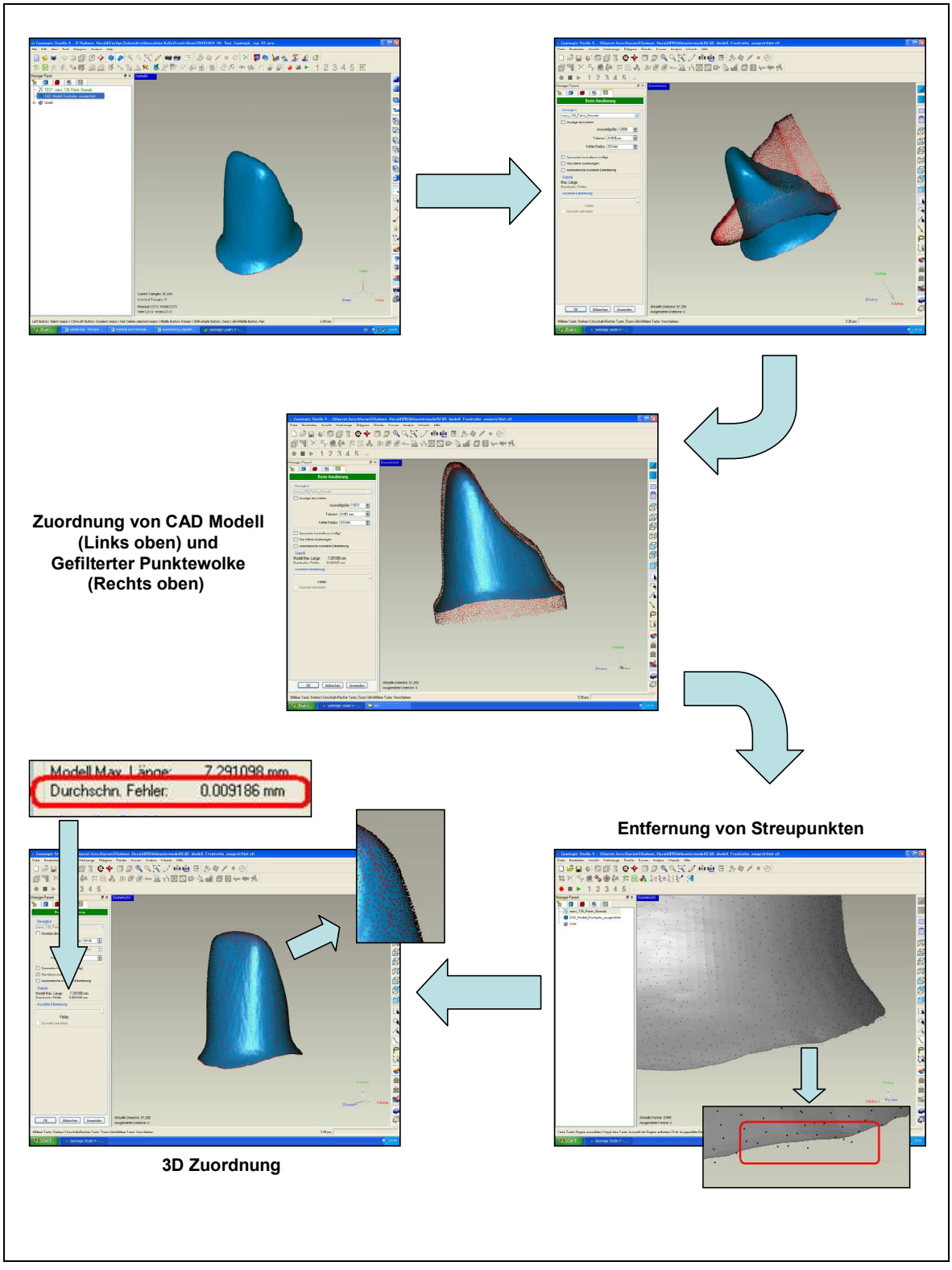


Abbildung 11: Graphische Darstellung einer Datenzuordnung. Ermittlung der Wurzel des quadratischen Mittels (RMS) als Zuordnungsgenauigkeit. Die Wurzel des quadratischen Mittels (RMS) ist hier als durchschnittlicher Fehler gekennzeichnet (rote Markierung).

2.5 Datenanalyse

Im Rahmen Datenanalyse wurde eine quantitative und qualitative 3D-Analyse durchgeführt (Geomagic Qualify).

Diese 3D-Analysen erfolgten mit den gespeicherten Daten aus der Datenzuordnung. Dabei wurde auch eine Übereinstimmung zwischen CAD-Modell und gefilterter beschnittener Punktewolke farbcodiert dargestellt.

Die quantitative Analyse umfasste die Angabe der maximal positiven und negativen Abweichung, der mittleren positiven und negativen Abweichungen sowie der Standardabweichung zwischen digitalisiertem Gipsstumpf und digitalem CAD-Mastermodell. Die Abweichungen waren im Anschluss an die Analyse einer PDF-Datei zu entnehmen. Die Abweichungen jeder einzelnen Analyse wurden in einer Excel-Datei erfasst. Ebenso wie bei der Datenzuordnung wurden auch hier, im Vorfeld der Analyse, einige Parameter manuell und einheitlich eingestellt (siehe Abb.12). Für jede Zahnform und für jedes System wurde der Abstand der Punkte in der Punktewolke einheitlich auf 0,05mm (50µm) eingestellt, um eine Vergleichbarkeit der Punktewolken aus den unterschiedlichen Messsystemen zu ermöglichen.

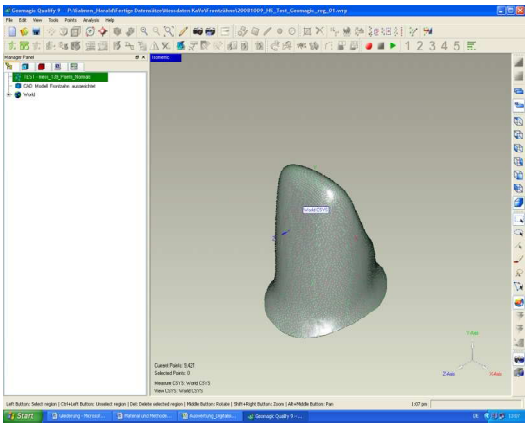
Die qualitative Analyse ergab ein farbkodiertes Bild, welches durch Anordnung verschiedener Farbtöne die Verteilung der Abweichungen zum CAD-Modell auf der Stumpfoberfläche anzeigte. Die Anzahl der Farbtöne war individuell wählbar und wurde in dieser Analyse auf 9 Farbtöne festgelegt.

Der Farbtonunterschied gab die flächige Verteilung der Abweichungen zwischen CAD-Modell und gefilterter Punktewolke wieder. Grüne Farbflächen kennzeichneten Wertebereiche zwischen ±10µm. Bereiche die sich darüber hinaus in den positiven Bereich veränderten waren von gelb über orange nach rot markiert. Bewegten sich die Bereiche von -10µm weiter in den negativen Bereich, so waren sie über hellblau nach dunkelblau gekennzeichnet.

Zusätzlich wurde der Messskalabereich, in Geomagic Qualify als „Spektrum“ bezeichnet, auf einen für die Fehlerdifferenzierung sinnvollen Bereich, in dieser Studie 10–30 µm (Positiv / Negativ beziehungsweise Kritisch / Nominal) festgelegt.

Nach Ablauf der Analyse erstellte das Softwareprogramm eine PDF-Datei, welche die Ansichten des farbkodierten digitalen Modells aus mehreren Perspektiven (alle Seiten, oben, unten sowie isometrisch) zeigte.

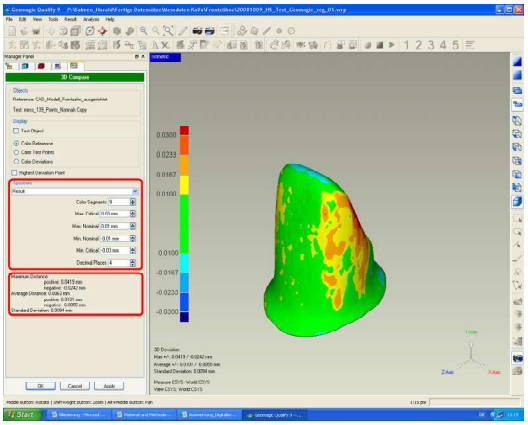
Ausgangssituation vor der 3D-Analyse:
- Vorhandener Datensatz aus der Datenanalyse mit Geomagic Studio
- Vereinheitlichung des Punkteabstands auf 50µm

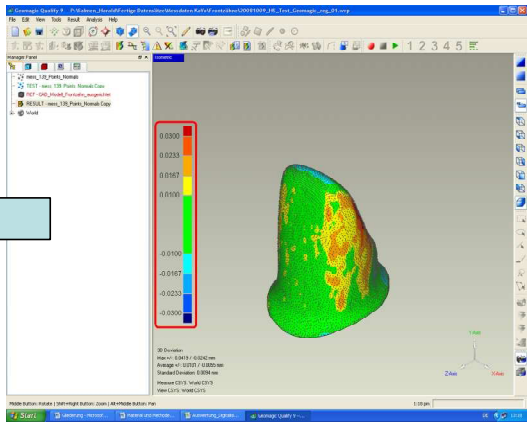


Eingabefeld des Spectrums:
- Anzahl der Farbsegmente
- Messbereich positiv und Negativ,
-Anzahl der Dezimalstellen

Darunter:
-Messergebnisse aus dem Datenvergleich mit Geomagic Studio







Messbereich, positiv und negativ, als Farbskala

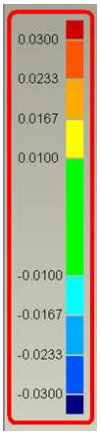


Abbildung 12: Graphische Darstellung über den Ablauf einer 3D-Analyse mit Geomagic Qualify

2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte deskriptiv und mittels Varianzanalyse. Die erhobenen Messdaten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS (Version 10.0, SPSS Inc., Chicago, USA) tabellarisch erfasst und bearbeitet. Für die statistischen Berechnungen wurden maximal positive und negative Abweichung, mittlere positive und negative Abweichung sowie der RMS aus der Tabelle (Anhang) als Variablen herangezogen.

Es wurde eine zweifaktorielle multivariante Varianzanalyse (MANOVA) durchgeführt. Dabei wurden die Einflussfaktoren „Zahn“ und „System“ miteinbezogen und im Rahmen der statistischen Auswertung geprüft. Zusätzlich wurde ein Post Hoc (Tukey) Test durchgeführt, bei dem alle Systeme miteinander verglichen wurden.

Für sämtliche Variablen wurden Diagramme zur Darstellung der Ergebnisse in Form von Boxplots angefertigt. Signifikante Unterschiede wurden auf dem Signifikanzniveau von $p=0,05$ ermittelt.

3. Ergebnisse

3.1 Zuordnungsgenauigkeit der Digitalisierdaten

Die Datenzuordnung erfolgte durch den Vergleich der Punktewolken der einzelnen Systeme mit dem zugehörigen CAD-Modell. Die Anzahl der Punkte in der Punktewolke ist für jedes System für die entsprechende Zahnform in Tabelle 5 wiedergegeben. Die Systeme 3Shape D 250, 3Shape D 640, und ZENO Scan S100 zeigten für den Frontzahn eine Punkteanzahl zwischen 3.000 und 6.000 Messpunkten. Für den Seitenzahnbereich lag der Bereich der gleichen Systeme zwischen 3.500 und 11.000 Punkte.

Die Systeme Etkon ES1 und beide Digiscan Systeme bewegten sich in einem Punktebereich von 13.000 bis 18.000 für den Frontzahnbereich und 18.500 bis 35.000 im Seitenzahnbereich.

Tabelle 5: Anzahl der Punkte in der Punktewolke nach Datenzuordnung (best fit registration).Die blau markierten Felder zeigen die einzelnen Systeme. Darunter die jeweiligen Punktezahlen in der Punktewolke. Links, nummeriert von oben nach unten die Frontzahnformen (FZ 1-5) und Seitenzahnformen (SZ 1-5).

	Etkon ES1	Digiscan mit Linse	ODKM	3Shape D 250	3Shape D640
FZ1	13.968	16.205	61.125	5.713	3.942
FZ2	13.942	15.056	51.472	5.598	3.424
FZ3	13.809	15.334	51.181	5.890	3.413
FZ4	13.836	16.153	52.997	5.731	3.869
FZ5	13.651	15.930	53.516	5.714	3.840
SZ1	18.503	20.559	126.897	10.643	4.637
SZ2	18.721	26.223	122.153	10.894	4.103
SZ3	18.630	26.324	115.428	10.670	4.561
SZ4	18.808	30.411	115.600	10.203	4.145
SZ5	18.585	25.686	116.427	10.686	5.138
	ZENO Scan S 100	**Kavo Everest**	**Lavascan**	**Lavascan ST**	**Digiscan**
FZ1	3.239	9.421	29.643	30.127	17.229
FZ2	2.849	9.009	29.503	30.671	16.985
FZ3	2.807	9.102	29.508	29.895	17.486
FZ4	2.951	9.062	29.380	29.997	17.153
FZ5	3.447	9.186	29.589	30.388	16.065
SZ1	3.897	12.236	40.655	40.095	32.673
SZ2	3.566	12.208	40.621	39.761	35.382
SZ3	3.802	11.745	40.483	39.990	35.169
SZ4	4.042	12.009	40.538	39.834	33.722
SZ5	3.775	12.949	40.452	39.590	34.089

Beide Lava Systeme lagen in ihren Punktebereichen sehr nahe aneinander (Frontzahnbereich 30.000 / Seitenzahnbereich 40.000). Das Kavo Everest System war mit ca. 9.000 Punkten für den Frontzahnbereich und 11.000 bis 13.000 Punkte für den Seitenzahnbereich zu verzeichnen. Die Größte Punkteanzahl für beide Zahnformen zeigte das ODKM 97 System (Frontzahnbereich 51.000 bis 61.000 / Seitenzahnbereich 115.000 bis 126.000). Die Messpunktzahlen der einzelnen Systeme entsprachen den Messpunkten nach Abschluss der Datenzuordnung; also nach Entfernung aller Punkte unterhalb der Präparationsgrenze.

Die Zuordnungsgenauigkeit wurde über den RMS (Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung) ermittelt. Die Größenordnung der Werte ist in Mikrometer angegeben (siehe Tabelle 6). RMS Werte kleiner oder gleich 10µm sind grün gekennzeichnet. Bei Betrachtung der Tabelle erkennt man systemabhängige sowie innerhalb eines Systems zahnabhängige Wertunterschiede

Tabelle 6: RMS Werte nach Datenzuordnung (Angabe in µm). Die Systeme sind blau markiert. Unterhalb der Systeme: Frontzahnformen (FZ 1-5) und Seitenzahnformen (SZ 1-5) mit den zugehörigen RMS Werten. Grün markiert sind Werte ≤ 10µm.

3Shape D 250		**3Shape D 640**		**ZENO Scan S 100**		**ODKM**	
FZ1	26	**FZ1**	13	**FZ1**	15	**FZ1**	8
FZ2	22	**FZ2**	11	**FZ2**	13	**FZ2**	7
FZ3	13	**FZ3**	13	**FZ3**	12	**FZ3**	6
FZ4	31	**FZ4**	8	**FZ4**	8	**FZ4**	9
FZ5	26	**FZ5**	8	**FZ5**	8	**FZ5**	9
SZ1	11	**SZ1**	7	**SZ1**	8	**SZ1**	9
SZ2	10	**SZ2**	14	**SZ2**	12	**SZ2**	10
SZ3	16	**SZ3**	16	**SZ3**	16	**SZ3**	10
SZ4	12	**SZ4**	13	**SZ4**	11	**SZ4**	11
SZ5	16	**SZ5**	13	**SZ5**	12	**SZ5**	8
Lavascan		**Lavascan ST**		**Etkon ES1**		**Kavo Everest**	
FZ 1	9	**FZ1**	16	**FZ1**	7	**FZ1**	9
FZ 2	12	**FZ2**	11	**FZ2**	9	**FZ2**	10
FZ 3	9	**FZ3**	8	**FZ3**	10	**FZ3**	8
FZ 4	14	**FZ4**	9	**FZ4**	7	**FZ4**	9
FZ 5	17	**FZ5**	15	**FZ5**	9	**FZ5**	10
SZ1	7	**SZ1**	14	**SZ1**	5	**SZ1**	7
SZ2	5	**SZ2**	12	**SZ2**	5	**SZ2**	6
SZ3	6	**SZ3**	10	**SZ3**	7	**SZ3**	8
SZ4	5	**SZ4**	8	**SZ4**	6	**SZ4**	6
SZ5	6	**SZ5**	8	**SZ5**	9	**SZ5**	6
Digiscan grosses Messfeld				**Digiscan mit Linse**			
FZ1	20	**SZ1**	15	**FZ1**	18	**SZ1**	28
FZ2	18	**SZ2**	11	**FZ2**	26	**SZ2**	17
FZ3	14	**SZ3**	8	**FZ3**	33	**SZ3**	54
FZ4	16	**SZ4**	12	**FZ4**	28	**SZ4**	37
FZ5	15	**SZ5**	12	**FZ5**	17	**SZ5**	53

Bei den Systemen Kavo Everest und Etkon ES1 ist auffällig, dass unabhängig von der digitalisierten Zahnform sämtliche RMS Werte unter 10µm liegen (Kavo FZ:8-10µm, SZ:6-8µm; Etkon FZ:7-10µm SZ:5-9µm).

Beim System ODKM ist bis auf einen Wert das Gleiche der Fall (ODKM FZ:6-9µm SZ:8-11µm). Die Werte des Digiscan Systems mit Linse zeigen keinen Wert der sich unter 10µm befindet bzw. gleich 10µm ist. Bei den Systemen 3Shape D250 und Digiscan mit Linse liegen bis auf einen Wert alle anderen Werte oberhalb des grünen Bereiches und befinden sich zwischen 10 und 26µm bzw.8 und 20µm.

Wenn man den Einflussfaktor Zahn bei diesen beiden Systemen betrachtet fällt auf, dass beim 3Shape D 250 System der Frontzahn im Vergleich zum Seitenzahn höhere Werte (FZ: 22-31µm, SZ: 11-16µm) aufweist. Beim System Digiscan mit Linse sind die Werte für den Seitenzahnbereich ähnlich dem 3Shape D250 System (SZ: 11-15µm). Unterschiede finden sich im Frontzahnbereich (FZ: 14-20µm).

Die Systeme 3Shape D 640 und ZENO Scan S100 zeigen nahezu identische Werte auf. Jeweils drei Messwerte liegen unter 10µm (7-8µm). Die übrigen Werte liegen alle zwischen 11 und 16µm und zeigen keinen eindeutigen Unterschied zwischen den Zahnformen. Lavascan hat Werte zwischen 5 und 17µm. Hierbei ist jedoch ein Unterschied zwischen dem Front- und Seitenzahnstumpf festzustellen. Die Seitenzahnstümpfe liegen alle im grünen Bereich mit Werten von 5-7µm. Der Frontzahnbereich liegt zwischen 9 und 17µm. Das Lavascan ST-System ähnelt, von den Werten her, den beiden Systemen 3Shape D 640 und ZENO Scan S100. Zwischen Front- und Seitenzahnstümpfen gibt es keine deutlich sichtbaren Unterschiede. Fünf Werte befinden sich mit 8-10µm im grünen Bereich, sind aber auf Front- und Seitenbereich verteilt. Die restlichen Werte befinden sich zwischen 11 und 16µm ebenfalls über beide Bereiche verteilt.

3.2 Quantitative Ergebnisse der 3D Analyse mit Geomagic Qualify

Durch das Ausdünnen der Messpunktewolken auf einen einheitlichen Punktabstand von 50µm ergaben sich für jedes System pro Zahnform neue entsprechende Punktezahlen (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7: Anzahl der Punkte in den Meßpunktewolken bei einheitlichem Punkteabstand von 50µm. Blau markiert die einzelnen Systeme, darunter Punkteanzahl für die jeweilige Frontzahn-(FZ) und Seitenzahnform (SZ).

	Etkon ES1	Digiscan mit Linse	ODKM	3Shape D 250	3Shape D 640
FZ 1	10.145	10.956	22.507	4.898	3.487
FZ 2	10.056	10.409	21.891	4.820	3.079
FZ 3	9.997	10.508	21.266	4.987	3.129
FZ 4	9.980	10.950	21.920	4.928	3.429
FZ 5	9.938	10.796	21.919	4.899	3.397
SZ 1	13.376	13.965	34.307	8.422	4.219
SZ 2	13.463	16.173	33.973	8.434	3.724
SZ 3	13.301	15.469	33.167	8.458	4.139
SZ 4	13.401	17.004	33.749	8.177	3.767
SZ 5	13.351	15.265	34.190	8.444	4.591
	ZENO Scan S100	**Kavo Everest**	**Lavascan**	**LavascanST**	**Digiscan**
FZ 1	2.951	8.853	28.539	29.186	11.173
FZ 2	2.640	8.444	28.490	29.227	10.790
FZ 3	2.565	8.480	28.495	29.043	11.192
FZ 4	2.714	8.478	28.388	29.109	11.454
FZ 5	3.120	8.602	28.575	29.487	11.322
SZ 1	3.558	11.663	39.403	38.828	18.039
SZ 2	3.307	11.616	39.419	39.107	18.759
SZ 3	3.476	11.196	39.133	38.924	18.613
SZ 4	3.689	11.371	39.260	39.227	18.147
SZ 5	3.454	12.437	39.182	38.658	18.229

Die einheitliche Veränderung des Punkteabstandes auf 50µm, für Front- und Seitenzahnbereich pro System, ergab für die Systeme Etkon ES1, Kavo Everest und beide Digiscan Systeme einen Punktebereich für den Frontzahn zwischen 8.500 und 11.500 und für den Seitenzahn zwischen 13.000 und 19.000. Beide 3Shape Systeme und das ZENO Scan S100 System zeigen ein Punktebereich von 2.500 bis 5.000 für den Frontzahn und 3.000 bis 8.500 für den Seitenzahn. Die Lavasysteme befinden sich in einem Bereich zwischen 28.500 und 29.500 Punkten. Das ODKM System erfuhr durch die Veränderung des Punkteabstandes eine starke Reduktion der Punkteanzahl (Frontzahn, 22.000 und Seitenzahn 34.000 Punkte).

Die Analyse mit der Software Geomagic Qualify ergab für jedes System, pro Zahn einen Wert für die maximal positive, maximal negative, mittlere positive, mittlere negative Abweichung und Standardabweichung. Bei zehn Zähnen pro System erreicht man einen Umfang von 50 Abweichungen pro System und insgesamt 500 Abweichungswerte für alle zehn Systeme (vgl. Anhang). Um eine bessere Übersicht über die Werte zu bekommen wurden Mittelwertberechnungen pro System und pro Zahn durchgeführt und damit Tabelle 8 erstellt. Tabelle 8 zeigt errechnete Mittelwerte der zehn untersuchten Digitalisiersysteme. Pro System wird zwischen Frontzahn (FZ) und Seitenzahn (SZ) unterschieden. Für jedes System wird der Zahn anhand von maximal positiver Abweichung, maximal negativer Abweichung, mittlerer positiver Abweichung sowie mittlerer negativer unterschieden. Die Werte sind in Mikrometer angegeben.

Tabelle 8: Ergebnisse der 3D Analyse nach Mittelwertberechnung der mittleren positiven, maximal positiven, mittleren negativen und maximal negativen Abweichungen der Front (FZ)- und Seitenzahnformen (SZ) der jeweiligen Digitalisiersysteme (blau markiert). Die Zahlenwerte sind in µm zu verstehen. Grün markiert sind Werte ≤ 10µm.

Systeme		Mittlere positive Abweichungen	Maximal positive Abweichungen	Maximal negative Abweichungen	Mittlere negative Abweichungen
3Shape D 250	FZ	25	69	63	17
	SZ	13	47	51	12
3Shape D 640	FZ	11	41	35	4
	SZ	13	47	55	4
ZENO Scan S100	FZ	12	43	48	10
	SZ	12	42	58	11
ODKM	FZ	8	48	34	7
	SZ	7	39	42	11
Lavascan	FZ	13	50	31	6
	SZ	6	36	70	5
LavascanST	FZ	13	52	33	7
	SZ	9	40	47	12
Etkon ES1	FZ	9	42	32	6
	SZ	7	40	49	6
Digiscan m.L.	FZ	18	66	87	23
	SZ	41	104	110	36
Kavo Everest	FZ	10	47	27	6
	SZ	7	39	44	6
Digiscan	FZ	16	65	60	13
	SZ	11	50	46	12

Die grünen Felder geben Bereiche kleiner oder gleich 10µm an. Diese Bereiche sind bei den mittleren Abweichungen, positiv und negativ, anzutreffen. Anhand Tabelle 8 lassen sich folgende Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen und der Zähne feststellen:

Bei den Systemen 3Shape D 250, Digiscan mit Vorsatzlinse und Digiscan liegt keine der mittleren Abweichungen im grünen 10µm Bereich.

Die mittleren Abweichungen, im Seitenzahnbereich, bezogen auf 10µm, befinden sich beim System Digiscan mit Linse zwischen –36µm und +41µm. Diese mittleren Abweichungen sind auch die größten gemessenen mittleren Abweichungen bezogen auf die, der restlichen Systeme. Ebenso zeigen die maximalen Abweichungen des gleichen Systems im SZ-Bereich die größten gemessenen Abweichungen. Diese liegen mit +104µm und -110µm weit über den Werten der anderen Systeme.

Nahe der 10µm, positiv und negativ, befinden sich im SZ-Bereich die mittleren Abweichungen der Systeme 3Shape D 250, ZENO Scan S100 und Digiscan. Innerhalb der 10µm im Seitenzahnbereich befinden sich die Systeme: Lavascan, Etkon ES1 und Kavo Everest. Die restlichen Systeme (3Shape D640, ODKM, LavascanST) befinden sich nur teilweise, entweder mit ihren positiven oder ihren negativen mittleren Abweichungen, innerhalb des 10µm Bereichs.

Im Frontzahnbereich zeigten die Systeme, 3Shape D 250 und Digiscan mit Linse, bezogen auf die 10µm, die größten Abweichungen.

Diese lagen bei +25µm und –17µm für das System 3Shape D 250 und +18µm und –23µm für das System Digiscan mit Linse. Das System Digiscan befindet sich auch im Fontzahnbereich knapp oberhalb der 10µm. Die Systeme Kavo Everest, Etkon ES1 und ODKM, befinden sich mit ihren mittleren Abweichungen sowohl im negativen als auch im positiven Bereich unter 10µm. Die übrigen Systeme, 3Shape D 640, ZENO Scan S100, Lavascan, LavascanST, befinden sich, ebenfalls nur teilweise, mit ihren positiven oder negativen Abweichungen unter 10µm.

Zusätzlich zu der maximalen, mittleren und Standardabweichung wurde der prozentuale Anteil der Datenpunkte außerhalb ±30µm festgehalten. Dieser ergibt sich aus der Datenpunkteanzahl welche für jede Analyse pro System herangezogen wurde und den Datenpunkten welche für diese Analyse außerhalb der Toleranzgrenze von ±30µm liegen. Die anschließende Grafik in Abbildung 14 soll diesen Sachverhalt besser verdeutlichen. In der Grafik auf der linken Seite sind fünf Tabellen vorzufinden. In der ersten Tabelle, in der dritten Zeile, ist die Anzahl der Datenpunkte angegeben, welche für die 3D-Analyse herangezogen wurden. In diesem Beispiel sind es 33.167 Datenpunkte. Die anschließende Tabelle gibt die eingestellten Toleranzgrenzen wieder, gefolgt von den Abweichungen.

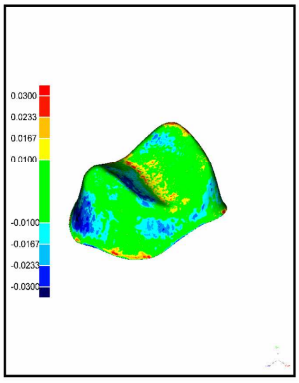
geomagic qualify Date: 10/13/2008, 3:39 pm

3D Comparison Results

Reference Model	CAD_Modell_Molar_ausgerichtet
Test Model	ODKM_SZ_3_gef Copy
# Data Points	33167

Tolerance Type	3D Deviation
Tolerances	mm
Max Tol +	0.0300
Min Tol +	0.0100
Min Tol -	-0.0100
Max Tol -	-0.0300

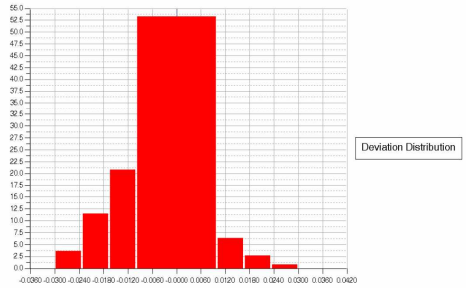
Deviation	mm
Max Dev +	0.0401
Max Dev -	-0.0442
Average +/-	0.0083 /-0.0113
Std Dev	0.0114



Percentage Deviations

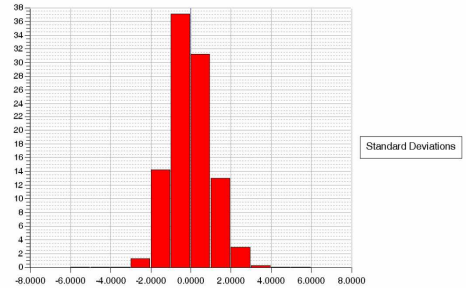
>=Min	<Max	# Points	%
-0.0300	-0.0233	1197	3.6090
-0.0233	-0.0167	3809	11.4843
-0.0167	-0.0100	6903	20.8129
-0.0100	0.0100	17677	53.2970
0.0100	0.0167	2107	6.3527
0.0167	0.0233	887	2.6743
0.0233	0.0300	273	0.8231

Out of Max Tol +	59	0.1779
Out of Max Tol -	255	0.7688



Standard Deviations

Distribution (+/-)	# Points	%
-6 * Std Dev	0	0.0000
-5 * Std Dev	0	0.0000
-4 * Std Dev	11	0.0332
-3 * Std Dev	420	1.2663
-2 * Std Dev	4725	14.2461
-1 * Std Dev	12292	37.0609
1 * Std Dev	10361	31.2389
2 * Std Dev	4300	12.9647
3 * Std Dev	975	2.9397
4 * Std Dev	83	0.2502
5 * Std Dev	0	0.0000
6 * Std Dev	0	0.0000



Page 2

Abbildung 13: Ergebnis einer 3D-Analyse mit Geomagic Qualify

In der vierten Tabelle geben die letzten zwei Zeilen die Anzahl der Datenpunkte und deren prozentualen Anteil wieder, welche außerhalb der Toleranzgrenze von ±30µm liegen. In diesem Beispiel befinden sich 59 Datenpunkte außerhalb +30µm und 255 Datenpunkte außerhalb -30µm. Die zugehörigen Prozentwerte sind 0,1779% und 0,7688%. Im Folgenden zeigen Tabelle 9 und 10 jedem System entsprechend, die prozentualen Abweichungen von ±30µm für beide Zahnformen.

Tabelle 9: Prozentuale Abweichungen von Datenpunkten außerhalb der Toleranzgrenze von +30µm für die Front- und Seitenzahnform. Links blau markiert, die einzelnen Digitalisiersysteme, rechts, die zugehörigen Prozentwerte. Die kritischen Prozentwerte sind rot markiert.

Digtialisiersysteme	**Frontzahnform**	**Seitenzahnform**
3Shape D 250	ca. 35%	ca. 0%
3Shape D 640	ca.1%	ca. 2%
ZENO Scan S100	ca. 1%	ca. 1%
ODKM	ca. 0%	ca. 0%
Lavascan	ca. 1%	ca. 0%
Lavascan ST	ca. 4%	ca. 0%
Etkon ES1	ca. 0%	ca. 0%
Kavo Everest	ca. 2%	ca. 0%
Digiscan	ca. 0%	ca. 2%
Digiscan m. Vorsatzlinse	ca. 0%	ca. 16%

Tabelle 10: Prozentuale Abweichungen von Datenpunkten außerhalb der Toleranzgrenze von -30µm für die Front- und Seitenzahnform. Links blau markiert, die einzelnen Digitalisiersysteme, rechts, die zugehörigen Prozentwerte. Die kritischen Prozentwerte sind rot markiert

Digitalisiersysteme	Frontzahnform	Seitenzahnform
3Shape D 250	ca. 3%	ca. 1%
3Shape D 640	ca. 0%	ca. 0%
ZENO Scan S100	ca. 0%	ca. 1%
ODKM	ca. 0%	ca. 1%
Lavascan	ca. 0%	ca. 0%
Lavascan ST	ca.0%	ca. 0%
Etkon ES1	ca. 0%	ca. 0%
Kavo Everest	ca. 0%	ca.0%
Digiscan	ca. 26%	ca. 6%
Digiscan m. Vorsatzlinse	ca. 22%	ca. 29%

Die rot gekennzeichneten Werte Zeigen hohe abweichende Prozentwerte. Bei der Frontzahnform befinden sich beim System 3Shape D 250 ca. 35% aller Datenpunkte oberhalb +30µm. Bei den Systemen Digiscan und Digiscan mit Vorsatzlinse sind für die Frontzahnform 26% bzw. 22% der Datenpunkte außerhalb der Toleranzgrenze, unterhalb -30µm. Bei der Seitenzahnform zeigt nur das System Digiscan mit Linse hohe Prozentuale Abweichungen. 16% im positiven Toleranzbereich und 29% im negativen Toleranzbereich. Bei ca. 0% prozentuale Abweichung bei der Frontzahnform, für den positiven und negativen Toleranzbereich, befinden sich die Systeme: Etkon Es1 und ODKM. Für die Seitenzahnform ist dieses bei den Systemen: Lavascan, LavascanST, Etkon ES1 und Kavo Everest der Fall.

3.2.1 Einteilung der Systeme-bei gemeinsamer Betrachtung aller Messungen-in Genauigkeitskategorien

Nach Betrachtung von Tabelle 8 und Abbildung 13 kann man die einzelnen Systeme Genauigkeitskategorien zuordnen, welche im Folgenden näher erläutert werden. Es wird zwischen den Kategorien I, II und III unterschieden. Die Kategorien umfassen die Systeme welche mittlere Abweichungen, positiv wie negativ, für **beide** Zahnformen, also sowohl Front- als auch Seitenzahnform aufzeigen. Kategorie I zeigt Werte kleiner oder gleich ±10µm. Für Kategorie II gelten Werte größer als ±10µm und kleiner oder gleich ±20µm. Kategorie III zeigt Systeme mit Werten größer ±20µm im Front- und Seitenzahnform (siehe Tabelle 11).

Tabelle 11: Einteilung der einzelnen Systeme in drei Genauigkeitkategorien, bei gemeinsamer Betrachtung aller Messungen. Systeme sind blau markiert, jeweils darunter, Front (FZ)- und Seitenzähne (SZ) mit dem entsprechendem Wertebereich.

Kategorie I	Kategorie II	Kategorie III
Kavo Everest	**ODKM**	**Digiscan m.L.**
FZ: +10µm/-6µm **SZ:** +7µm/-6µm	**FZ:** +8µm/-7µm **SZ:** +7µm/-11µm	**FZ:** +18µm/-23µm **SZ:** +41µm/-36µm
Etkon ES1	**3Shape D 640**	**3Shape D 250**
FZ: +9µm/-6µm **SZ:** +7µm/-6µm	**FZ:** +11µm/-4µm **SZ:** +13µm/-4µm	**FZ:** +25µm/-17µm **SZ:**+13µm/-12µm
	ZENO Scan S100	
	FZ: +12µm/-10µm **SZ:** +12µm/-11µm	
	Lavascan	
	FZ: +13µm/-6µm **SZ:** +6µm/-5µm	
	LavascanST	
	FZ: +13µm/-7µm **SZ:** +9µm/-12µm	
	Digiscan	
	FZ: +16µm/-13µm **SZ:** +11µm/-12µm	

3.2.2 Einteilung der Systeme unter Berücksichtigung der Zahnform

Die einzelnen Systeme können auch unter Berücksichtigung der Zahnform betrachtet werden. Dabei wird die Frontzahnform getrennt **(einzeln)** von der Seitenzahnform betrachtet (siehe Tabelle 12). Als zusätzliche Informationsquelle dient die graphische Darstellung in Abbildung 13. Es werden ebenfalls mittlere positive und negative Abweichungen der Systeme für die Einteilung herangezogen. Die Kategorieeinteilung erfolgt nach dem gleichen Prinzip wie in Tabelle 11. Die Einteilung erfolgt ebenfalls nach den Werten aus Tabelle 8.

Tabelle 12: Einteilung der Systeme in drei Genauigkeitskategorien, bezogen auf die Zahnform. Die Systeme sind blau markiert. Darunter ist der entsprechende Wertebereich zu entnehmen.

Frontzahnform		**Seitenzahnform**	
Kategorie I	**Kavo Everest**	**Kategorie I**	**Kavo Everest**
	+10µm / -6µm		+7µm / -6µm
	Etkon ES1		**Etkon ES1**
	+9µm / -6µm		+7µm / -6µm
	ODKM 97		**Lavascan**
	+8µm / -7µm		+6µm / -5µm
Kategorie II	**3Shape D 640**	**Kategorie II**	**ODKM 97**
	+11µm / -4µm		+7µm / -11µm
	ZENO Scan S100		**3Shape D 640**
	+12µm / -10µm		+13µm / -4µm
	Lavascan		**ZENO Scan S100**
	+13µm / -6µm		+12µm / -11µm
	Lavascan ST		**3Shape D 250**
	+13µm / -7µm		+13µm / -12µm
	Digiscan		**Lavascan ST**
	+16µm / -13µm		+9µm / -12µm
			Digiscan
			+11µm / -12µm
Kategorie III	**Digiscan mit Linse**	**Kategorie III**	**Digiscan mit Linse**
	+18µm / -23µm		+41µm / -36µm
	3Shape D 250		
	+25µm / -17µm		

Tabelle 12 zeigt die Genauigkeitskategorien der Systeme nach Einteilung in Front- und Seitenzahnbereich. Kategorie I beinhaltet für den Frontzahnbereich die Systeme Kavo Everest, Etkon ES1 und ODKM 97. Die gleiche Kategorie für den SZ-Bereich beinhaltet anstatt dem ODKM System das Lavascan System.

In der zweiten Kategorie der Frontzähne sind die Systeme 3Shape D 640, ZENO Scan S100, Lavascan LavascanST und Digiscan vertreten. Die zweite Kategorie der Seitenzähne zeigt die Systeme ODKM 97, 3Shape D 640, ZENO Scan S100, 3Shape D 250, Lava ST Digiscan. Kategorie III für den FZ-Bereich zeigt das Digiscan System mit Linse und das System 3Shape D 250. Im SZ-Bereich ist in der dritten Kategorie nur das System Digiscan mit Linse vertreten.

3.3 Qualitative Ergebnisse der 3D Analyse mit Geomagic Qualify

Mit den Messdaten jedes Systems (vgl. Anhang), welche zur Erstellung der Tabellen 8, 11 und 12 herangezogen wurden, erfolgt die Berechnung der dreidimensionalen Genauigkeit der Daten im Vergleich zum digitalen Mastermodell für jedes System und die Darstellung in farbkodierten Bildern.

Abbildung 15 zeigt die farbliche Darstellung beider Zahnformen nach der 3D-Analyse, für jedes Digitalisiersystem. Die Darstellung erfolgt aus der isometrischen Perspektive. Anhand der Farbkodierung lässt sich erkennen, in welchen Bereichen der Zahnformen Genauigkeitsunterschiede vorliegen. Unterschiede zwischen den Systemen sind anhand dieser Darstellung ebenfalls erkennbar. In den Abbildungen 16–18 sind die Systeme Etkon ES1, ZENO Scan S100 und Digiscan mit Linse, nach ihren Kategorien aus den Tabellen 11 und 12 farbkodiert dargestellt. Stellvertretend für jede Kategorie und für beide Zahnformen ist ein farbkodiertes Bild aus der isometrischen Perspektive dargestellt.

Die Farbkodierung der Bilder lässt zu, die verschiedenen Bereiche der zwei Zahnformen anhand der daneben stehenden Farbskala einzuschätzen. Dabei ist speziell auf den nicht grünen Bereich zu achten, welcher die Abweichungen zu diesem in verschiedenen Farbtönen wiedergibt. Deutliche Unterschiede sind zwischen den Darstellungen der Kategorie I und III zu sehen.

Sie befinden sich an der Inzisalkante der Frontzahnform sowie okklusal der Seitenzahnform und zirkumferent an den steilen Abhängen beider Zahnformen. Geringe farbliche Unterschiede sind zwischen den Zähnen der beiden ersten Kategorien zu sehen. Die sichtbaren Unterschiede sind in den gleichen Bereichen wie bei Zähnen der Kategorie III zu sehen, jedoch sehr viel weniger flächenhaft ausgeprägt.

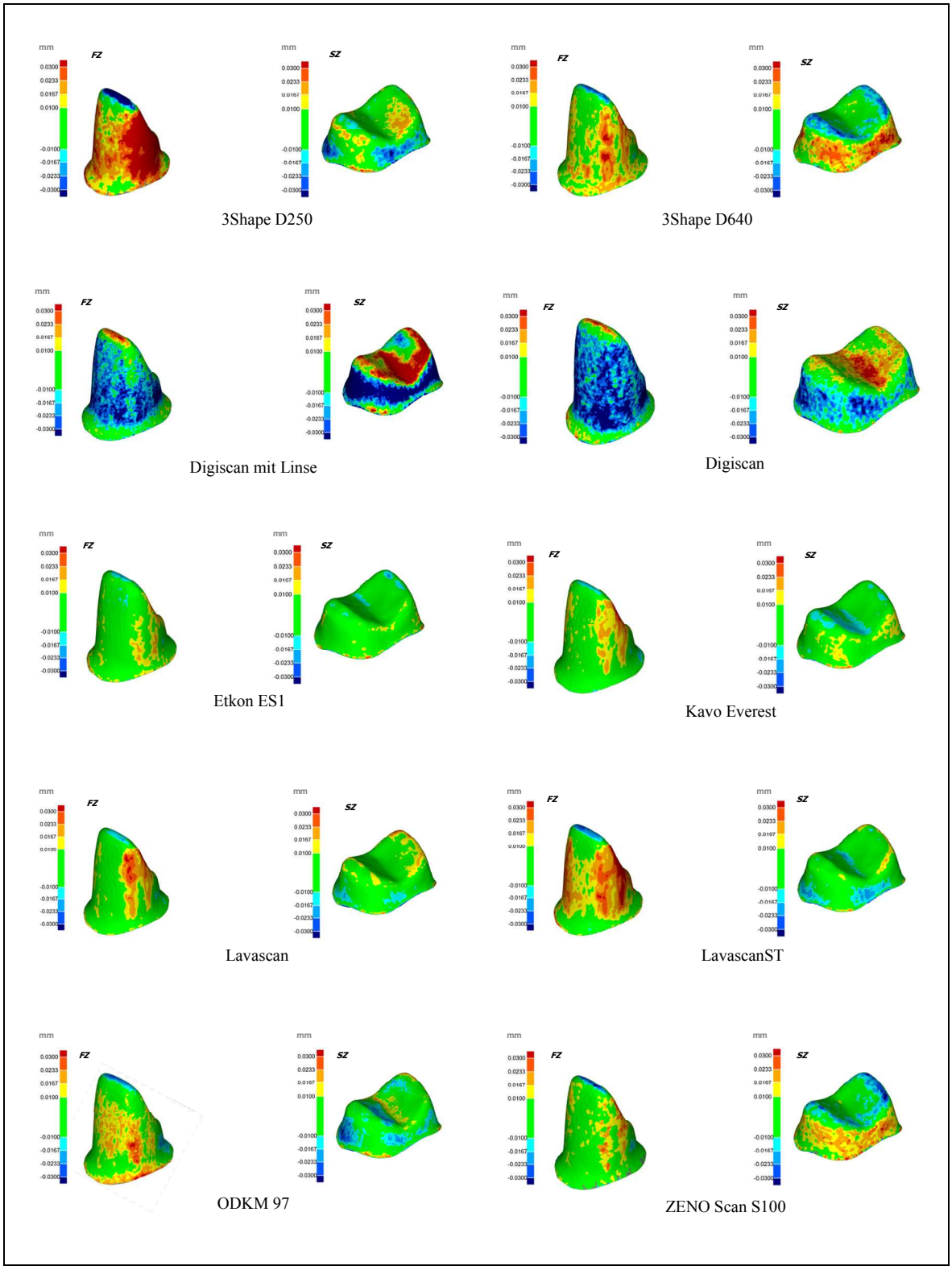


Abbildung 14: Farbliche Darstellung beider Zahnformen (Frontzahnform FZ links und Seitenzahnform SZ rechts) nach 3D-Analyse für das jeweilige Digitalisiersystem

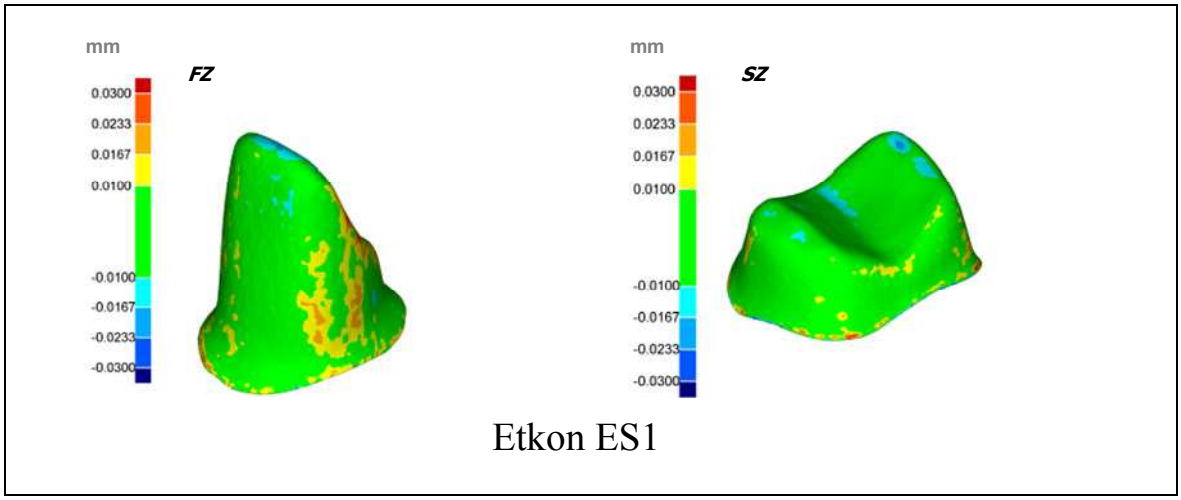


Abbildung 15: Farbliche Darstellung der Zahnformen von Systemen aus Kategorie I am Beispiel des Systems Etkon ES1. FZ= Frontzahn, SZ =Seitenzahn. Farbskala ist in mm angegeben. Die farblichen Segmente zeigen die Abweichungen im entsprechenden Bereich zum jeweiligen CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Mastermodell, in mm.

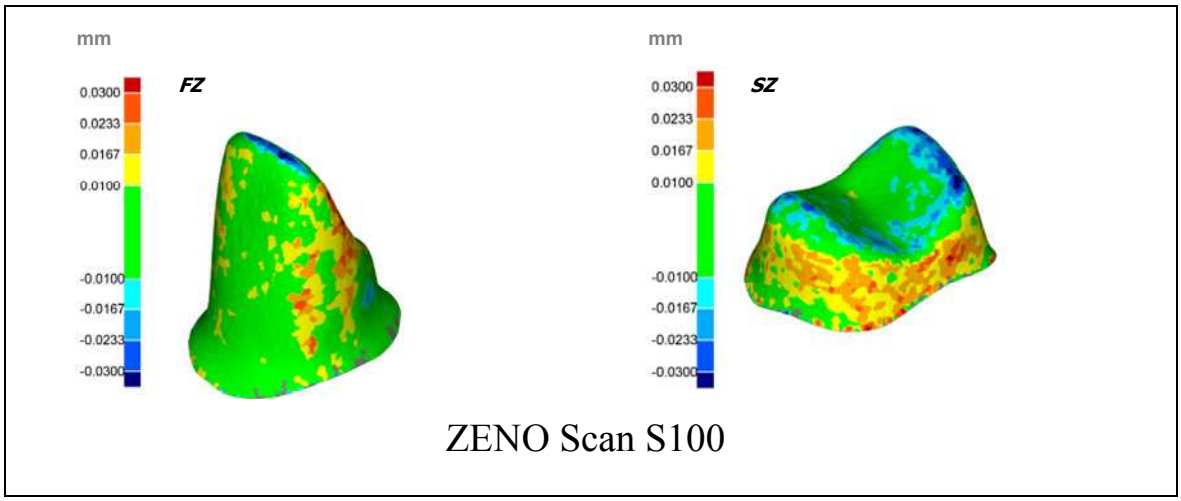


Abbildung 16: Farbliche Darstellung der Zahnformen von Systemen aus Kategorie II am Beispiel des Systems ZENO Scan S100. FZ =Frontzahn, SZ =Seitenzahn. Farbskala ist in mm angegeben. Die farblichen Segmente zeigen die Abweichungen im entsprechenden Bereich zum jeweiligen CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Mastermodell, in mm.

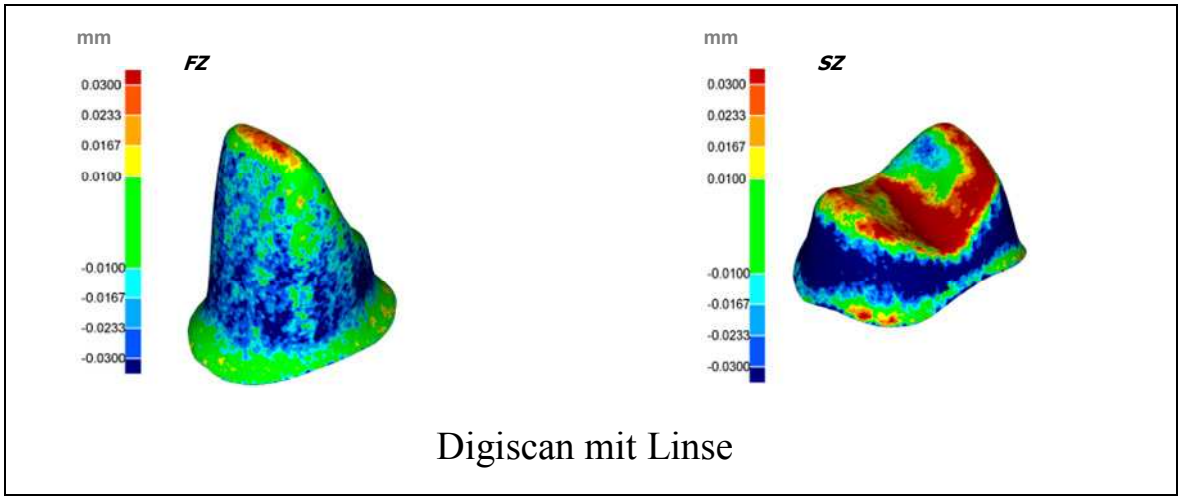


Abbildung 17: Farbliche Darstellung der Zahnformen von Systemen aus Kategorie III am Beispiel des Systems Digiscan mit Linse. FZ =Frontzahn, SZ =Seitenzahn. Farbskala ist in mm angegeben. Die farblichen Segmente zeigen die Abweichungen im entsprechenden Bereich zum jeweiligen CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Mastermodell, in mm.

3.4 Statistische Auswertung

Multifaktorielle Varianzanalyse

Für die statistische Auswertung wurde der Einfluss der Faktoren „Zahnform“ und „System“ geprüft. Dazu dienten als Anhaltspunkt die erhobenen Daten aus der 3D Analyse (maximale positive und negative Abweichung, mittlere positive und negative Abweichung, RMS (Wurzel der quadratischen mittleren Abweichung)).

Die Zahnform als einzelner Faktor ergab im Bereich der maximal negativen Abweichungen einen signifikanten ($p<0,05$) Unterschied zu den übrigen Abweichungen. Der Faktor „System“ ergab signifikante Unterschiede ($p<0,05$) bei allen Abweichungen. Beide Faktoren kombiniert ergaben ebenfalls signifikante Unterschiede bei allen Abweichungen.

Um diese signifikanten Unterschiede zu präzisieren wurden, mit den zugehörigen Abweichungen, „paarweise Vergleiche“ durchgeführt. Die Tabellen 13–22 zeigen den Vergleich der einzelnen Systeme miteinander. Dabei sind die signifikanten Unterschiede der maximal positiven Abweichungen, mittleren positiven Abweichungen, mittleren negativen Abweichungen, maximal negativen Abweichungen und des RMS, der einzelnen Systeme herauszulesen. Die Systeme sind über die obere Zeile und der linken Spalte über ein Fenster verknüpft. Das Fenster beinhaltet die Abweichungen, die sich zwischen den einzelnen Systemen signifikant unterscheiden. Des Weiteren wurden zur anschaulichen Darstellung, Boxplot-Diagramme zu den Paarweisen Vergleichen erstellt, woraus Unterschiede zwischen den Systemen und den Zahnformen innerhalb der Systeme entnommen werden können.

Als Beispiel eines Paarweisen Vergleichs soll das System 3Shape D 250 (Tabelle 13) näher erläutert werden.

Das System 3Shape D 250 zeigt keine signifikanten Unterschiede zum System 3Shape D 640. Signifikante Unterschiede zum System ZENO Scan S100 sind bezüglich der maximalen positiven Abweichung (Max.pos. p=0,024) zu sehen. Im Vergleich zum System ODKM sind signifikante Unterschiede in den Bereichen mittlere positive Abweichung (MW pos. p=0,001), mittlere negative Abweichung (MW neg. p=0,049), maximal negative Abweichung (Max.neg. p=0,032) und RMS (RMS: p=0,001) zu sehen. Zu den Systemen Lavascan und Etkon ES1 zeigen sich signifikante Unterschiede in den Bereichen der maximal positiven Abweichung (Lavascan Max.pos. p=0,033, Etkon ES1 Max.pos. p=0,013), der mittleren positiven Abweichung (Lavascan p=0,015, Etkon ES1 p=0,002), der mittleren negativen Abweichung (Lavascan p=0,001, Etkon ES1: p=0,001) und des RMS (Lavascan: p=0,002; Etkon ES1 p<0,000). Zum Lavascan ST gibt es signifikante Unterschiede nur für den RMS (p=0,038). Zum System Kavo Everest, gibt es signifikante Unterschiede bei allen Abweichungen (Max.pos p=0,046, MW pos p=0,005, MW neg. p=0,001, Max.neg p=0,008, RMS p<0,000), ebenso wie zum Digiscansystem mit Linse (Max.neg. p<0,000, MW pos. P=0,004, MW neg. p<0,000, RMS p<0,000,). Zu dem System Digiscan gibt es keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 13: Paarweiser Vergleich des Systems 3Shape D 250. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant.

	3Shape D 250				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250	%				
3Shape D 640					
ZENO Scan S100	0,024				
ODKM 97		0,001	0,049	0,032	0,001
Lavascan	0,033	0,015	0,001		0,002
Lavascan ST					0,038
Etkon ES1	0,013,	0,002	0,001		< 0,000
Digiscan m.L.	< 0,000	0,004	< 0,000	< 0,000	0,000
Kavo Everest	0,046,	0,005	0,001	0,008	< 0,000
Digiscan					

Tabelle 14: Paarweiser Vergleich des Systems 3Shape D 640. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	3Shape D 640				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250					
3Shape D 640	%				
ZENO Scan S100					
ODKM 97					
Lavascan					
Lavascan ST					
Etkon ES1					
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan					

Tabelle 15: Paarweiser Vergleich des Systems ZENO Scan S100. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	ZENO Scan 100S				
	Max pos	**Mw pos**	**MW neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250	0,024				
3Shape D 640					
ZENO Scan S100	%				
ODKM 97					
Lavascan					
Lavascan ST					
Etkon ES1					
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan	0,038				

Tabelle 16: Paarweiser Vergleich des Systems ODKM 97. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	ODKM 97				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250		0,001	0,049	0,032	0,001
3Shape D 640					
ZENO Scan S100					
ODKM 97			%		
Lavascan					
Lavascan ST					
Etkon ES1					
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan					

Tabelle 17: : Paarweiser Vergleich des Systems Lavascan. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	Lavascan				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250	0,033	0,015	0,001		0,002
3Shape D 640					
ZENO Scan S100					
ODKM 97					
Lavascan			%		
Lavascan ST					
Etkon ES1					
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan				0,035	

Tabelle 18: Paarweiser Vergleich, Systems LavascanST. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	Lavascan ST				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250					0,038
3Shape D 640					
ZENO Scan S100					
ODKM 97					
Lavascan					
Lavascan ST	%				
Etkon ES1					
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan					

Tabelle 19: Paarweiser Vergleich des Systems Etkon ES1. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	Etkon ES1				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250	0,013	0,002	0,001		< 0,000
3Shape D 640					
ZENO Scan S100					
ODKM 97					
Lavascan					
Lavascan ST					
Etkon ES1	%				
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan	0,021		0,040		

Tabelle 20: Paarweiser Vergleich des Systems Digiscan mit Linse. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	Digiscan m.L.				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250	< 0,000	0,004	< 0,000	< 0,000	< 0,000
3Shape D 640	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
ZENO Scan S100	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
ODKM 97	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Lavascan	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Lavascan ST	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Etkon ES1	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Digiscan m.L.	%				
Kavo Everest	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Digiscan	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000

Tabelle 21: : Paarweiser Vergleich des Systems Kavo Everest. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	Kavo Everest				
	Max pos	Mw pos	Mw neg	Max neg	RMS
3Shape D 250	0,046	0,005	0,001	0,008	< 0,000
3Shape D 640					
ZENO Scan S100					
ODKM 97					
Lavascan					
Lavascan ST					
Etkon ES1					
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest	%				
Digiscan					

Tabelle 22: Paarweiser Vergleich des Systems Digiscan. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant

	Digiscan				
	Max pos	**Mw pos**	**Mw neg**	**Max neg**	**RMS**
3Shape D 250					
3Shape D 640					
ZENO Scan S100	0,038				
ODKM 97					
Lavascan			0,035		
Lavascan ST					
Etkon ES1	0,021		0,040		
Digiscan m.L.	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000	< 0,000
Kavo Everest					
Digiscan	%				

Der Einfluss der Zahnform als Faktor wurde bei dem paarweisen Vergleich der einzelnen Systeme mitbeinbezogen und für die jeweiligen Abweichungen (Max. MW, pos./neg., RMS) in Boxplot-Diagrammen dargestellt (Abbildungen 19–23). Dabei werden die Zahnformen in Abhängigkeit zu den jeweiligen Systemen nebeneinander betrachtet. Frontzahn und Seitenzahn sind farblich zu unterscheiden. Auf der x-Achse sind die Systeme angeordnet und auf der y-Achse eine Werteskala, in welche alle Werte aller Systeme für die entsprechende Abweichung eingeordnet werden können (fünf verschiedene Skalierungen der y-Achse, Abbildungen 19–23). Die Maßeinheit ist in µm angegeben.

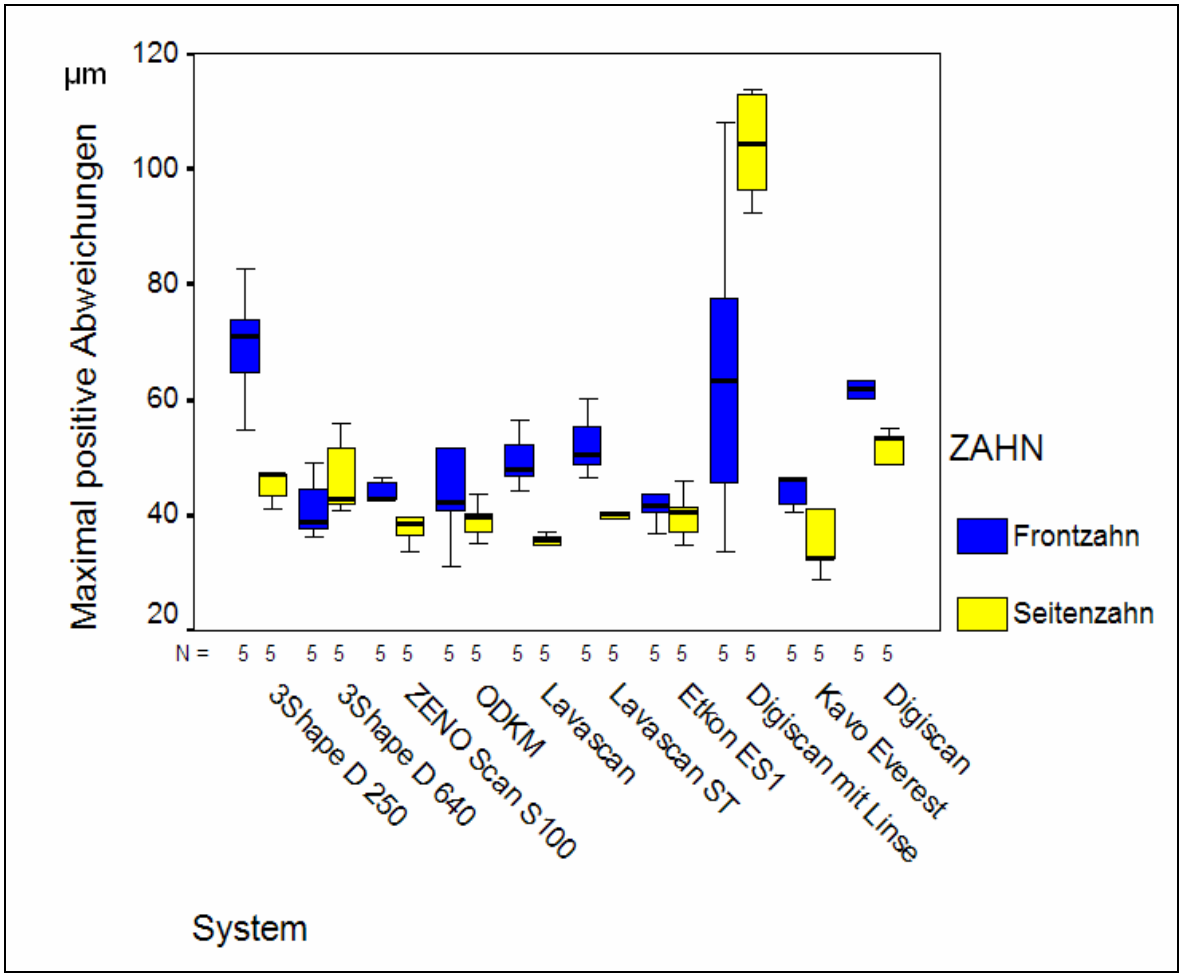


Abbildung 18: Maximal-positive Abweichungen von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen der einzelnen Systeme: der Wertebereich befindet sich zwischen 20 und 120 µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Auffälligkeiten zeigt das System Digiscan mit Linse.

Die maximal positiven Abweichungen der Frontzahnform zeigt für die Systeme 3Shape D 250, ZENO Scan S100, ODKM 97, Lavascan, Lavascan ST, Etkon ES1, Kavo Everest und Digiscan höhere Werte als die der Seitenzahnform. Für die Systeme 3Shape D 250, Lavascan, Lavascan ST und Digiscan sind die Werte deutlich höher. Die Systeme 3Shape D 640 und Digiscan mit Linse zeigen dagegen eine Umkehrung der Werte. Die Werte der Seitenzahnform sind höher im Vergleich zu denen der Frontzahnform und beim System Digiscan mit Linse sind die Werte für den Seitenzahnform deutlich höher.

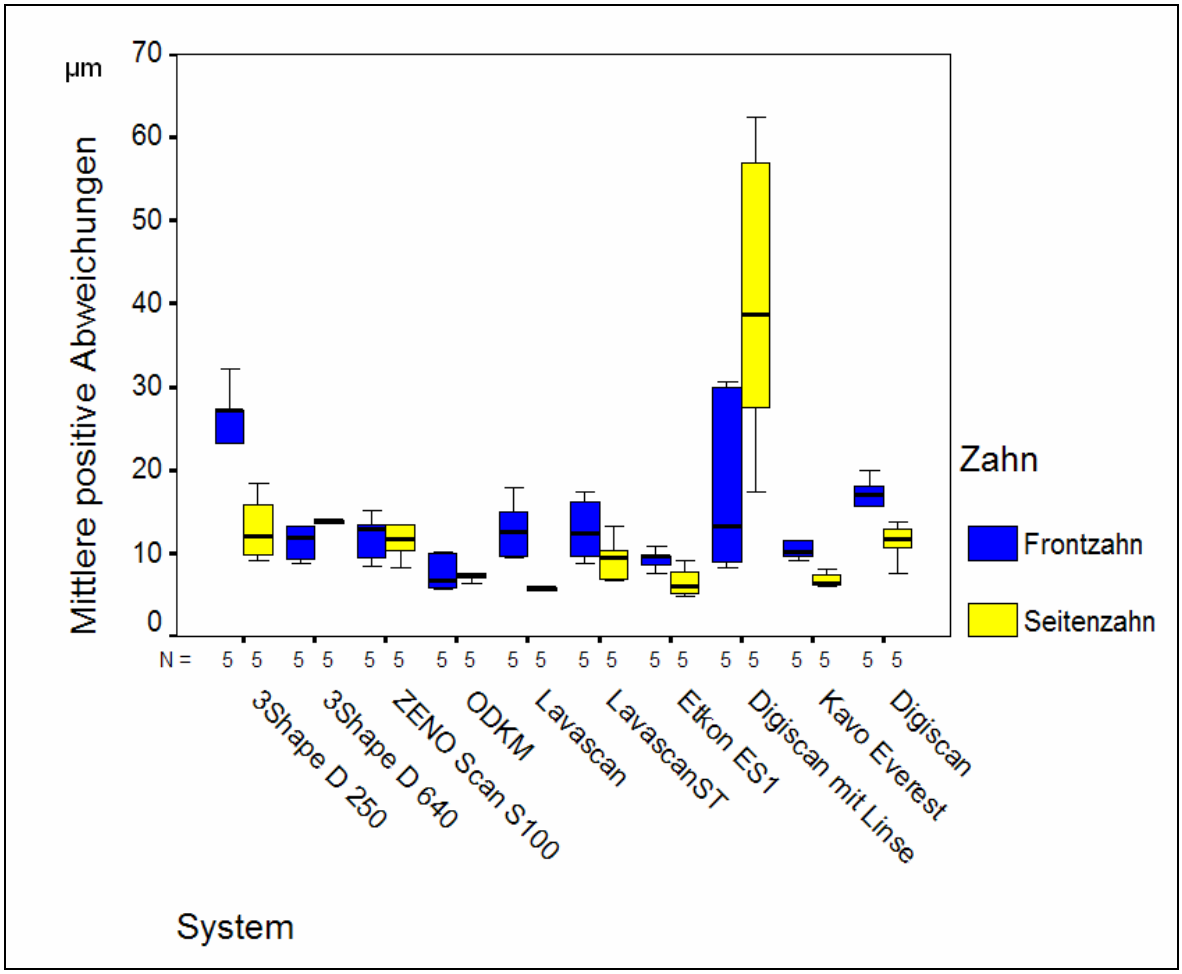


Abbildung 19: Mittlere positive Abweichungen von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereich befindet sich zwischen 0 und 70µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Auffälligkeiten zeigt ebenfalls das System Digiscan mit Linse.

Im Bereich der positiven mittleren Abweichungen sind folgende Unterschiede festzustellen: Die Werte für die Frontzahnform sind für die Systeme 3Shape D 250 Lavascan, LavascanST, Etkon ES1, Kavo Everest und Digiscan höher als die Werte der Seitenzahnform. Die Systeme ZENO Scan S100 und ODKM 97 zeigen keinen Unterschied zwischen Front- und Seitenzahnform. Die Systeme 3Shape D 640 und Digiscan mit Linse zeigen wie in Abbildung 19 eine Umkehrung der Werte zwischen Front- und Seitenzahnform mit sehr hohen Werten des Digiscansystems mit Linse. Die Werte der Frontzahnform befinden sich mit Ausnahme der Systeme 3Shape D 250 und Digiscan mit Linse zwischen 0 und 20µm. Die der Seitenzahnform, mit Ausnahme des Systems Digiscan mit Linse, ebenfalls.

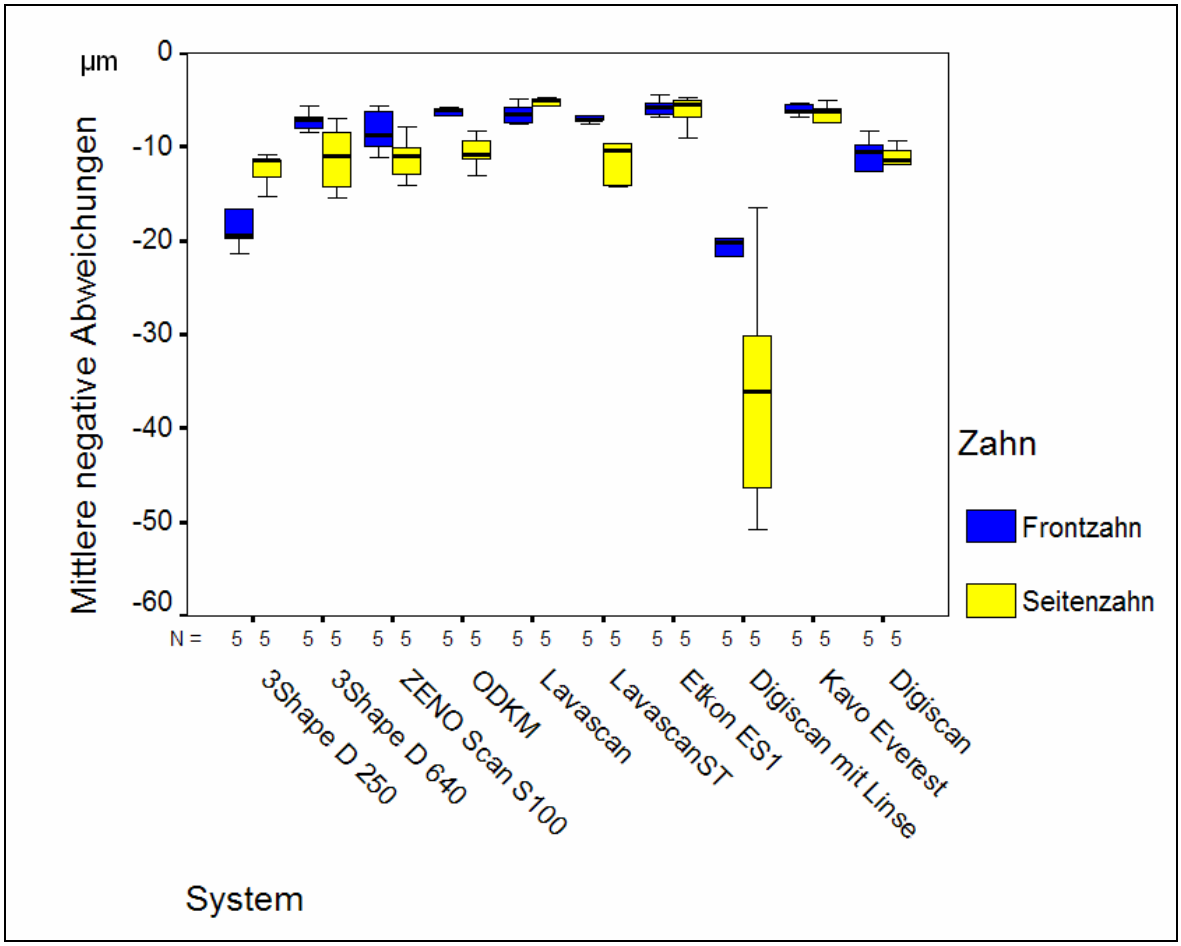


Abbildung 20: Mittlere negative Abweichungen von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereich befindet sich zwischen 0 und -60µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Das System Digiscan mit Linse zeigt vor allem im Seitenzahnbereich eine deutliche Abweichung zu den restlichen Systemen.

Betrachtet man die negativen mittleren Abweichungen der Systeme stellt man fest, dass sie sich von den positiven mittleren Abweichungen in einigen Punkten, abgesehen vom negativen Bereich, unterscheiden. Die Frontzahnform zeigt beispielsweise bei den Systemen 3Shape D 640, ZENO Scan S100, ODKM 97, LavascanST, Kavo Everest und Digiscan mit Linse höhere Werte im Vergleich zur Seitenzahnform. Keinen Unterschied zeigen die Systeme Etkon ES1 und Digiscan. Eine Umkehrung der Front- und Seitenzahnformwerte liegt bei den Systemen 3Shape D250 und Lavascan vor. Die Werte für Front- und Seitenzahnform befinden sich zwischen 0 und -20µm mit Ausnahme der Systeme 3Shape D 250 und Digiscan mit Linse für die Frontzahnform und dem System Digiscan mit Linse für die Seitenzahnform.

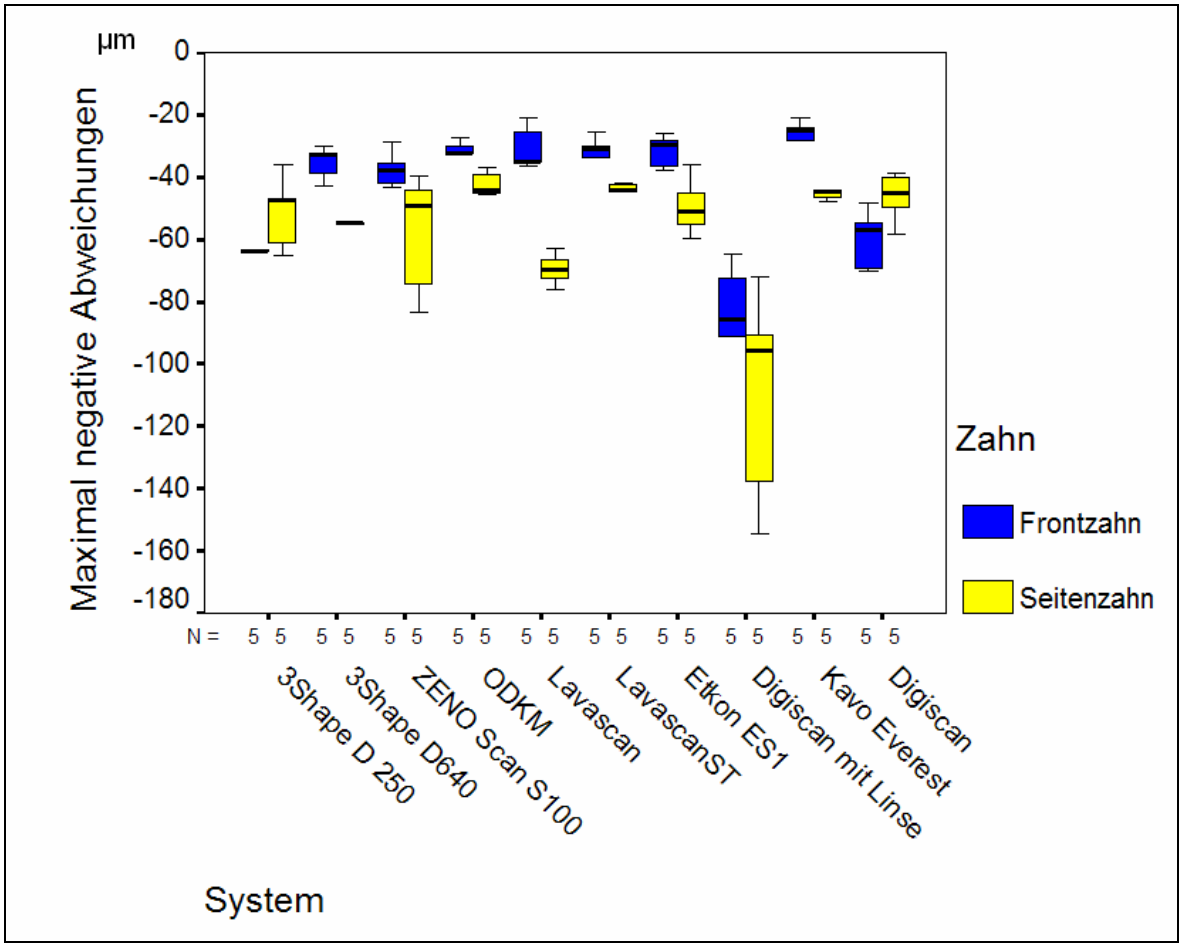


Abbildung 21: Maximal-negative Abweichungen von/zwischen Fronzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereiche befinden sich zwischen 0 und -180µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Auffällig hohe Werte erneut beim System Digiscan mit Linse.

Die maximal negativen Abweichungen in Abbildung 22 der Systeme 3Shape D 640 ZENO Scan S100, ODKM 97, Lavascan, LavascanST, Etkon ES1, Digiscan mit Linse und Kavo Everest zeigen für die Frontzahnform höhere Werte als für die Seitenzahnform. Die Systeme 3Shape D 250 und Digiscan zeigen eine Umkehrung der Werte der Front- und Seitenzahnform.

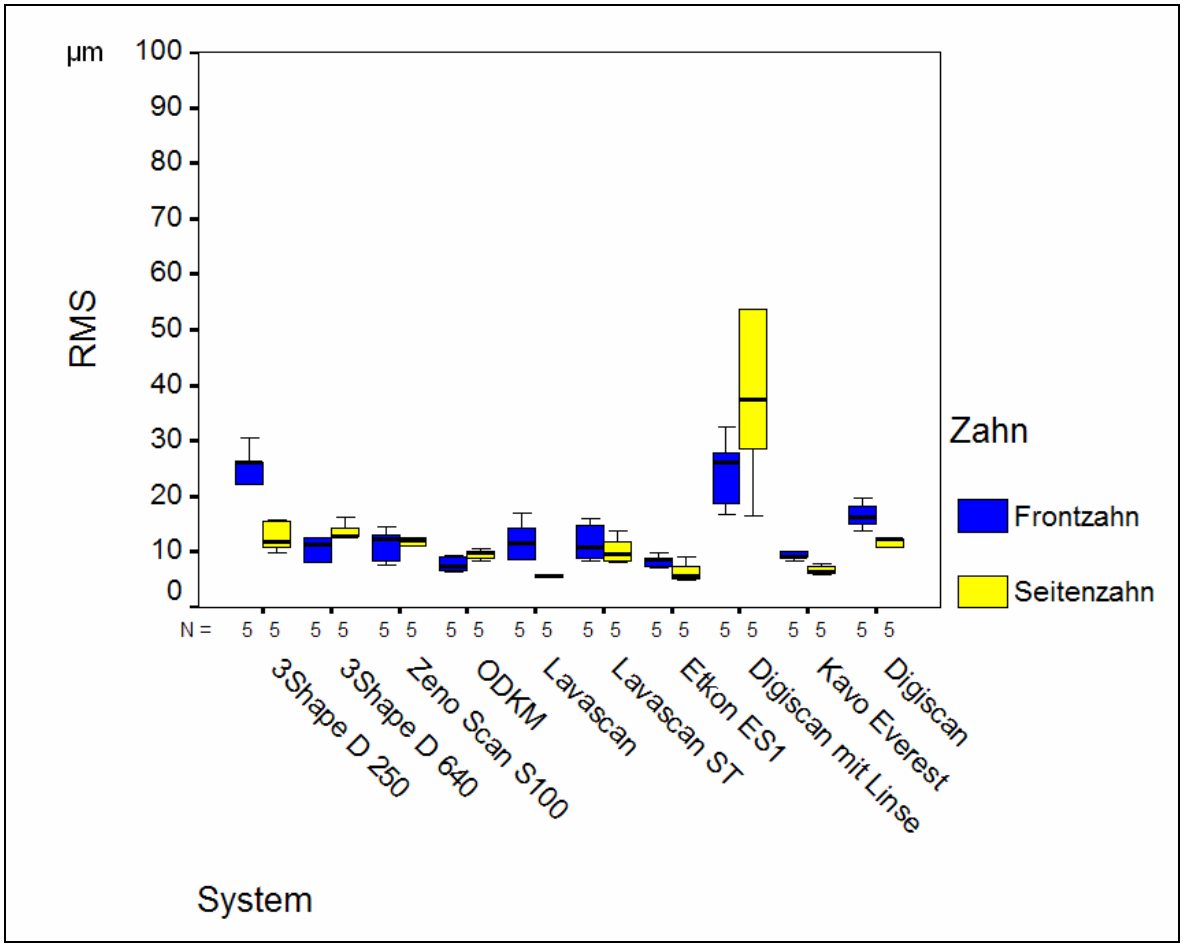


Abbildung 22: RMS (Wurzel des quadratischen Mittels) von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereiche befinden sich zwischen 0 und 100µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen)

Betrachtet man die Zuordnungsgenauigkeit der Systeme bezogen auf die Frontzahnform, liegen die Werte mit Ausnahme der Systeme 3Shape D 250 und Digiscan mit Linse zwischen 0 und 20µm. Bei der Seitenzahnform befindet sich nur das System Digiscan mit Linse oberhalb der 20µm. Betrachtet man Front- und Seitenzahnform innerhalb des Systems zeigen die Systeme 3Shape D 250, Lavascan, LavascanST, Etkon ES1, Kavo Everest, und Digiscan höhere Werte für die Zuordnungsgenauigkeit der Frontzahnform. Eine Umkehrung der Werte der Zahnformen ist bei den Systemen 3Shape D 640, ODKM 97 und Digiscan mit Linse der Fall. Keinen Unterschied bezüglich der Zahnformen zeigt das System ZENO Scan S100.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es bei allen Abweichungen zwischen den Zahnformen gibt. Bei der Mehrheit der Systeme zeigt die Frontzahnform höhere Werte als die Seitenzahnform, sowohl im negativen als auch im positiven Bereich.

Bei den mittleren Abweichungen, positiv wie negativ, sowie beim RMS, liegt der Wertebereich für beide Zahnformen bei ±20µm.

4. Diskussion

Es gibt derzeit nur wenige Untersuchungen, welche die Genauigkeit von Digitalisiersystemen bei CAD/CAM Verfahren in der Zahnheilkunde einschätzen lassen und eine Bewertung erlauben. Es gibt mittlerweile diverse Anbieter solcher Systeme, welche sich schon auf dem Markt etabliert haben. Mit Firmen wie Kavo, Straumann, Wieland und 3MEspe sind nur einige zu nennen. Aufgrund des wachsenden Angebots solcher Systeme ist es sinnvoll standardisierte Verfahren zu entwickeln, welche die Qualität der Systeme und deren Systemkomponente prüfbar machen. Die sich auf dem Markt befindlichen Digitalisiergeräte unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Genauigkeit, Schnelligkeit und auch in Bezug auf ihre mitgelieferte Design Software [51]. Deswegen wird nach geeigneten Methoden für die Genauigkeit solcher Digitalisiersysteme geforscht.

Das Akademische Zentrum für Zahnheilkunde (ACTA) der Universität Amsterdam (NL) entwickelte eine Messmethode zur Prüfung der Genauigkeit von optischen Digitalisiersystemen die auf einer kalibrierten Kugel basiert (siehe 1.8.1) [55]. Zusätzlich wurde die Reproduzierbarkeit der Form durch diese Digitalisiergeräte mit Hilfe eines Aluminiumoxidpräzisionsblocks geprüft. Beide Untersuchungen ergaben ähnliche Ergebnisse (siehe 1.8.1).

Allerdings handelt es sich bei Zahnformen um Freiformflächen und nicht um vordefinierte geometrische Formen. Die erwähnten Untersuchungen sind deswegen nur bedingt aussagekräftig bezogen auf die digitale Wiedergabe einer präparierten Zahnform.

In der vorliegenden Studie wurde deswegen mit Hilfe einer simulierten Prozesskette die Genauigkeit von zehn Digitalisiersystemen untersucht, bezogen auf die digitale Wiedergabe solcher Freiformflächen.

Die Untersuchung der Digitalisiersysteme erfolgte durch Zuordnungsgenauigkeit und 3D-Analyse von Digitalisierdaten von Gipsstümpfen mit zugehörigen Digitalisierdaten zweier Keramikstümpfe (CAD-Mastermodelle).

Die Prozesskette umfasste die Abformung zweier Keramikstümpfe, den Ausguss der Abformungen mit Gips und die Digitalisierung dieser Gipsstümpfe.

Damit Abweichungen zwischen den realen Keramikmodellen und den zugehörigen CAD-Mastermodellen möglichst gering bleiben, wurden die CAD-Mastermodelle bearbeitet. Sie wurden manuell beschnitten, das heißt, Punkte, die für das zu erstellende CAD-Mastermodell nicht benötigt wurden, wurden gelöscht. Im Anschluss erfolgte eine Filterung, um Punkte zu entfernen, die mehr als 10 µm von einer Ebene, respektive einer Kugelausschnittsfläche (Ausreißerpunkte) abwichen. Mit dem Programm Surfacer (Version 10.6,Imageware Ann Arbor, Michigan, USA) wurde, um Einflüsse der Rauhigkeit oder Strukturierung der Oberfläche auf die Ergebnisse innerhalb der Prüfkette zu vermeiden, aus den Punktewolken Flächen erstellt, welche anschließend geglättet wurden.
Mit geeigneter Software und mit Hilfe der CAD-Mastermodelle lassen sich Zuordnungsgenauigkeit und dreidimensionale Übereinstimmung von Digitalisierdaten überprüfen [28].
In einer Untersuchung von *Luthardt et al* von 2002 wurden auf gleiche Weise digitale Modelle eines Ober- und Unterkiefers hergestellt und daraus Prüfmodelle erstellt. Bei der Fertigung des Prüfmodells belief sich der der Fehler im Rahmen eines Einzelzahnes auf 5µm und der des Gesamtmodells auf 40µm [28]. Es ist daher anzunehmen, dass das CAD-Mastermodell, im Vergleich zum entsprechenden Keramikstumpf einen Fehler von 5µm nicht überschreitet.
Der Gesamtfehler welcher pro Vergleich und pro Analyse gemessen wurde resultierte somit aus dem Fehler zur Erstellung des CAD-Mastermodells, aus Abformfehler (Abformung des Keramikstumpfes), Gipsexpansion (des Gipsstumpfes) und Digitalisierfehler (Digitalisierung der Gipsstümpfe mit den einzelnen Digitalisiersystemen).
In einer Dissertation von *Loos* 2008, zur vergleichenden Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung, wurde unter anderem die optische Digitalisierbarkeit von Gipsen (esthetic-rock 285 und CAM base, beide Fa. Dentona AG, Dortmund) untersucht. Das Ergebnis zeigte keinen Einfluss des Gipses auf die Genauigkeit des Digitalisiersystems [25].
Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Digitalisierdaten von Gipsstümpfen keine Unterschiede aufgrund des verwendeten Werkstoffes zeigen.

Bei der Beurteilung der Daten muss weiterhin der einfließende Fehler der Abformung der Keramikstümpfe für die Gipsduplikat Herstellung berücksichtigt werden. Durch die Doppelmischtechnik kommt es bei der Abformung zu einem Fehler von ±5µm [16].

Der Gesamtfehler welcher durch Abformung und Modellherstellung zu erwarten ist beläuft sich in-vitro auf ca. ±8µm [27].

Bei der Fertigung von festsitzendem Zahnersatz kommt es auf die Passgenauigkeit der Krone oder der Brücke an.

Als Kriterium für die Passgenauigkeit ist neben der flächigen Passgenauigkeit der Randschluss ausschlaggebend. In einer in vitro Studie von *Reich et al* im Jahre 2008 wurde die Randpassung von konventionell hergestellten Vollkeramik Onlays und CAD/CAM gefertigten Onlays untersucht. Der Randspalt der konventionell gefertigten Restauration befand sich bei 56µm (±31µm) und der der CAD/CAM Restauration bei 70µm (±32µm). Ein Randspalt kleiner als 100µm wurde aufgrund dieser Erkenntnis als klinisch akzeptabel befunden [41].

Wenn man in der vorliegenden Studie den Fertigungsfehler des CAD-Mastermodells (ca.≤5µm), den Fehler nach Abformung und Modellherstellung (ca. ±8µm) den ≤100µm klinischer Akzeptanz gegenüberstellt resultiert eine Toleranz von ca. ±87µm. Dieser Bereich sollte im Rahmen einer CAD/CAM Prozesskette mit extraoraler Digitalisierung vom Digitalisierungsfehler und Fertigungsfehler nicht überschritten werden, wenn der Randspalt innerhalb der ≤100µm klinischer Akzeptanz liegen soll. Daher sind Digitalisierungsfehler über ±30µm als kritisch zu betrachten, wenn man den Fertigungsfehler bei der Herstellung CAD/CAM gefertigter Kronen mit einbezieht.

4.1 Bewertung der Zuordnungsgenauigkeit

Die Zuordnungsgenauigkeit der digitalen Datensätze der einzelnen Systeme wurde über den RMS ermittelt. Die zu vergleichenden Datensätze bestanden aus Punktewolken mit unterschiedlicher Punkteanzahl pro System und pro Zahnform. Der RMS wurde nach Zuordnung der Daten in Millimeter angegeben. Werte unter 10µm sind als exzellent einzustufen und Werte oberhalb 50µm als schlecht [34]. Die Zuordnungsgenauigkeit der einzelnen Systeme ist systemspezifisch und zahnspezifisch zu betrachten.

Die Frontzähne aller Systeme umfassen RMS Werte von 5µm bis 30µm und zeigen damit eine sehr gute bis gute Zuordnungsgenauigkeit. Zu den Systemen, die einen sehr guten Wert aufzeigen, gehören das ODKM 97 System (MW 8µm, SD 10µm), das Etkon ES1 System (MW 8µm, SD 8µm) und das Kavo Everest System (MW 9µm, SD 9µm). Die Systeme 3Shape D 640 (MW 11–12µm SD 9µm), ZENO Scan S100 (MW 11–12µm SD 9µm), Lavascan (MW 11–12µm SD 9µm), LavascanST (MW 11–12µm SD 12µm), und Digiscan (MW 17µm SD 18µm) zeigen etwas höhere Werte liegen aber ebenfalls in einem seht guten Bereich.

Trotz schlechterer Werte der Systeme 3Shape D 250 (MW 24µm SD 21µm) und Digiscan mit Linse (MW 24µm SD 17µm) sind diese Werte im Rahmen der Zuordnungsgenauigkeit noch als gut zu bezeichnen.

Im Bereich der Seitenzähne sind die Systeme Etkon ES1 (6–7µm SD 7µm), Kavo Everest (6–7µm SD 9µm) und Lavascan (6–7µm SD 9µm) als exzellent einzustufen. Die anderen Systeme, ausgenommen das Digiscan System mit der Vorsatzlinse, liegen mit Werten von MW 10µm bis 13µm in einem sehr guten Bereich (SD 3Shape D250 13µm, 3Shape D640 15µm, ZENO Scan S100 13µm, LavascanST 8µm, Digiscan 18µm, ODKM 97 11µm).

Das Digiscan System mit der Vorsatzlinse zeigt mit ca. 40µm MW Zuordnungsgenauigkeit (SD 0,034mm) einen deutlichen Unterschied zu den anderen Systemen im Seitenzahnbereich, befindet sich jedoch immer noch unter 50µm und ist damit hinsichtlich der Zuordnungsgenauigkeit immer noch als akzeptabel zu bewerten.

Betrachtet man die Anzahl der Punkte in der Punktewolke im Datensatz für die einzelnen Systeme so stellt man fest, dass es keinen Zusammenhang zwischen der Zuordnungsgenauigkeit und der Punkteanzahl gibt.

Als bestes Beispiel dafür sind die Systeme ODKM 97 und Etkon ES1 zu sehen. Einer Punkteanzahl von ca. 14.000 im Frontzahnbereich und ca.19.000 im Seitenzahnbereich des Systems Etkon ES1 stehen ca. 55.000 Punkte im Frontzahnbereich und 115.000 Punkte im Seitenzahnbereich des ODKM Systems gegenüber. Beide Systeme liegen jedoch mit beiden Zahnformen auf ihren RMS bezogen in einem exzellenten Bereich.

Die statistische Auswertung bestätigt diese Ergebnisse. Bezogen auf den RMS als Maß der Zuordnungsgenauigkeit gibt es Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen. Am deutlichsten zeigen sich diese Unterschiede zwischen dem Digiscan System mit eingebauter Vorsatzlinse und den restlichen Systemen. Die systeminterne Diskrepanz von Front und Seitenzahnform ist bei diesem System am stärksten ausgeprägt aber auch bei fast allen restlichen Systemen zu sehen. Beispielsweise zeigen die Systeme 3Shape D250, Lavascan, Etkon ES1 Kavo Everest und Digiscan höhere Werte für die Frontzahnform. Daraus lässt sich schließen, dass mit diesen Systemen eine höhere Digitalisiergenauigkeit bei Seitenzahnformen zu erreichen ist als bei Frontzahnformen. Bei den Systemen 3Shape D640, ODKM, und Digiscan mit Linse ist es umgekehrt. Die Systeme ZENO Scan S100 und LavascanST lassen keine bevorzugte Zahnform erkennen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Zuordnungsgenauigkeiten Unterschiede zwischen den Systemen und zwischen den Zahnformen im System aufzeigen. Es gibt Systeme, die mit ihren Werten in einem exzellenten Bereich, in einem sehr guten Bereich und in einem akzeptablen Bereich liegen.

Damit können für den Frontzahnbereich alle Systeme als sehr gut bis gut bezeichnet werden und für den Seitenzahnbereich, mit Ausnahme des Digiscan Systems mit Vorsatzlinse, ebenfalls. Weiterhin lässt sich feststellen dass die Systeme 3Shape D 250, Lavascan, Etkon ES1, Kavo Everest und Digiscan, Seitenzahnformen digital genauer erfassen können und die Systeme 3Shape D 640, ODKM, Frontzahnformen. Die Systeme LavascanST und ZENO Scan S100 zeigen, bezogen auf ihre Zuordnungsgenauigkeit keine bevorzugte Zahnform.

4.2 Bewertung der Systeme nach quantitativer und qualitativer 3D-Analyse

Um vergleichende 3D-Analysen der einzelnen Systeme durchzuführen hat man mit Hilfe einer Software den Abstand der Punkte in der Punktewolke einheitlich auf 5µm festgelegt. Die 3D-Analyse ergab für jedes System maximal positive, mittlere positive, maximal negative und mittlere negative Werte. Der in dieser Studie festgelegte Wert für die Digitalisierungsgenauigkeit mit ±30µm dient als Referenzwert zur Beurteilung der Ergebnisse der 3D-Analyse und soll eine Bewertung der einzelnen Digitalisiersysteme möglich machen. Dabei sollen Abweichungen, welche unter ±30µm liegen als ausreichend für die Herstellung von Zahnersatz durch CAD/CAM Verfahren, bei extraoraler Anwendung, angesehen werden. Werte unter ±20µm sind als gut zu bewerten und Werte bis ±10µm als sehr gut. Zusätzliche Aufmerksamkeit ist auch dem prozentualen Anteil der Datenpunkte an den Gesamtdatenpunkten zuzumessen, welche den Referenzwert von ±30µm überschreiten. Der prozentuale Anteil der Datenpunkte außerhalb der Toleranzgrenze ist auch ein Faktor, welcher zur Bewertung der Digitalisierungsqualität der Digitalisiersysteme herangezogen werden kann. Er erlaubt Aussagen darüber ob der digitalisierte Stumpf vom jeweiligen System vergrößert oder verkleinert dargestellt wird, was wiederum für die Fertigstellung des Zahnersatzes von Bedeutung ist (siehe Tabellen 9 und 10).

Qualitative 3D-Analyse

Die qualitative Bewertung der 3D-Analyse erfolgt mit Hilfe von farbkodierten Bildern. Die farbkodierten Bilder sind die bildhafte Darstellungen der quantitativen 3D-Analyse und daher, nicht getrennt zu beurteilen. Jedem Bild ist eine Farbskala zugeordnet. Die Farbskala kodiert die Bereiche ±30µm. Betrachtet man die Bilder, welche stellvertretend für die einzelnen Systeme stehen, sind größere Abweichungen an steilen Flächen sowie an scharfen Kanten, insbesondere den Inzisalkanten, bei allen Systemen zu sehen. Diese sind von der Fläche her pro System unterschiedlich groß und geben die Genauigkeit des Systems wieder. Die grünen Flächen zeigen Bereiche ≤10µm. Flächen von gelb bis rot liegen entsprechend der Farbskala über 10µm bis 30µm. Flächen von hellblau bis blau liegen unterhalb −10µm bis −30µm.

Grundvoraussetzung für eine mögliche 3D-Analyse war eine ausreichende Zuordnungsgenauigkeit, welche hier für alle Systeme gewährleistet war.

Quantitative 3D-Analyse

Die **Systeme Kavo Everest und Etkon ES1** zeigten bezüglich ihrer mittleren Abweichungen für beide Zahnformen die besten Werte (±6-±10µm) und sind als sehr gut einzustufen. Dennoch gibt es Unterschiede zwischen den Werten der Zahnformen. Dabei sind bei beiden Systemen die Werte bei der Seitenzahnform geringfügig besser (um ca. 2–3µm).

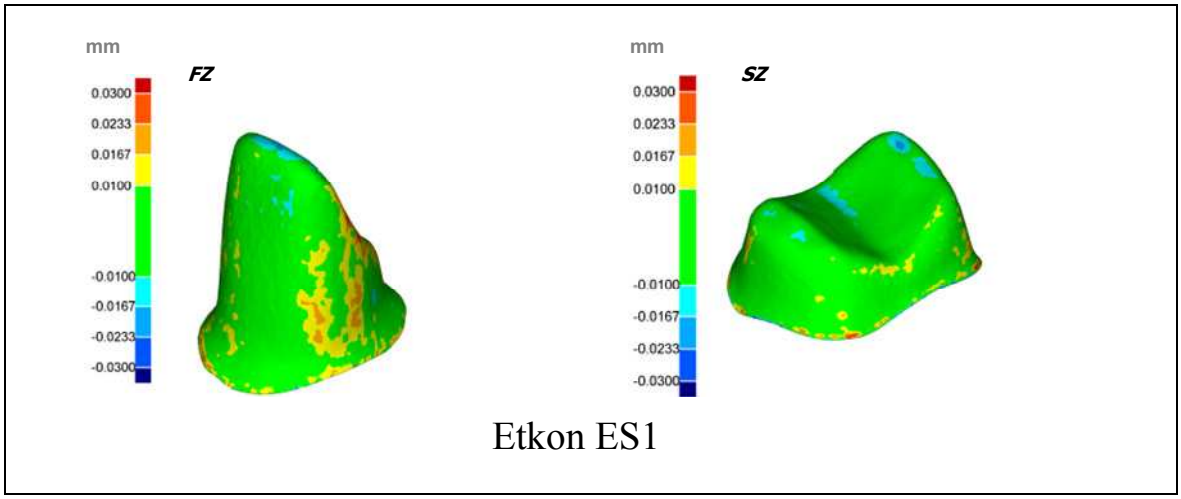


Abbildung 23: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Etkon ES1. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung).

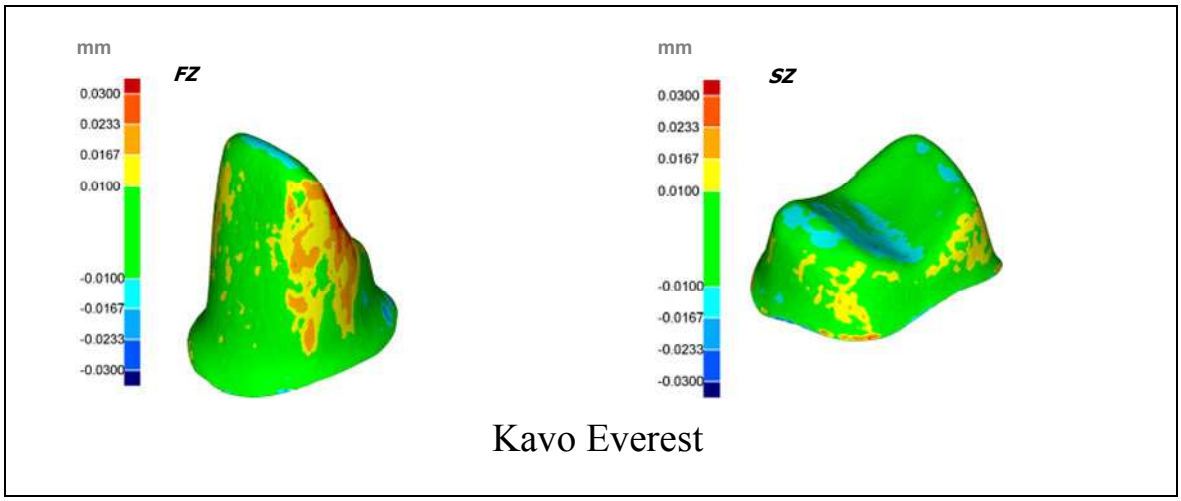


Abbildung 24: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Kavo Everest. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung).

Ein sehr hoher Flächenanteil beider Zahnformen zeigt eine Abweichung zum Mastermodell zwischen +10µm und −10µm, was eine hohe Digitalisierungsgenauigkeit kennzeichnet. Bei der Frontzahnform zeigen die mesialen beziehungsweise distalen Stumpfabhänge und Stumpfkanten Abweichungen über +10µm. In diesen Bereichen wurde die Frontzahnform vergrößert wiedergegeben. Im Bereich der Präparationsgrenze ist dies ebenfalls der Fall. Die Vergrößerung überschreitet nur geringfügig die 30µm. Diese Bereiche befinden sich an den mesialen und distalen Präparationskanten der Zahnform. An der Inzisalkante der Frontzahnform liegen Abweichungen kleiner −10µm vor. Dies bedeutet, dass der Zahnstumpf im Bereich der Inzisalkante verkleinert wiedergegeben wird. Die verkleinerten Bereiche überschreiten nicht −30µm.

Die Seitenzahnform zeigt die gleichen Eigenschaften, nur schwächer ausgeprägt. Kein Bereich an der Zahnform liegt über 30µm und unterhalb −30µm. Im Vergleich zur Frontzahnform zeigt sie damit einen leichten Vorteil, bezogen auf die Digitalisiergenauigkeit.

Im Fall des Etkon Systems sind die Abweichungen sehr gering und wenig ausgeprägt, sodass sie vernachlässigbar sind.

Das **System 3Shape D 250** ist mit mittleren Abweichungen von -17µm bis +25µm für die Frontzahnform als akzeptabel einzustufen. Die qualitative 3D-Analyse zeigt eine kritischere Bewertung.

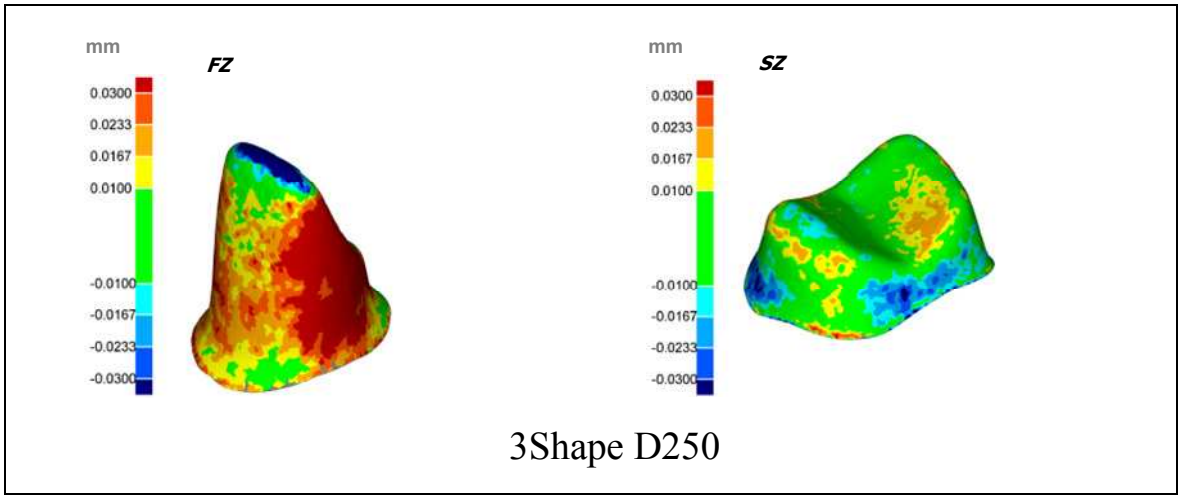


Abbildung 25: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems 3Shape D250. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung).

Die Frontzahnform ist an der Präparationsgrenze und an der Oberfläche zirkumferent vergrößert dargestellt. Die mesialen beziehungsweise distalen Approximalbereiche zeigen deutliche (rot), vergrößert dargestellte Bereiche (bis zu ca. 70µm (siehe Tabelle 8)). Die Inzisalkante zeigt deutliche (dunkelblau) Abweichungen in den negativen Bereich (bis ca. –63µm, siehe Tabelle 8). Der Stumpf wird somit kürzer und breiter dargestellt. Dies spiegelt sich auch in der hohen prozentualen Abweichung der Datenpunkte an der Gesamtdatenpunkteanzahl wieder. Ca. 35% der Datenpunkte welche zur Messung herangezogen wurden befinden sich über 30µm (siehe Tabelle 9 und 10). Die prozentuale Abweichung der Systeme Kavo Everest und Etkon ES1 liegen vergleichsweise bei ca. 0%. Das System 3Shape D250 ist für die getestete Frontzahnform daher als kritisch zu beurteilen.

Bei der Seitenzahnform zeigt sich ein anderes Bild. Die mittleren Abweichungen bei der Seitenzahnform befinden sich zwischen -12µm und +13µm und sind als gut einzustufen. Die Approximalflächen zeigen eine verkleinerte Darstellung der Seitenzahnform die Bereiche an der Präparationsgrenze ebenfalls. Allerdings befinden sich nur wenige Flächenbereiche unterhalb –30µm.

Die Okklusalfläche zeigt teilweise vergrößert und teilweise verkleinert dargestellte Bereiche mit geringen Größenänderungen.
Die prozentuale Abweichung dieser Bereiche befindet sich bei maximal 1%. Der Seitenzahn wird somit, bezogen auf die Digitalisiergenauigkeit, genauer/besser als der Frontzahn erfasst.

Das **System 3Shape D 640** zeigte gute mittlere Abweichungswerte mit +11µm bis -4µm für die Frontzahnform und +13µm bis -4µm für die Seitenzahnform. Alle Werte zeigen für beide Zahnformen eine etwa gleich gute Digitalisierungsqualität.

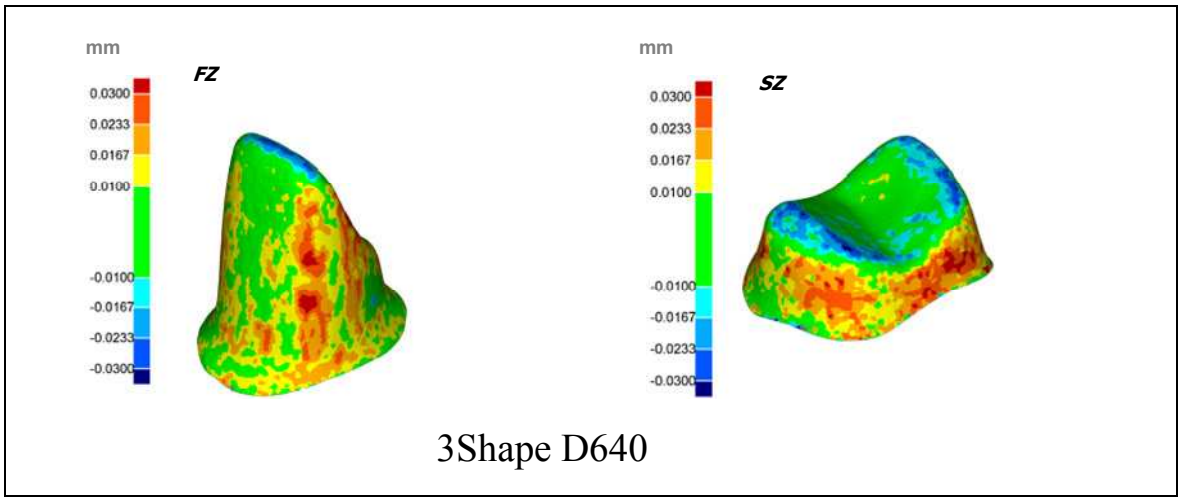


Abbildung 26: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems 3Shape D640. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbcodierter Darstellung)

Die Frontzahnform ist auch breiter und kürzer dargestellt wie beim System 3Shape D250 aber in einem viel geringeren Maß. Nur sehr wenige Bereiche zeigen Abweichungen über 30µm. Die negativen Abweichungen an der Inzisalkante befinden sich ebenfalls nur an wenigen Stellen unterhalb –30µm. Ihre prozentualen Abweichungen liegen bei maximal 2%. Die Seitenzahnform zeigt die gleichen Eigenschaften. Dieses System zeigt keine bevorzugte Zahnform und liefert für beide Zahnformen gute Digitalisierergebnisse.

Die Systeme **Lavascan und LavascanST** zeigten für die Frontzahnform gute mittlere Abweichungen zwischen +13µm und -6µm/-7µm. Vergleicht man die Farbkodierung für die Frontzahnformen beider Systeme, zeigt das Lavascan System eine bessere Digitalisierungsqualität. Wie bei allen anderen Systemen, liegt auch bei diesen beiden Systemen eine vergrößerte Darstellung in den Approximalbereichen vor und eine verkürzt dargestellte Stumpfhöhe. Bei dem Lavascan System sind diese Eigenschaften geringer ausgeprägt.

Für die Seitenzahnform ergaben sich für das Lavascan System mittlere Abweichungen von +6µm und -5µm. Diese Werte zeigen, auf die Digitalisierungsqualität bezogen, einen Vorteil der Seitenzahnform gegenüber der Frontzahnform. Das Lavascan System ist daher mit den Systemen Kavo Everest und Etkon ES1, bezogen auf die Seitenzahnform, als gleichwertig zu sehen. Bezogen auf die Frontzahnform ist es als gut einzustufen. Das LavascanST System zeigte für die Seitenzahnform mittlere Abweichungen zwischen +9µm und -12µm. Diese Werte sind in Bezug auf die Digitalisierungsqualität als gut zu bezeichnen und zeigen keinen Vorteil gegenüber der Frontzahnform. Betrachtet man jedoch die farbliche Darstellung, ist ein deutlicher Unterschied zu sehen. Die prozentuale Abweichung von Datenpunkten außerhalb der Toleranzgrenze von 30µm liegt bei der Frontzahnform bei ca. 4%. bei der Seitenzahnform beträgt sie hingegen ca. 0%.

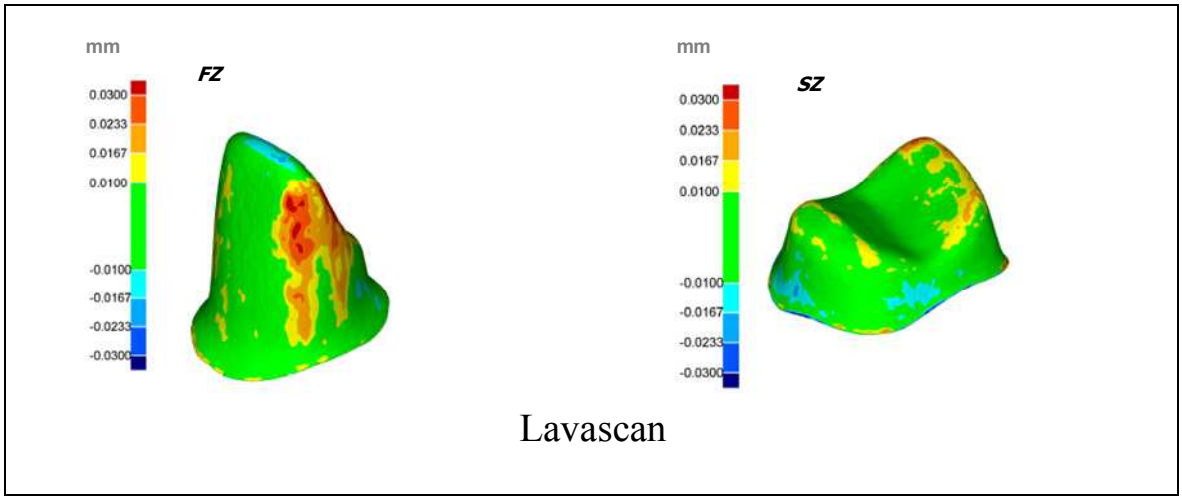


Abbildung 27: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Lavascan. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung)

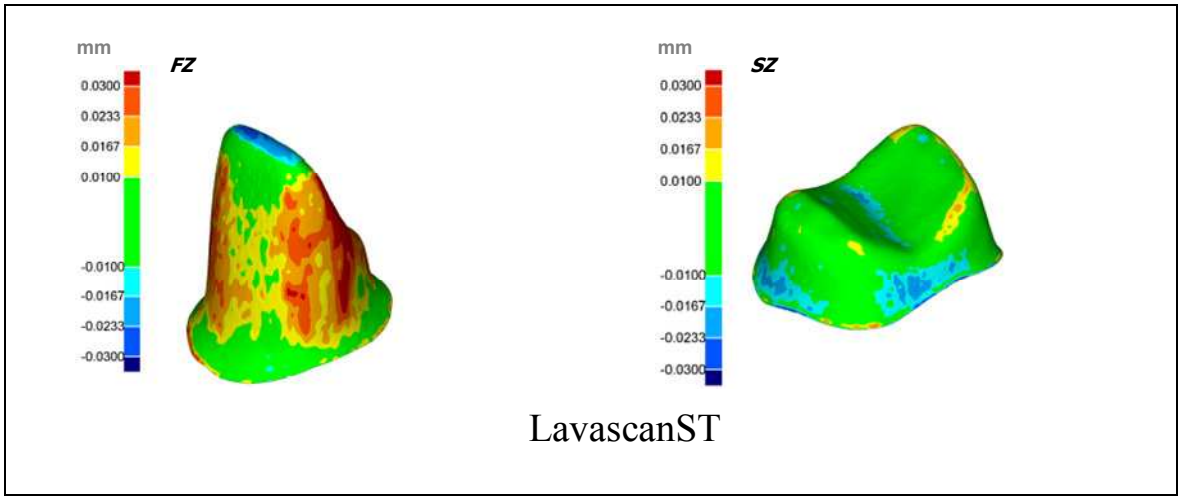


Abbildung 28: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Lavascan ST. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung)

Damit zeigt sich, bezogen auf die Digitalisierungsqualität, doch ein Vorteil der Seitenzahnform gegenüber der Frontzahnform. Zudem ist bei beiden Digitalisiersystemen die Seitenzahnform ähnlich wie beim System 3Shape D250 an den seitlichen Abhängen stellenweise verkleinert dargestellt wird. Einige okklusalen Anteile sind vergrößert dargestellt. Der Seitenzahnstumpf wird somit enger und höher wiedergegeben. Damit unterscheiden sich diese beiden Systeme in ihrer Seitenzahnformdarstellung von den Systemen Kavo Everest, Etkon ES1, 3Shape D640 und ZENO Scan S100.

Mit den Systemen **ODKM 97** und **ZENO Scan S100** zeigen sich zwei weiter Systeme mit guter bis sehr guter Digitalisierungsqualität. Das System ODKM ergab bei der quantitativen 3D-Analyse bei der Frontzahnform mittlere Abweichungen von +8 bis
-7µm. Die mittleren Abweichungen bei der Seitenzahnform lagen zwischen +7 und -11µm. Betrachtet man die farbkodierte Darstellung beider Zahnformen, fällt auf, dass die Frontzahnform wie bei allen anderen Systemen zuvor verbreitert und verkürzt wiedergegeben wird. Die Seitenzahnform dagegen ist verkleinert und erhöht wiedergegeben. Vergleicht man die prozentualen Abweichungen von der Toleranzgrenze bei beiden Zahnformen, zeigt sich ein leichter Vorteil der Frontzahnform (ca. 0%) gegenüber der Seitenzahnform (ca. 1%), in Bezug auf die Digitalisierungsqualität.

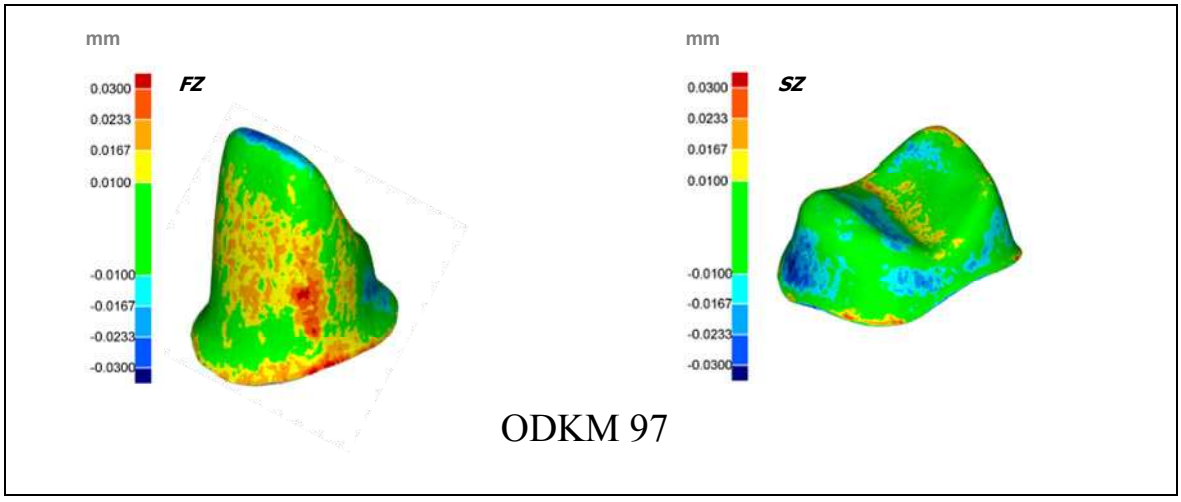


Abbildung 29: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems ODKM 97. (FZ =Frontzahnform und SZ= Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung)

Das System ZENO Scan S100 ergab mit einem Bereich von +12µm und -10µm/-11µm in etwa die gleichen mittleren Abweichungen für die beide Zahnformen. Dieses System zeigt die geringsten Unterschiede zwischen den mittleren Abweichungen bei den Zahnformen.

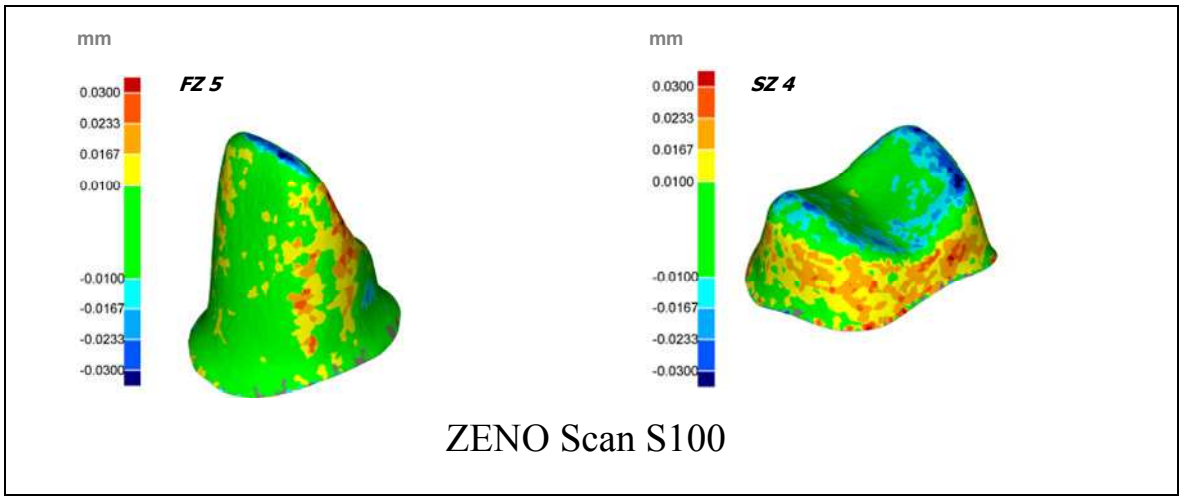


Abbildung 30: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems ZENO Scan S100. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung)

Beide Zahnformen sind vergrößert und verkürzt dargestellt. Ihre prozentualen Abweichungen von Toleranzgrenze liegen bei beiden Zahnformen bei ca. 1%. Dieses System ist bezogen auf die Qualität der Digitalisierung als gut zu bewerten und bevorzugt keine der beiden Zahnformen.

Mit Werten von -36µm bis +41µm lag das System **Digiscan mit Vorsatzlinse** bei der Seitenzahnform über ±30µm. Diese Werte sind bezogen auf die Digitalisierungsqualität von Seitenzahnformen als mangelhaft einzustufen Die maximal positiven und negativen Abweichungen befanden sich bei diesem System, bei der Seitenzahnform bei 104µm und -110µm. Die farbkodierte Darstellung zeigt eine flächenhaft deutlich verengt und erhöht dargestellte Zahnform. Die prozentualen Abweichungen befinden sich im Positiven (>30µm) bei ca. 16% und im Negativen (<-30µm) bei ca. 29%. Diese Werte zeigen die am stärksten abweichenden Prozentwerte für die Seitenzahnform.

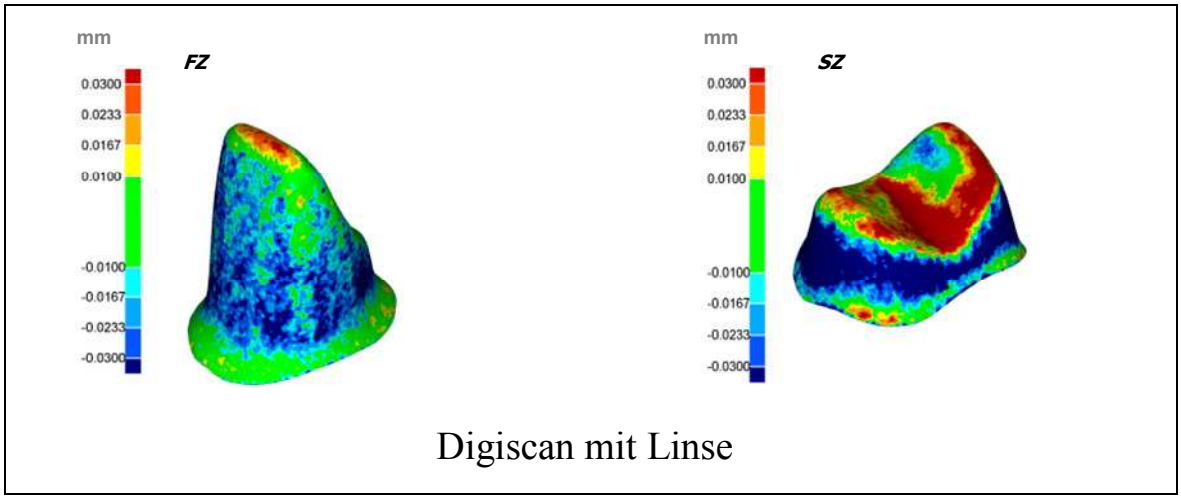


Abbildung 31: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Digiscan mit Linse. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung)

Die Frontzahnform ergab mit +18µm bis –23µm deutlich bessere Werte bezogen auf die mittlere Abweichung. Die Frontzahnform ist ebenfalls relativ stark verengt und verlängert dargestellt. Sie zeigt mit einer prozentualen Abweichung für den negativen Bereich mit ca. 22% ebenfalls bedenkliche Digitalisierungsqualität.
Die Digitalisierungsqualität für die Frontzahnform bei diesem System, ist deutlich besser einzustufen als für die Seitenzahnform. Aufgrund der eigenen Messwerte und Vergleiche mit den Messwerten anderer Systeme ist die Digitalisierungsqualität als kritisch zu sehen. Es ist jedoch anzumerken, dass diese Sonderform des Digiscan Systems im Rahmen der CAD/CAM-Fertigung nicht zum Einsatz kommt. Die Zoom-Vorsatzlinse sollte eine Verbesserung der Datenqualität erzielen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen keine Verbesserung.

Das System **Digiscan**, ohne die Modifikation der Vorsatzlinse, zeigte mittlere Abweichungen von +16µm bis –13µm für die Frontzahnform. Für die Seitenzahnform befanden sich die mittleren Abweichungen zwischen +11µm und –12µm. Obwohl die mittleren Abweichungen bei der Frontzahnform gute Werte aufzeigen, muss auch in diesem Fall die Digitalisierungsqualität dieses Systems für die Frontzahnform kritisch beurteilt werden. Der Frontzahnstumpf zeigt sich wie auch bei der modifizierten Form dieses Digitalisiersystems deutlich verengt und teilweise erhöht. Grund dafür ist die hohe Anzahl an Datenpunkten (ca. 26%), die sich außerhalb der Toleranzgrenze von -30µm befinden.

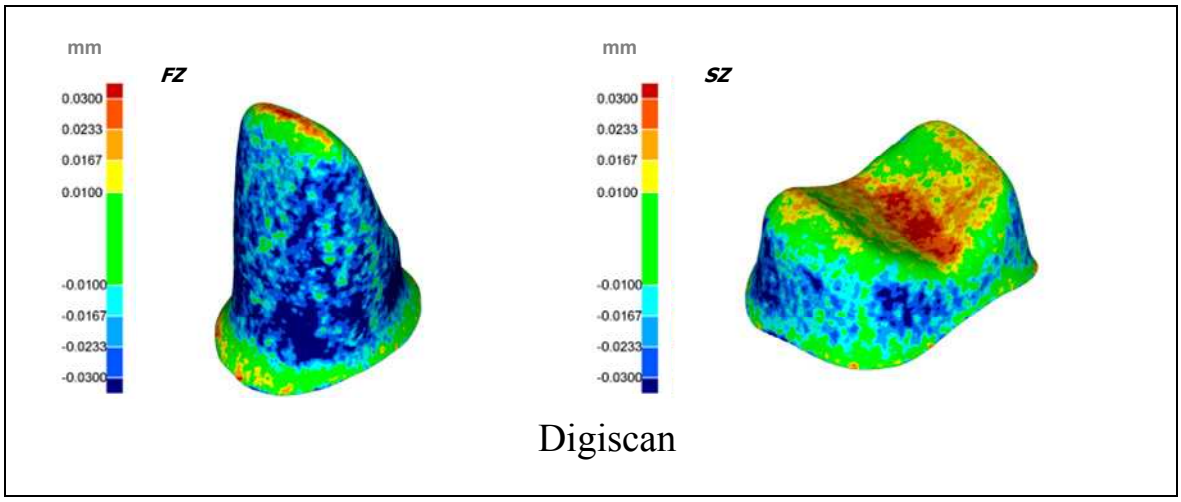


Abbildung 32: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Digiscan. (FZ =Fronzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung)

Bei der Seitenzahnform zeigt sich ebenfalls eine verengte und erhöhte Darstellung der digitalisierten Zahnform. Die prozentualen Abweichungen für den positiven und negativen Bereich sind mit ca. 2% und ca. 6%. noch akzeptabel. Bei diesem System zeigt sich damit ein deutlicher Vorteil der Seitenzahnform gegenüber der Frontzahnform. Dieses System ist für Digitalisierungen von Seitenzahnformen geeignet. Für Frontzahnformen ist es weniger gut geeignet.

4.3 Schlussfolgerungen

In einer Dissertationsschrift von *Loos* im Jahr 2008 wurden intraorale und extraorale Digitalisierungen vergleichend Untersucht. Die extraoralen Digitalisierungen wurden mit dem Digiscan System durchgeführt welches auch hier getestet wurde. Die Messungen ergaben mittlere Abweichungen zwischen 9 und 19µm und bestätigen somit die Messungen dieser Studie für das Digiscan System. Sie zeigten bessere Messwerte als die intraorale Digitalisierung. Bei der intraoralen Digitalisierung kam es zu Werten zwischen ±26µm und ±81µm welche für Einzelzahnrestaurationen als akzeptabel befunden wurden [25]. Die höchste Präzision der Systeme ist im Bereich der Flächigen Anteile vorzufinden und bestätigt diese Erkenntnis aus einer Studie von *Persson et al* aus dem Jahr 2008 [31].

Deswegen lässt sich anhand dieser quantitativen und qualitativen 3D-Analyse sagen, dass alle zehn Systeme, mit Ausnahme des Digiscansystems mit Linse, bei der Seitenzahnform, ihren Platz bei der Herstellung von Einzelzahnrestaurationen im Rahmen von CAD/CAM-Verfahren, einnehmen.

Bei den Systemen Kavo Everest, Etkon ES1, 3Shape D 250, Lavascan und Digiscan erweist sich die Seitenzahnform als besser geeignet; bei dem System ODKM 97 die Frontzahnform. Die Systeme LavascanST, 3Shape D 640 und ZENO Scan S100 zeigen keine bevorzugte Zahnform. Das System Digiscan mit Linse ist nur für die Frontzahnform geeignet. Der Einfluss der Zahnform auf die Digitalisiergenauigkeit der Systeme spiegelt sich auch in den Boxplot-Diagrammen der statistischen Auswertung, für die mittleren Abweichungen wieder. Auch hier sind die Unterschiede zwischen Front und Seitenzähnen der einzelnen Systeme herauszulesen. Außerdem ist festzustellen, dass die Systeme Etkon ES1, Kavo Everest, 3Shape D250, 3Shape D640, Lavascan, LavascanST, ODKM 97 und ZENO Scan S100 die Frontzahnformen vergrößert und verkürzt darstellen. Die Systeme Digiscan und Digiscan mit Linse zeigen eine verkleinerte, verlängerte Darstellung. Die Seitenzahnformen werden von den Systemen Etkon ES1, Kavo Everest, 3Shape D640 und ZENO Scan S100 vergrößert und verkürzt dargestellt. Bei den restlichen Systemen ist es umgekehrt. Vergrößerte und/oder verkleinerte Darstellungen von Stümpfen müssen bei der Fertigung von festsitzendem Zahnersatz durch CAD/CAM-Verfahren beachtet werden.

Dies gilt besonders bei großen Abweichungen. Große Abweichungen liegen bei den Systemen 3Shape D250 (Frontzahnform ca. 35%), Digiscan (Frontzahnform ca. 26%) und Digiscan mit Linse (Frontzahnform ca. 22%, Seitenzahnform ca. 29%) vor.

Man könnte somit bei diesen Systemen beziehungsweise Zahnformen versuchen, den vergrößerten oder verkleinerten digitalen Darstellungen durch Einstellungen am CAM-Verfahren, entgegenzuwirken.

Es kann behauptet werden, dass sowohl die angewendeten Systeme, als auch die Zahnform einen Einfluss auf die Digitalisierung nehmen. Beim System Digiscan sollte auf die Modifikation mit der Linse verzichtet werden da die Ergebnisse ohne Linse bessere Werte aufzeigen. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Systemen sind sowohl auf die Zahnform als auch auf die Systeme zurückzuführen. Die Hypothese, dass die einzelnen Systeme sich, bezogen auf die Präzision der Digitalisierung, systemabhängig und zahnformabhängig unterscheiden kann somit bestätigt werden.

Bei den getesteten Digitalisiersystemen kamen verschiedene Digitalisierverfahren zum Einsatz. Die Genauigkeit der Digitalisierverfahren (Etkon ES1-Laserlichtschnittverfahren, ZENO Scan S100-Laserpunkttriangulation), Kavo Everest-Weißlicht-Streifenprojektion) welche von den verschiedenen Systemen angewendet werden, hängt von verschiedenen Faktoren ab. Mit dem Abstand der Objektoberfläche zum Sensor, dem Triangulationswinkel, der Oberflächenbeschaffenheit des Objekts und der Auflösung der CCD Kamera seien nur einige genannt [5].

Das Zusammenspiel und die Abstimmung aller Faktoren ergeben das digitale Abbild des zu vermessenden Objekts. Die Systeme Etkon ES1 (Laserlichtschnitt-Triangulation) und Kavo Everest (Weißlicht-Streifenprojektion) zeigen somit die beste Abstimmung dieser Faktoren, unabhängig vom angewandten Verfahren.

Unterschiede der Digitalisiersysteme bezogen auf ihre Messprinzipien (Laserlichtschnitt, Laserpunkttriangulation, Streifenlichttriangulation) sind anhand dieser Studie als nicht entscheidend für die Digitalisiergenauigkeit zu bewerten. Viel entscheidender dürfte die Abstimmung der einzelnen Komponenten im Digitalisiersystem sein.

Es gibt Unterschiede zwischen den sehr gut eingestuften Systemen Kavo Everest und Etkon ES1 und den Systemen 3Shape D 640, ODKM, Lavascan, LavascanST und ZENO Scan S100. Diese Unterschiede zeigen eine Abweichung von ±6µm zum sehr guten Bereich.

Die Systeme Digiscan und 3Shape D 250 als noch zu nennende Systeme zeigen größere Unterschiede zu den beiden sehr gut eingestuften Systemen.

Die Systeme 3Shape D 250 und 3Shape D640 bedienen sich ebenfalls dem Prinzip der Laserlichtschnitt-Triangulation. Obwohl das gleiche Prinzip angewendet wird, wie beim System Etkon ES1 kommt es zu unterschiedlichen Digitalisierungsqualitäten. Das System Kavo Everest arbeitet nach dem Prinzip der Weißlicht-Streifenprojektion. Die Systeme Lavascan, LavascanST, ODKM 97 und Digiscan nutzen das Digitalisierprinzip. Auch bei diesen Digitalisiersystemen kommt es trotz gleicher Messprinzipien zu unterschiedlichen Digitalisierergebnissen.

Die Ursache für die unterschiedliche Genauigkeit der Digitalisierungssysteme kann somit nicht im angewendeten Messprinzip liegen. Beachtet man die vom Hersteller angegebenen technischen Daten, so ergeben sich für jedes System unterschiedliche Angaben (siehe Kapitel 2.3). Diese Tatsache lässt annehmen, dass die technische Ausstattung (z. B. Auflösungsvermögen der CCD-Kamera) der einzelnen Digitalisiersysteme, die Anordnung und Abstimmung dieser Komponenten und der Messvorgang selbst, als Ursache für die verschiedenen Digitalisierqualitäten in Frage kommen.

5. Zusammenfassung

Aufgrund der Forderung nach Kostensenkung im Gesundheitswesen im Bereich der Zahnheilkunde und zur Umgehung handwerklich-manueller Fehler bei der Herstellung von Zahnersatz, gewinnen *Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing*- Systeme in der Zahnmedizin immer mehr an Bedeutung. Grundlage für die Fertigung von festsitzendem Zahnersatz mittels CAD/CAM-Verfahren ist die präzise Digitalisierung der klinischen Situation. Mittlerweile gibt es zahlreiche Anbieter für CAD/CAM-Systeme, die in der Zahnheilkunde angewendet werden. Nicht alle dieser Systeme nutzen das gleiche Digitalisierverfahren.

In der vorliegenden in-vitro-Studie wurden zehn Systeme quantitativ und qualitativ auf ihre Digitalisiergenauigkeit untersucht. Dabei wurde auch der Einflussfaktor Zahnform miteinbezogen und bewertet. Von zwei präparierten Zähnen, einem Front- und einem Seitenzahn wurde dazu jeweils ein CAD-Computermodell erstellt. Anhand dieser CAD-Modelle wurden zugehörige Stümpfe aus Dispersionskeramik über eine CAM-Einheit angefertigt. Die Keramikstümpfe wurden erneut digitalisiert und aus den Daten CAD-Mastermodelle erstellt. Außerdem wurden von den Keramikstümpfen Gipsduplikate hergestellt. Für jedes Digitalisiersystem wurden fünf identische Front- und Seitenzahnduplikate bereitgestellt und digitalisiert. Die erhaltenen Digitalisierdaten wurden dann den entsprechenden CAD-Mastermodellen zugeordnet und mit diesen verglichen.

Die quantitative Auswertung der Daten zeigte unabhängig von der Zahnform mittlere Abweichungen, von ±4–41µm für alle Systeme. Diese Streubreite erlaubte eine Einteilung der Systeme in „sehr gut“, „gut“ und „ausreichend“. „Sehr gut“ waren die Systeme Kavo Everest und Etkon ES1, „gut“ eingestuft, die Systeme 3Shape D 640, ZENO Scan S100, ODKM 97, Lavascan, LavascanST und Digiscan und „ausreichend“, die Systeme Digiscan mit Linse und 3Shape D 250. In Abhängigkeit von der Zahnform zeigten sich für den Frontzahn Werte von ±4–25µm. „Sehr gut“ waren die Systeme ODKM 97, Etkon ES1, Kavo Everest, „gut“ waren die Systeme, 3Shape D 640, ZENO Scan S100, Lavascan, LavascanST, Digiscan und „ausreichend“, die Systeme, Digiscan mit Linse, 3Shape D 250. Für den Seitenzahn zeigten sich Werte im Bereich von ±4–41µm. Etkon ES1, Kavo Everest, Lavascan lagen im „sehr guten“ Bereich.

Alle weiteren Systeme mit Ausnahme des Digiscansystems mit Linse lagen im „guten“ Bereich. Das Digiscansystem mit Linse war mit Werten ±36–41µm als nicht mehr „ausreichend“ einzustufen.
Qualitativ wurden die unterschiedlichen Systeme anhand von farbkodierten Bildern bewertet. Diese zeigten, wie auch die quantitative Auswertung, Unterschiede zwischen den Systemen und zwischen den Zahnformen innerhalb eines Digitalisiersystems. Die Systeme Etkon ES1, Kavo Everest, 3Shape D250, 3Shape D640, Lavascan, LavascanST, ODKM 97 und ZENO Scan S100 stellen die Frontzahnform vergrößert und verkürzt dar und die Systeme Digiscan und Digiscan mit Linse hingegen verkleinert und verlängert. Die Seitenzahnform wurde von den Systemen Etkon Es1, Kavo Everest, 3Shape D640 und ZENO Scan S100 vergrößert und verkürzt dargestellt, die Systeme 3Shape D250, Lavascan, LavascanST, ODKM 97, Digiscan mit Linse und Digiscan dagegen verkleinert und verlängert. Eine Abweichung von Datenpunkten über einer Toleranzgrenze von ±30µm pro Zahnform und pro System wurde auch in die Bewertung der Systeme miteinbezogen.
Bei gemeinsamer Betrachtung aller Ergebnisse lässt sich folgende Einschätzung treffen: Die Systeme Kavo Everest und Etkon ES1 zeigen sehr gute Digitalisierergebnisse für beide Zahnformen. Beide Systeme zeigten geringfügig vergrößerte und verkürzte Zahnformen. Die Systeme 3Shape D640, ZENO Scan S100, Lavascan, LavascanST und ODKM 97 zeigten sehr gute bis gute Digitalisierergebnisse mit vergrößerten und verkürzten Frontzahnformen und teilweise verkleinerten und verlängerten Seitenzahnformen. Diese Systeme sind alle als CAD/CAM-geeignet zu sehen. Für das System 3Shape D250 trifft dies nur auf die Seitenzahnform zu. Eine große Abweichung der Datenpunkte über der Toleranzgrenze von 30µm und die farbkodierte Darstellung der Frontzahnform führen zu einer kritischen Bewertung dieses Systems bei Digitalisierungen von Frontzahnformen. Gleiches gilt für das Digiscan System. Hier lag ein großer Anteil der gemessenen Datenpunkte außerhalb der -30µm Toleranzgrenze. Dies spiegelte sich auch in der farbcodierten Darstellung wieder. Als einziges System weist das Digiscan System mit Vorsatzlinse keine ausreichende Digitalisierqualität für die Seitenzahnform auf. Die kritischen Werte der quantitativen Auswertung sowie die farbkodierte Darstellung der Zahnform und die Abweichung der Datenpunkte von der Toleranzgrenze, erlauben dieses Urteil.

6. Literaturverzeichnis

1. Becker J: CAD/CAM in der Zahnmedizin Teil II. ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt 105: 188-192 (1996)

2. Becker, J. CAD/CAM in der Zahnmedizin Teil I. ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt 105: 119-125 (1996)

3. Bindl A, Mörmann W H : Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 32: 441-447 (2005)

4. Bollmann F, Dirksen D, Koslow J, Saulin V, von Bally G: 3D-Koordinatenerfassung mittels computergestützter Profilometrie für zahnmedizinische Modellanalysen. Dtsch Zahnärztl Z 52: 105-108 (1997)

5. Breuckmann B: Bildverarbeitung und optische Messtechnik in der industriellen Praxis: Grundlagen 3D Messtechnik, Farbanalyse, Holografie und Interferometrie mit zahlreichen praktischen Applikationen. Breuckmann B., Halbauer F, -(Hrsg). Franzis, München (1993).

6. Cayouette MJ, Burgess J O, Jones R E Jr., Yuan C H: Tree dimensional analysis of dual arch impression trays. Quinessence Int 34:189-198 (2003)

7. Corso M, Abanomy A, Di Canzio J, Zurakowski D, Morgano SM: The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl slioxane and polyether impression materials. J Prosthet Dent 79: 626 (1998)

8. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH: Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. J Dent Res 82: 438-442 (2003)

9. DIN1319-1. Grundlagen der Messtechnik-Teil 1: Grundbegriffe. Deutsches Institut für Normung e.V. –(Hrsg). Beuth, Berlin (1995)

10. DIN1319-4. Grundlagen der Messtechnik-Teil 4: Auswertung von Messungen, Messunsicherheit. Deutsches Insitut für Normung e.V. –(Hrsg). Beuth, Berlin (1999).

11. DIN-EN-ISO10360-4. Annahmeprüfung und Bestätigungprüfung für Koordinatenmessgeräte (KMG)-Teil 4: KMG im Scanningmodus. Deutsches Institut für Normung e.V. –(Hrsg). Beuth, Berlin (2003).

12. DIN-EN-ISO6873. Dental gypsum products. Deutsches Institut für Normung e.V. –(Hrsg).: Beuth, Berlin (1998).

13. Dirksen D, Runte C, Böröcz Z, Thomas C, von Bally G, Bollmann F: Three-dimensional quantification of color marked occlusal paths on anatomically oriented casts. J Prosthet Dent 85: 156-161 (2001)

14. Eichler J, Eichler H J: Laser: Bauformen, Strahlführung, Anwendungen. Kapitel 1. Licht, Atome, Moleküle, Festkörper. 6. Auflage, Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 1 (2006)

15. Federick DR, Caputo A: Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials. J Am Dent Assoc 128: 183-188 (1997)

16. Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD: Der Einfluss verschiedener Abformtechniken au die Dimensionstreue von Modellstümpfen. Dtsch Zahnärztl Z 56: 35-38 (2001)

17. Frankowski G: Optische 3D Messtechnik für Forschung und Produktion mit digitaler Mikrospiegel-Streifenprojektion. Fachtagung : Qualitätssicherung durch Messtechnik und Bildverarbeitung; Steyr Österreich (28.–29.04. 1999)

18. Häusler G, Ettl P: Über die kluge Auswahl und Anwendung optischer Sensoren. Photonik. Fachzeitschrift für optische Messtechnik 5: 58-61 (2004)

19. Hof A, Hanßen A, Küchel M, Schütz J: Streifenprojektionsmethoden in der 3D Messtechnik. VDI Bericht 1006: 67-80. Düsseldorf (1992)

20. Horn E, Kiryati N: Toward optimal structured light patterns. Image and Vision Computing 17: 87-97 (1999)

21. Klein H, Weck M: Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. In: Adam W, Pritschow G, Uhlmann E (Hrsg) Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme. VDI Verlag Düsseldorf, S 85-100 (2000)

22. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S: Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. J Oral Rehabil 32: 526-530 (2005)

23. Kugel G, Swift E Jr., Soerensen JA, Tucker JH, Dunne JTJr.: A prospective clinical evaluation of electronically mixed polyvinyl siloxane impression materials; results from the prosthetic “Super Study”-a consumer evaluation. Compend Contin Educ Dent Suppl 24: 3-21 (1999)

24. Lee IK, DeLong R, Pintado MR, Malik R: Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. Oper Dent 20, 246-252 (1995)

25. Loos, R. Vergleichende Untersuchung extraoraler und intraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit Cerec 3D. Med. Dissertation, Technische Universität Dresden (2008).

26. Luthardt R: Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 59: 372-380 (2004)

27. Luthardt R, Kühmsted P, Walter M H: A new method for the computer aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. Dent Mater 19: 19-24 (2003)

28. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schöne C, Quaas S, Walter M: Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAN technology. Int J Comput Dent 5: 165-176 (2002)

29. Mandikos MN: Polyvinyl siloxane impression materials: An update on clinical use. Aust Dent J 43: 428-434 (1998)

30. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR: Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 80: 394-404 (1998)

31. Persson AS, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Eglund G: Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. Dent Mater 24: 1123–1130 (2008)

32. 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)

33. Persson M, Andersson M, Bergman B: The accuracy of a high precision digitizer for CAD/CAM crowns. J Prosthet Dent 74: 223-229 (1995)

34. Peters M, Delong R, Pintado R, Pallesen U, Qvist V, Douglas WH: Comparison of two measurement techniques for clinical wear. J Dent 27:S. 479 (1999)

35. Pfeiffer J: Dentale CAD/CAM Technologien: Der optische Abdruck (Teil 1). Int J Comput Dent 1: 29-33 (1998)

36. Pfeiffer J, Schwotzer A: Dreidimensionale optische Vermessung von Zähnen. TM-Technisches Messen 63: 254-261 (1996)

37. Phillion D W: General methods for generating phaseshifting interferometry algorithms. Applied Optics 36: 8098–8115 (1997)

38. Quaas S, Sporbeck H, Luthardt R: Analyse der Digitakisiergenauigkeit von Gesamtmodellen bei Mehrfachmessung. Deutsch Zahnärztl Z 58: 543-545 (2003)

39. Quaas S: Ein Überblick: CAD/CAM –gestützte Fertigungsverfahren. Zahntechnik Wirtschaft Labor 3: 18-22 (2010)

40. Randall RC, Wilson MA, Setcos JC, Wilson NH: Impression materials and techniques for crown and bridgework: a survey of undergraduate teaching in the UK. Eur J Prosthodont Restor Dent 6: S. 75 (1998)

41. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U: Marginal fit of heat pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. Oper Dent 33: 644-650 (2008)

42. Rudolph H: Einfluss der Digitalisierung und Flächenrückführung auf die erreichbare Präzision beim Einsatz dentaler CAD/CAM-Technologie. Med. Dissertation Technische Universität Dresden (2004)

43. Rudolph H., Quaas S., Luthardt R.: Matching Point Clouds: Limits and Possibilities. Int J Comput Dent 5: 2-3 (2002)

44. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH: Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. Comput Biol Med 37: 579-587 (2007)

45. Schwänke H, Wäldele F, Wendt K: Überwachung und Messunsicherheit von optischen 3-D-Meßsystemen. GMA-Bericht 30, DGZfP-VDI/VDE-GMA Fachtagung Optische Formerfassung: 271-280 (Langen 28.–29.04.1997)

46. Schwider J, Falkenstörfer O, Schreiber H, Zöller A, Streibl N: New Compensating 4-Phase-algorithm for Phase Shifting Interferometry. Phys. Inst. Universität Erlangen-Nürnberg, Lehrstuhl Angewandte Optik, Dissertation (1993).

47. Seelbach P, Rehmann P, Schierz S, Wöstmann B: Die digitale Abformung – ein Wegweiser in die Zukunft? ZAHN PRAX 13: 242-247 (2010)

48. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT2nd, Hoijitra S, Brown DT, Andres CJ: Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. J Prsthodont 11: 98-108 (2002)

49. Update. Digitale Abformung; ein weiterer Schritt in die digitale restaurative Zahnheilkunde. DIGITAL DENTAL NEWS 2: 52-53 (2008)

50. Update. Erprobepraxen starten digitale Abformung. DIGITAL DENTAL NEWS 2: 66-67 (2008)

51. Van der Zel J M: Scanner-Wo liegen die Grenzen? Team Work, Journal of Multidisciplinary Collaboration in Prosthodontics 6: S.365 (2003)

52. Van der Zel M J: Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebnis und dessen Qualität. DIGITAL DENTAL NEWS 1: 6-12 (2007)

53. VDI/VDE2617. Part5-Accuracy of coordinate measuring machines-Parameters and their reverification-Interim Check with artefacts. VDI/VDE-Gesellschaft Mess und Automatisierungstechnik –(Hrsg) Düsseldorf (2001)

54. VDI/VDE2617.Part 2.2-Accuracy of coordinate measuring machines-Parameters and their reverification, Form measurement. VDI/VDE-Gesellschaft Mess und Automatisierungstechnik –(Hrsg) Düsseldorf (2000)

55. Vlaar S T, Van der Zel J M: Accuracy of dental digitizers. Int Dent J 56: 301–309 (2006)

56. Windecker R, Fleischer M, Tiziani HJ: Three-dimensional topometry with stereo microscopes. Optical Engineering 36: 3372–3376 (1997)

57. Windecker R, Tiziani HJ: Topometry of technical and biologicalobjects by fringe projection. Applied Optics 34: 3644–3650 (1995)

58. Wolf H: Absolute Moiremesstechnik zur Formerfassung nicht notwendigerweise stetiger Oberflächen. 5.ABW-Workshop Technische Akademie Esslingen (20.–21.01.1998)

59. Wolf, H. Schnelle 3-dimensionale Bilderfassung mit dem codierten Lichtansatz. VDI-Berichte 939: 393–398 (1992)

60. Ziegler M: Digitale Abformung in reproduzierbar hoher Genauigkeit. Int J Comput Dent 12: 159-163 (2009)

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: CAD/CAM – Prozesskette (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing = Computergestützte Gestaltung/Konstruktion und Fertigung von Objekten): Schematische Darstellung. 4
Abbildung 2: Lasertriangulation – vereinfachtes Schema. 12
Abbildung 3: Laserlichtschnitt-Triangulation – vereinfachte Darstellung. 12
Abbildung 4: Streifenprojektion mit strukturiertem Licht – vereinfachte Darstellung. 14
Abbildung 5: Darstellung einer Graycode Sequenz 16
Abbildung 6: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus: Gipsduplikate der Prüfstümpfe werden digitalisiert und den CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Flächenmodellen zugeordnet. Als Ergebnis erhält man zwei farbkodierte 3D-Darstellungen der Stumpfmodelle. 26
Abbildung 7: Modifizierter Rim-Lock-Löffel 27
Abbildung 8: Abformung im individualisierten Rim-Lock-Löffel 28
Abbildung 9: Ausgehärtete Gipsstümpfe 29
Abbildung 10: CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Modelle im STL Format (Stereolitography Interface Format: Ursprüngliches CAD Datenformat welches in ASCII (American Standard Code for Information Interchange = Amerikanischer Standardcode für den Informationsaustausch) oder in binärer Form vorkommen kann; beschreibt Punktewolken als vernetzte, triangulierte Fläche)(links) . CAD-Modelle nach Umwandlung aus dem STL Format in das ASC Format (s.o.)(rechts). 32
Abbildung 11: Graphische Darstellung einer Datenzuordnung. Ermittlung der Wurzel des quadratischen Mittels (RMS) als Zuordnungsgenauigkeit. Die Wurzel des quadratischen Mittels (RMS) ist hier als durchschnittlicher Fehler gekennzeichnet (rote Markierung). 34
Abbildung 12: Graphische Darstellung über den Ablauf einer 3D-Analyse mit Geomagic Qualify 36
Abbildung 13: Ergebnis einer 3D-Analyse mit Geomagic Qualify 46

Abbildung 14: Farbliche Darstellung beider Zahnformen (Frontzahnform FZ links und Seitenzahnform SZ rechts) nach 3D-Analyse für das jeweilige Digitalisiersystem 52
Abbildung 15: Farbliche Darstellung der Zahnformen von Systemen aus Kategorie I am Beispiel des Systems Etkon ES1. FZ= Frontzahn, SZ =Seitenzahn. Farbskala ist in mm angegeben. Die farblichen Segmente zeigen die Abweichungen im entsprechenden Bereich zum jeweiligen CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Mastermodell, in mm. 53
Abbildung 16: Farbliche Darstellung der Zahnformen von Systemen aus Kategorie II am Beispiel des Systems ZENO Scan S100. FZ =Frontzahn, SZ =Seitenzahn. Farbskala ist in mm angegeben. Die farblichen Segmente zeigen die Abweichungen im entsprechenden Bereich zum jeweiligen CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Mastermodell, in mm. 53
Abbildung 17: Farbliche Darstellung der Zahnformen von Systemen aus Kategorie III am Beispiel des Systems Digiscan mit Linse. FZ =Frontzahn, SZ =Seitenzahn. Farbskala ist in mm angegeben. Die farblichen Segmente zeigen die Abweichungen im entsprechenden Bereich zum jeweiligen CAD (Computer Aided Design = computergestützte Gestaltung/Konstruktion) – Mastermodell, in mm. 54
Abbildung 18: Maximal-positive Abweichungen von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen der einzelnen Systeme: der Wertebereich befindet sich zwischen 20 und 120 µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Auffälligkeiten zeigt das System Digiscan mit Linse. 62
Abbildung 19: Mittlere positive Abweichungen von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereich befindet sich zwischen 0 und 70µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Auffälligkeiten zeigt ebenfalls das System Digiscan mit Linse. 63

Abbildung 20: Mittlere negative Abweichungen von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereich befindet sich zwischen 0 und -60µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Das System Digiscan mit Linse zeigt vor allem im Seitenzahnbereich eine deutliche Abweichung zu den restlichen Systemen. 64
Abbildung 21: Maximal-negative Abweichungen von/zwischen Fronzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereiche befinden sich zwischen 0 und -180µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen). Auffällig hohe Werte erneut beim System Digiscan mit Linse. 65
Abbildung 22: RMS (Wurzel des quadratischen Mittels) von/zwischen Frontzahnformen und Seitenzahnformen: Wertebereiche befinden sich zwischen 0 und 100µm. Frontzahn ist blau markiert, Seitenzahn gelb. N kennzeichnet die Anzahl der untersuchten Zahnformen (5 Frontzahnformen und 5 Seitenzahnformen) 66
Abbildung 23: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Etkon ES1. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung). 74
Abbildung 24: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Kavo Everest. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung). 74
Abbildung 25: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems 3Shape D250. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung). 76
Abbildung 26: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems 3Shape D640. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbcodierter Darstellung) 77
Abbildung 27: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Lavascan. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung) 79
Abbildung 28: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Lavascan ST. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung) 79

Abbildung 29: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems ODKM 97. (FZ =Frontzahnform und SZ= Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung) 80
Abbildung 30: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems ZENO Scan S100. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung) 81
Abbildung 31: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Digiscan mit Linse. (FZ =Frontzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung) 82
Abbildung 32: Isometrische Darstellung der 3D-Analyse des Systems Digiscan. (FZ =Fronzahnform und SZ =Seitenzahnform mit entsprechender farbkodierter Darstellung) 83

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gipsklassen und ihre Anwendung in der Zahntechnik/Zahnmedizin 6
Tabelle 2: Einteilung der Digitalisierverfahren nach dimensionalen Methoden (mechanisch und optisch). 17
Tabelle 3: Systemüberblick einiger intraoraler Digitalisiersysteme. 18
Tabelle 4: Verarbeitungszeiten, Abbindezeiten und intraorale Verweildauer der Abformmaterialien *Impregum Penta H Duo Soft* und *Impregum Penta L Duo Soft* (Herstellerangaben). 28
Tabelle 5: Anzahl der Punkte in der Punktewolke nach Datenzuordnung (best fit registration).Die blau markierten Felder zeigen die einzelnen Systeme. Darunter die jeweiligen Punktezahlen in der Punktewolke. Links, nummeriert von oben nach unten die Frontzahnformen (FZ 1-5) und Seitenzahnformen (SZ 1-5). 38
Tabelle 6: RMS Werte nach Datenzuordnung (Angabe in µm). Die Systeme sind blau markiert. Unterhalb der Systeme: Frontzahnformen FZ 1-5 und Seitenzahnformen SZ 1-5 mit den zugehörigen RMS Werten. Grün markiert sind Werte ≤ 10µm. 40
Tabelle 7: Anzahl der Punkte in den Meßpunktewolken bei einheitlichem Punkteabstand von 50µm. Blau markiert die einzelnen Systeme, darunter Punkteanzahl für die jeweilige Frontzahn-(FZ) und Seitenzahnform (SZ). 42
Tabelle 8: Ergebnisse der 3D Analyse nach Mittelwertberechnung der mittleren positiven, maximal positiven, mittleren negativen und maximal negativen Abweichungen der Front(FZ)- und Seitenzahnformen (SZ) der jeweiligen Digitalisiersysteme (blau markiert). Die Zahlenwerte sind in µm zu verstehen. Grün markiert sind Werte ≤ 10µm. 44
Tabelle 9: Prozentuale Abweichungen von Datenpunkten außerhalb der Toleranzgrenze von +30µm für die Front- und Seitenzahnform. Links blau markiert, die einzelnen Digitalisiersysteme, rechts, die zugehörigen Prozentwerte. Die kritischen Prozentwerte sind rot markiert. 47

Tabelle 10: Prozentuale Abweichungen von Datenpunkten außerhalb der Toleranzgrenze von -30µm für die Front- und Seitenzahnform. Links blau markiert, die einzelnen Digitalisiersysteme, rechts, die zugehörigen Prozentwerte. Die kritischen Prozentwerte sind rot markiert 48
Tabelle 11: Einteilung der einzelnen Systeme in drei Kategorien, bei gemeinsamer Betrachtung aller Messungen. Systeme sind blau markiert, jeweils darunter, Front(FZ)- und Seitenzähne(SZ) mit dem entsprechendem Wertebereich. 49
Tabelle 12: Einteilung der Systeme in drei Kategorien, bezogen auf dieZahnform Die systeme sind blau markiert. Darunter ist der entsprechende Wertebereich zu entnehmen. 50
Tabelle 13: Paarweiser Vergleich des Systems 3Shape D 250. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant. 56
Tabelle 14: Paarweiser Vergleich des Systems 3Shape D 640. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant 57
Tabelle 15: Paarweiser Vergleich des Systems ZENO Scan S100. (weitere Angaben zur Tabelle, s.o.) 57
Tabelle 16: Paarweiser Vergleich des Systems ODKM 97. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant 58
Tabelle 17: : Paarweiser Vergleich des Systems Lavascan. (weitere Angaben zur Tabelle, s.o.) 58
Tabelle 18: Paarweiser Vergleich, Systems LavascanST. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant 59
Tabelle 19: Paarweiser Vergleich des Systems Etkon ES1. (weitere Angaben zur Tabelle, s.o.) 59

Tabelle 20: Paarweiser Vergleich des Systems Digiscan mit Linse. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant 60
Tabelle 21: : Paarweiser Vergleich des Systems Kavo Everest. (weitere Angaben zur Tabelle, s.o.) 60
Tabelle 22: Paarweiser Vergleich des Systems Digiscan. Die Systeme sind blau unterlegt. Die p-Werte sind für das jeweilige System unter der entsprechenden Abweichung (Max.pos, Mw.pos, Max.neg, Mw.neg, RMS) angegeben. Keine Angabe = nicht signifikant 61

9. Anhang

System	Zahn	Lfd. Nr.	Maximal positive Abweichungen	Mittlere positiv Abweichungen	Mittlere negative Abweichungen	Maximal negative Abweichungen	SD	RMS
3Shape D 250	FZ	1	0,074	0,027	-0,020	-0,064	0,021	0,026
	FZ	2	0,065	0,023	-0,017	-0,063	0,019	0,022
	FZ	3	0,055	0,014	-0,008	-0,053	0,013	0,013
	FZ	4	0,083	0,032	-0,021	-0,071	0,023	0,031
	FZ	5	0,071	0,027	-0,020	-0,064	0,021	0,026
	SZ	1	0,044	0,010	-0,012	-0,036	0,013	0,011
	SZ	2	0,041	0,009	-0,011	-0,065	0,013	0,010
	SZ	3	0,057	0,018	-0,013	-0,061	0,018	0,016
	SZ	4	0,047	0,012	-0,011	-0,047	0,014	0,012
	SZ	5	0,047	0,016	-0,015	-0,047	0,018	0,016
3Shape D 640	FZ	1	0,049	0,013	0,008	-0,043	0,011	0,013
	FZ	2	0,038	0,012	-0,009	-0,033	0,010	0,011
	FZ	3	0,045	0,013	-0,007	-0,030	0,009	0,013
	FZ	4	0,036	0,009	-0,006	-0,039	0,009	0,008
	FZ	5	0,039	0,009	-0,007	-0,032	0,009	0,008
	SZ	1	0,042	0,008	0,007	-0,055	0,009	0,007
	SZ	2	0,056	0,014	-0,015	-0,074	0,018	0,014
	SZ	3	0,052	0,017	-0,014	-0,055	0,018	0,016
	SZ	4	0,041	0,014	0,011	-0,038	0,015	0,013
	SZ	5	0,043	0,014	-0,009	-0,055	0,013	0,013
ZENO Scan S100	FZ	1	0,046	0,015	-0,011	-0,042	0,012	0,015
	FZ	2	0,046	0,014	-0,010	-0,043	0,011	0,013
	FZ	3	0,037	0,013	-0,009	-0,036	0,010	0,012
	FZ	4	0,043	0,009	-0,006	-0,029	0,010	0,008
	FZ	5	0,043	0,008	-0,006	-0,038	0,009	0,008
	SZ	1	0,034	0,008	-0,008	-0,049	0,010	0,008
	SZ	2	0,039	0,010	-0,014	-0,075	0,015	0,012
	SZ	3	0,059	0,018	-0,013	-0,083	0,018	0,016
	SZ	4	0,037	0,012	-0,010	-0,044	0,013	0,011
	SZ	5	0,040	0,013	-0,011	-0,040	0,014	0,012
ODKM	FZ	1	0,052	0,006	-0,008	-0,049	0,008	0,008
	FZ	2	0,072	0,007	-0,006	-0,028	0,008	0,007
	FZ	3	0,031	0,006	-0,006	-0,033	0,007	0,006
	FZ	4	0,041	0,010	-0,006	-0,030	0,009	0,009
	FZ	5	0,042	0,010	-0,007	-0,032	0,010	0,009
	SZ	1	0,044	0,007	-0,009	-0,037	0,010	0,009
	SZ	2	0,040	0,006	-0,011	-0,039	0,010	0,010
	SZ	3	0,040	0,008	-0,011	-0,044	0,011	0,010
	SZ	4	0,035	0,008	-0,013	-0,046	0,012	0,011
	SZ	5	0,037	0,007	-0,008	-0,045	0,010	0,008
Lavascan	FZ	1	0,044	0,010	-0,006	-0,036	0,010	0,009
	FZ	2	0,048	0,013	-0,007	-0,026	0,010	0,012
	FZ	3	0,047	0,010	-0,005	-0,021	0,009	0,009
	FZ	4	0,052	0,015	-0,008	-0,035	0,011	0,014
	FZ	5	0,056	0,018	-0,008	-0,035	0,012	0,017
	SZ	1	0,036	0,007	-0,007	-0,063	0,009	0,007
	SZ	2	0,036	0,006	-0,005	-0,076	0,007	0,005
	SZ	3	0,035	0,006	-0,005	-0,067	0,007	0,006
	SZ	4	0,035	0,006	-0,005	-0,073	0,007	0,005
	SZ	5	0,037	0,006	-0,006	-0,070	0,007	0,006

Lavascan ST	FZ	1	0,055	0,017	-0,008	-0,031	0,013	0,016
	FZ	2	0,050	0,012	-0,006	-0,025	0,011	0,011
	FZ	3	0,047	0,009	-0,007	-0,034	0,010	0,008
	FZ	4	0,049	0,010	-0,007	-0,044	0,010	0,009
	FZ	5	0,060	0,016	-0,007	-0,030	0,012	0,015
	SZ	1	0,044	0,013	-0,014	-0,062	0,016	0,014
	SZ	2	0,040	0,010	-0,014	-0,042	0,014	0,012
	SZ	3	0,036	0,009	-0,010	-0,042	0,012	0,010
	SZ	4	0,040	0,007	-0,010	-0,045	0,010	0,008
	SZ	5	0,041	0,007	-0,010	-0,044	0,010	0,008
Etkon ES1	FZ	1	0,037	0,009	-0,004	-0,026	0,008	0,007
	FZ	2	0,042	0,010	-0,005	-0,028	0,009	0,009
	FZ	3	0,050	0,011	-0,007	-0,030	0,011	0,010
	FZ	4	0,044	0,008	-0,007	-0,037	0,009	0,007
	FZ	5	0,041	0,010	-0,006	-0,038	0,009	0,009
	SZ	1	0,041	0,005	-0,005	-0,045	0,007	0,005
	SZ	2	0,035	0,005	-0,006	-0,055	0,007	0,005
	SZ	3	0,037	0,008	-0,007	-0,051	0,009	0,007
	SZ	4	0,046	0,006	-0,005	-0,060	0,008	0,006
	SZ	5	0,041	0,009	-0,009	-0,036	0,011	0,009
Kavo Everest	FZ	1	0,014	0,010	-0,006	-0,024	0,009	0,009
	FZ	2	0,062	0,012	-0,006	-0,028	0,011	0,010
	FZ	3	0,047	0,009	-0,007	-0,039	0,010	0,008
	FZ	4	0,041	0,010	-0,005	-0,025	0,008	0,009
	FZ	5	0,046	0,012	-0,006	-0,021	0,011	0,010
	SZ	1	0,033	0,007	-0,007	-0,048	0,009	0,007
	SZ	2	0,029	0,006	-0,006	-0,044	0,008	0,006
	SZ	3	0,060	0,008	-0,008	-0,037	0,010	0,008
	SZ	4	0,032	0,006	-0,006	-0,046	0,008	0,006
	SZ	5	0,041	0,006	-0,005	-0,045	0,007	0,006
Digiscan mit Vorsatzlinse	FZ	1	0,046	0,008	-0,022	-0,086	0,017	0,018
	FZ	2	0,108	0,030	-0,016	-0,065	0,023	0,026
	FZ	3	0,063	0,013	-0,037	-0,120	0,026	0,033
	FZ	4	0,078	0,031	-0,020	-0,091	0,022	0,028
	FZ	5	0,034	0,009	-0,020	-0,073	0,017	0,017
	SZ	1	0,104	0,028	-0,030	-0,091	0,034	0,028
	SZ	2	0,096	0,017	-0,017	-0,072	0,022	0,017
	SZ	3	0,114	0,057	-0,051	-0,138	0,059	0,054
	SZ	4	0,093	0,039	-0,036	-0,096	0,041	0,037
	SZ	5	0,113	0,063	-0,046	-0,155	0,060	0,053
Digiscan	FZ	1	0,046	0,008	-0,022	-0,086	0,017	0,018
	FZ	2	0,108	0,030	-0,016	-0,065	0,023	0,026
	FZ	3	0,063	0,013	-0,037	-0,120	0,026	0,033
	FZ	4	0,078	0,031	-0,020	-0,091	0,022	0,028
	FZ	5	0,034	0,009	-0,020	-0,073	0,017	0,017
	SZ	1	0,104	0,028	-0,030	-0,091	0,034	0,028
	SZ	2	0,096	0,017	-0,017	-0,072	0,022	0,017
	SZ	3	0,114	0,057	-0,051	-0,138	0,059	0,054
	SZ	4	0,093	0,039	-0,036	-0,096	0,041	0,037
	SZ	5	0,113	0,063	-0,046	-0,155	0,060	0,053

Lebenslauf

„In der Online-Version wurde der Lebenslauf aus Gründen des Datenschutzes entfernt.“

Publikationen

Rudolph H, Salmen H, Quaas S, Luthardt RG.
Comparison of different optical digitizing systems for dental CAD/CAM data-acquisition. 44th meeting of the CED, NOF and ID in Munich, September 9-12th 2009, Munich, Oral poster discussion, Vortrag #0373

Rudolph H, Salmen H, Quaas S, Luthardt RG.
Vergleich von unterschiedlichen Digitalisierverfahren zur Datenerfassung in CAD/CAM-Prozessketten. Deutscher Zahnärztetag 2009, 133. Jahrestagung der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn– , Mund– und Kieferheilkunde) zusammen mit DGZPW Jahrestagung, 6.-9.11.2009, München, Poster CAD/CAM #2

Rudolph H, Quaas S, Salmen H, Dämmig K, Loos R, Heiligensetzer M, Moldovan O, Lux M, Luthardt RG.
Computergestützte Fertigung zahnmedizinischer Restaurationen. Zahn Prax 13(4): 230-240 (2010)

Ulm, 29.07.2011