

Aus der Abteilung für Kieferorthopädie, Orthodontie und Kinderzahnmedizin  
des CharitéCentrum 03 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Einfluss der Zahnstellung und zweier Scanmethoden auf  
die Genauigkeit eines intraoralen Scanners in vitro**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnärztin Manuela Brauner

aus Berlin

Datum der Promotion: 11.12.2015



Meinem Ehemann Christoph Brauner  
Meinen Eltern Hannelore und Helmut Gebert



# Inhaltsverzeichnis

## Vorwort

<b><u>1</u></b>	<b><u>Zusammenfassungen</u></b>	<b><u>1</u></b>
1.1	Zusammenfassung	1
1.2	Summary	3
<b><u>2</u></b>	<b><u>Einleitung</u></b>	<b><u>5</u></b>
2.1	Allgemeine Erklärung 3-D	5
2.2	Verschiedene Scantechniken	6
2.2.1	Strukturiertes-Licht-Scanner	8
2.2.2	Laserscanner	11
2.2.3	Computertomographie	14
2.3	Scanverfahren in der Kieferorthopädie	17
2.4	Entwicklung des SureSmile-Systems	18
2.5	Fehlerquellen beim Scannen mit dem OraScanner	20
2.6	Fragestellungen	21
<b><u>3</u></b>	<b><u>Material und Methode</u></b>	<b><u>22</u></b>
3.1	Material	22
3.1.1	Das SureSmile-System	22
3.1.2	Gipsmodelle	29
3.2	Methode	33
3.2.1	Scanmethode 1	35
3.2.2	Scanmethode 2	40
3.2.3	Reproduzierbarkeit der Scanmethode	41
3.2.4	Referenzscans	41
3.2.5	Auswertung der Scandaten	41

<b>3.3</b>	<b>Statistische Auswertung</b>	<b>47</b>
3.3.1	Statistische Auswertung Messreihe 1	47
3.3.2	Statistische Auswertung Messreihe 2	49
3.3.3	Ursachen der Scanfehler	50
3.3.4	Bestimmung des Methodenfehlers	51
<b><u>4</u></b>	<b><u>Ergebnisse</u></b>	<b><u>54</u></b>
<b>4.1</b>	<b>Ergebnisse der Messreihe 1</b>	<b>54</b>
<b>4.2</b>	<b>Ergebnisse der Messreihe 2</b>	<b>70</b>
<b><u>5</u></b>	<b><u>Diskussion</u></b>	<b><u>81</u></b>
<b>5.1</b>	<b>Material</b>	<b>81</b>
5.1.1	Materialauswahl	81
5.1.2	Modelllagerung	82
<b>5.2</b>	<b>Methode</b>	<b>82</b>
5.2.1	Scanmethoden	82
5.2.2	Vorbereitung der Modelle	84
5.2.3	Externe Faktoren beim Scannen	85
5.2.4	Gesamtfehler der Digitalisierung	86
5.2.5	Methodenfehler	90
<b>5.3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>92</b>
5.3.1	Visuelle Auswertung der Ergebnisse	92
5.3.2	Einfluss der Zahnstellung auf die Scangenaugigkeit	94
5.3.3	Einfluss der Scanmethode auf die Scangenaugigkeit	96
5.3.4	Anzahl der aufgenommenen Bilder pro OraScan	99
5.3.5	Anzahl der Messpunkte	101
<b>5.4</b>	<b>Fazit</b>	<b>102</b>
<b><u>6</u></b>	<b><u>Abkürzungen</u></b>	<b><u>103</u></b>
<b><u>7</u></b>	<b><u>Literaturverzeichnis</u></b>	<b><u>104</u></b>

<b>8</b>	<b>Anhang</b>	<b>113</b>
<b>8.1</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>113</b>
<b>8.2</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>116</b>
<b>8.3</b>	<b>Materialverzeichnis</b>	<b>117</b>
<b>8.4</b>	<b>Protokoll: Vorgehensweise im GeoAnalyzer</b>	<b>118</b>
<b>8.5</b>	<b>Eidesstattliche Versicherung</b>	<b>128</b>
<b>8.6</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>129</b>
<b>8.7</b>	<b>Danksagung</b>	<b>130</b>

## **Vorwort**

Im nachfolgenden Text wird auf das Registered-Trade-Mark-Symbol ® oder ™, zur Kennzeichnung von Waren als eingetragene Marke, der Übersichtlichkeit halber verzichtet. Diese sind für Produkte, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurden, im Materialverzeichnis angegeben.

# 1 Zusammenfassungen

## 1.1 Zusammenfassung

Eine zukunftsweisende Technologie in der Kieferorthopädie ist die CAD/CAM-basierte Diagnostik, Planung und Therapie in 3-D. Ein System dafür ist das SureSmile-System der Firma OraMetrix, auf das in dieser Untersuchung speziell eingegangen wird.

In der vorliegenden Untersuchung an 6 Gipsmodellen von Ober- und Unterkiefer mit verschiedenen Zahnstellungen (Weitstand, Engstand, gerade nebeneinander stehende Zähne), wurde im ersten Schritt geprüft, ob die Zahnstellung einen signifikanten Einfluss auf die Scangenaugigkeit des OraScanners des SureSmile-Systems hat.

Die Modelle wurden zur Mattierung der Oberfläche vor dem Scanvorgang mit Arti-Spray besprüht. Beim Scanvorgang wurde der OraScanner serpentinenförmig in einem Winkel von ungefähr 30° von bukkal nach oral über den gesamten Zahnbogen geführt. Die gewonnenen Daten wurden im OraMetrix-Labor aufbereitet und anschließend mit einer speziellen Software – dem GeoAnalyzer – mit einem Referenzscan (gewonnen mit dem Neo Scanner der Firma Cynovad) verglichen und die gewonnenen Daten statistisch ausgewertet.

Im zweiten Schritt der Untersuchung wurde geprüft, ob die Scanmethode einen signifikanten Einfluss auf die Scangenaugigkeit hat. Dafür wurde die Untersuchung mit nur einem Modellpaar (Weitstand) fortgeführt. Zwei Scanmethoden (Scanmethode 1: Methode laut Herstellerempfehlungen; Scanmethode 2: von der Verfasserin modifizierte Methode 1) wurden miteinander verglichen. Scanmethode 2 soll einer vermuteten transversalen Breitenveränderung des Kiefers im Molarenbereich durch ein „im Kreis“- Scannen entgegenwirken. Zur dabei besseren Erfassung des Mundbodens beziehungsweise Gaumens am Gipsmodell wurde ein aus Kunststoff gefertigter transversaler Verbinder auf das Gipsmodell geklebt. Ungenauigkeiten beim Scannen ergeben sich, da der Fehler beim Zusammenfügen der Bilder (dem sogenannten „Matching“) umso größer wird, je mehr Einzelbilder zwischen dem ersten und letzten Bild liegen.

Abhängig von der Anzahl der gewonnenen Messpunkte pro OraScan wurde festgestellt, dass bei Modellen mit einer hohen Anzahl von Messpunkten der Scanmethode 2 der Vorzug gegeben werden sollte. Bei einer geringen Anzahl an Messpunkten hat die Scanmethode keinen Einfluss auf die Scangenaugigkeit. Da die zu erwartende Anzahl an Messpunkten im Vorfeld nicht genau bestimmt werden kann, ist es hilfreich, sich an der Objektgeometrie des zu scannenden Modells zu orientieren: liegen geometrisch „schwierige“ Oberflächen vor (starke Zahnfehlstellungen, große Kiefer), ist eine hohe Anzahl an Messpunkten zu erwarten.

Auch wenn die Anzahl an Bildern nicht unbedingt mit der Anzahl an Messpunkten gleichzusetzen ist, so ist die Korrelation mittelstark.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass die Zahnstellung einen Einfluss auf die Scangenaugigkeit hat, ebenso wie die Scanmethode. Abhängig von der Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern und Messpunkten, ist Scanmethode 2 Vorzug zu geben. Diese ist allerdings klinisch schwer bis nicht praktikabel.

### 1.2 Summary

The representation of dental models in 3-D is a pioneering technology in orthodontics. This research focused on the SureSmile system from OraMetrix, which is such a system used for representing dental models in 3-D as well as for treatment planning.

In the first step six plaster casts of the upper and lower jaws representative for the different tooth positions (spaced teeth, crowded teeth, normal teeth) were used for researching whether the position of the teeth had a significant impact on the scanning accuracy of the OraScanner of the SureSmile system. The plaster casts were sprayed with Arti-Spray for dulling the surface before scanning. The plaster casts were scanned by moving the OraScanner serpentine at an angle of about 30 ° from buccal to oral over the entire arch. The data obtained was processed in the OraMetrix laboratory and then analyzed and compared with a reference scan (obtained by using the Neo Scanner produced by Cynovad) performed by using a special software - the GeoAnalyzer.

In a second step, the aim was to find out whether the scanning method had a significant impact on scanning accuracy. For this purpose, the study was carried out further by using only one pair of the plaster casts (spaced teeth). Two scanning methods were compared. Scan method 1 was the method recommended by the manufacturer. Scan method 2 was a modified version of method 1 developed by the author of this study. The reason for modifying method 1 was to take the suspicion of a transversal change of the width in the molar region into account. To better capture the floor of the mouth or palate on a plaster model, a transverse connector in plastic was fixed onto the plaster model. The more single frames taken between the first and the last one, the more greater the error occurring while matching the single frames. This, in turn, causes scanning inaccuracy. This is why scanning method 2 providing “full-circle” scanning, was introduced.

Depending on the number of measuring points, one has to choose the right scan method in order to get the best scanning results. For models with a high number of measuring points, scan method 2 should be preferred. If the number of measuring points is low, the scanning method does not affect scanning accuracy. Because the number of measuring points cannot

be predicted prior to the scanning procedure, it is of great help to make an educated guess by taking the surface geometry of the cast to be scanned into account: if geometrically “difficult” surfaces should be scanned (e.g. starkly misaligned teeth, or big jaws), a high number of measuring points are expected. Although the number of single frames do not correspond directly with the number of measuring points, one can observe a correlation of medium strength.

In summary, it can be stated that the position of the teeth has an influence on the scanning accuracy as well as the scanning method. Depending on the number of frames recorded and points measured, scan method 2 is to be given preference. This is, however, difficult to put into practice clinically.

## 2 Einleitung

Der technische Fortschritt hat wie in vielen Bereichen der Medizin, einschließlich der Kieferorthopädie, Einzug gehalten. Hervorzuheben ist die Weiterentwicklung der dreidimensionalen Abbildungstechnik in den letzten zwei Jahrzehnten. Die Technik zur dreidimensionalen Erfassung und Wiedergabe von Strukturen wurde präziser, schneller und in der Handhabung vereinfacht. Die technischen Geräte wurden verkleinert und sowohl die Erfassung als auch die Wiedergabe genauer. Durch die starke Verkleinerung der Erfassungsgeräte ist seit der Einführung des Cerec-Systems (Sirona Dental GmbH, Bensheim, Deutschland), Mitte der 1990er Jahre, eine intraorale Erfassung praktikabel [5]. Zudem ist es seit Einführung des Optocom-Systems, Anfang der 1970er, möglich, computergestützt Daten von Zahnmodellen zu erfassen und zu speichern [106]. Diese technischen Neuerungen finden bei zahnärztlichen Behandlungen vermehrt Anwendung und eröffnen neue Wege bei der Befundung und Therapie [64]. So ist es in der Kieferorthopädie möglich geworden, Zähne und Zahnmodelle einzuscannen und virtuell darzustellen [6, 25, 91]. An virtuellen Modellen können zum Beispiel Zahnbewegungen simuliert [9] sowie schnellere und besser vorhersagbare Ergebnisse [65, 105] bei der Behandlung erzielt werden.

Gegenstand dieser Arbeit ist es, den OraScanner des SureSmile-Systems (OraMetrix Inc., Richardson, Texas, USA) vertieft zu beleuchten. Dieses System ist in der Lage, durch Scannen von Zähnen oder Gipsmodellen virtuelle Zahnmodelle zu erzeugen und an diesen Zahnbewegungen zu simulieren [68], die die Basis für individualisierte Multibracketapparaturen sind.

### 2.1 Allgemeine Erklärung 3-D

Dreidimensional - kurz 3-D - ist die räumliche Darstellung von Objekten. Die erzeugten Bilder vermitteln die Wahrnehmung von Tiefe [111]. Dies geschieht durch ein Koordinatensystem, bestehend aus einer horizontalen Achse (x), einer vertikalen Achse (y)

und der Achse (z) für die Tiefenwahrnehmung. Durch eine 3-D-Software wird die Tiefe eines beliebigen Objekts in einem x/y/z-Koordinatensystem erfasst [28].

Allerdings ist die Darstellung an einem Bildschirm, der zweidimensional abbildet, nie eine echte 3-D-Darstellung, wenngleich 3-D-Bildschirme plus -Brillen dem menschlichen Gehirn eine solche vorgaukeln.

Allerdings können durch 3-D-Drucker diese virtuellen Darstellungen in echte 3-D-Objekte überführt werden [97].

## **2.2 Verschiedene Scantechniken**

Als Scanner wird allgemein ein Gerät oder eine Funktionseinheit zum systematischen Abtasten eines Untersuchungsgegenstandes bezeichnet. Die gewonnene Information wird für die weitere Verarbeitung in elektrische Signale umgewandelt und die ermittelten Daten werden aufgezeichnet und ausgewertet [12].

Zur Erfassung von Objekten beziehungsweise Objektoberflächen in 3-D in der Zahnmedizin gibt es heutzutage verschiedene Verfahren und technische Systeme.

Man unterscheidet optische und mechanische Verfahren zur Digitalisierung (Abbildung 2-1).

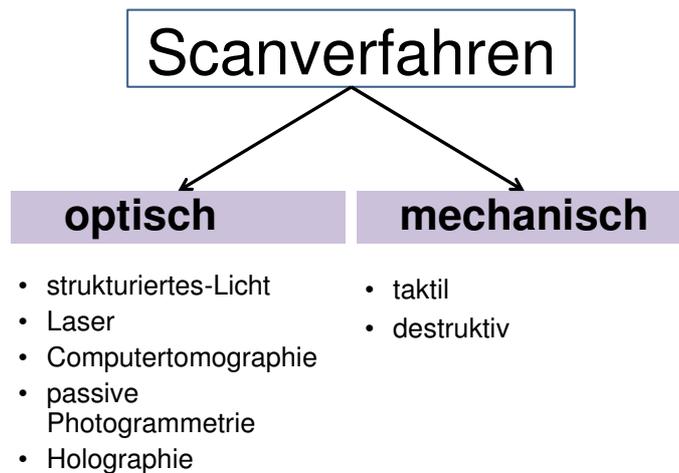


Abbildung 2-1: Gliederungsübersicht der verschiedenen Scanverfahren

Optische Verfahren erfassen Objekte ohne Berührung und gewährleisten so eine zerstörungsfreie Datenerfassung.

Bei den mechanisch-taktilen Verfahren hingegen wird das Objekt unter ständigem Kontakt abgetastet, wodurch seine Dimensionen erfasst werden.

Bei den mechanischen Verfahren unterscheidet man zwischen taktilen und destruktiven Scannern.

Die Anzahl an taktilen Scannern in der Zahnmedizin ist sehr gering. Die Anwendbarkeit bei stark strukturierten Objektoberflächen ist eingeschränkt. Die Erfassung feiner Strukturen ist abhängig von der Form und der Größe des Tasters [56]. Außerdem ist es ein langsamer Prozess [5, 33].

Die destruktiven Scanner [45] tragen beim Scannen Schicht für Schicht das zu scannende Objekt ab. Diese Schichten werden dann einzeln in zweidimensionalen Scans digitalisiert und anschließend zu einem 3-D-Objekt zusammengefügt. So erhält man nicht nur die Oberfläche des Objektes, sondern auch eine Volumenaufnahme.

In der Kieferorthopädie werden zur Erfassung von Objekten in 3-D hauptsächlich optische Scanverfahren angewendet: Strukturiertes-Licht-Scanner, Laserscanner und die Computertomographie. Auf diese wird im Folgenden näher eingegangen.

### 2.2.1 Strukturiertes-Licht-Scanner

Seit Anfang der 1990er Jahre wird das Verfahren der Streifenprojektion angewendet [71]. Es ist demnach ein relativ junges Verfahren zur 3-D-Objekterfassung, mit dem man in kurzer Zeit eine Messpunktdichte erreicht, die eine präzise und flächenhafte Aussage über die Geometrie des gescannten Objektes erlaubt [45].

Durch die Projektion von Streifenmustern auf einen Körper kann die dreidimensionale Form des Körpers bestimmt werden (Abbildungen 2-2 und 2-3). Dazu wirft ein Projektor Licht in Form eines Streifenmusters auf eine Oberfläche. Ein Detektor erfasst die Deformation des Musters auf der Oberfläche und wandelt sie in elektronische Daten um. Letztere werden dann computergestützt ausgewertet und digital rekonstruiert. Sie ergeben dann eine virtuelle 3-D-Oberfläche des gescannten Körpers. Dieses Verfahren beruht auf dem Prinzip der Triangulation, auf das im Abschnitt 3.1.1.2 näher eingegangen wird.

Beim Detektor handelt es sich entweder um eine ChargedCoupledDevice(CCD)- oder um eine Complementary-Metal-Oxide-Semiconductor(CMOS)-Kamera. Der Unterschied dieser beiden Sensoren liegt vor allem in ihrer Bauweise, der Lichtempfindlichkeit, der Größe und dadurch bedingt der Objektauflösung [43].

Der OraScanner von OraMetrix benutzt einen CCD-Sensor.

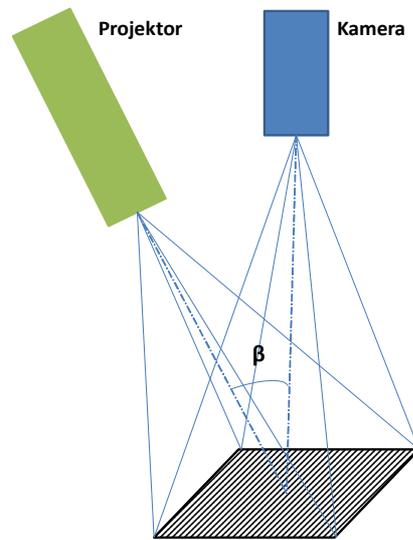


Abbildung 2-2: Prinzip der Streifentriangulation

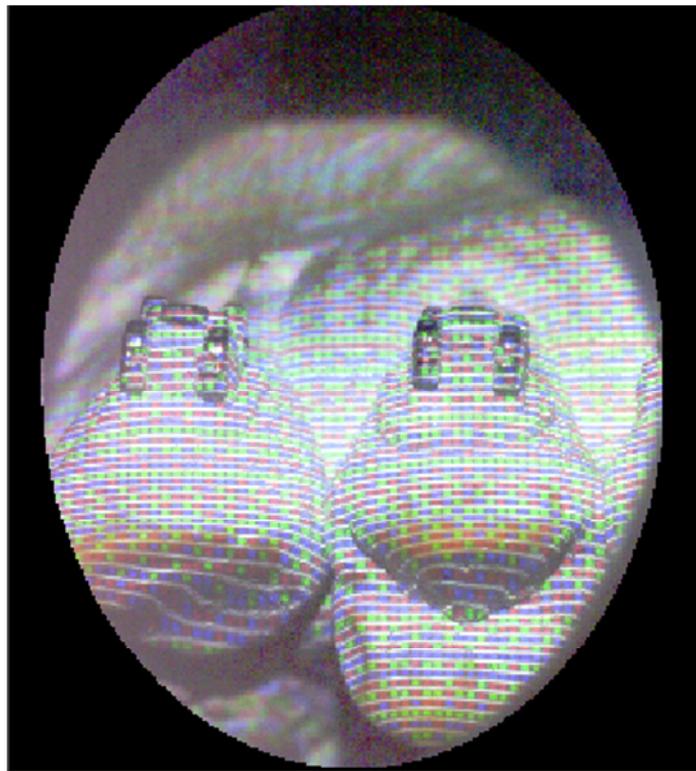


Abbildung 2-3: Projektion des Streifenmusters des OraScanners auf ein Gipsmodell  
(Nachdruck mit freundlicher Genehmigung der Firma OraMetrix)

Die Genauigkeit des Systems ist abhängig von dem Auflösungsvermögen des Projektors und der Kamera, den Umgebungsbedingungen - wie Beleuchtung und Temperatur - sowie von der Oberflächenbeschaffenheit des zu scannenden Objektes. Hohe Außentemperaturen können die Temperaturen im Sensor erhöhen, sofern dieser nicht gekühlt wird. Diese Temperaturerhöhung wirkt sich bei längeren Belichtungszeiten als thermisches Rauschen negativ auf die Bildqualität aus [66].

Die Vorteile der Strukturiertes-Licht-Scanner gegenüber anderen Methoden liegen im schnellen Erfassen des Objektes. Es können mit diesem Verfahren auch größere Areale mit einer sehr guten Messgenauigkeit erfasst werden, anders beim Laserscanner [46]. Es ist zudem ein preisgünstiges und robustes Verfahren. Ferner weisen die Strukturiertes-Licht-Scanner gegenüber den Laserscannern eine deutliche Verminderung des kohärenten Rauschens auf. Der Grund liegt darin, dass man bei der Streifenlichtprojektion mit geringerer räumlicher Kohärenz beleuchtet [32]. Unter kohärentem oder auch optischem Rauschen versteht man das durch eine Lichtquelle an rauen Objektoberflächen entstehende und reflektierte Streulicht. Dieses kohärente Rauschen wirkt sich ebenso wie das thermische Rauschen negativ auf die Bildqualität aus [66].

Der Strukturiertes-Licht-Scanner fügt beim Erfassen eines Objektes die gewonnenen Einzelaufnahmen zusammen, um aus ihnen die Abbildung des gescannten Objektes in 3-D zu erstellen. Daraus resultiert als Nachteil des Strukturiertes-Licht-Scanners das Korrespondenzproblem. Es tritt dadurch auf, dass identische Objektmerkmale in mehreren Bildern einander zugeordnet werden müssen, um daraus die Objektkoordinaten zu berechnen. Die Genauigkeit des Scanners ist abhängig von der Zuordnung zwischen Punkten auf den Bildebenen von Kamera und Projektor [27]. All dies hat eine Reduktion der Scangenaugigkeit zur Folge. Das bedeutet, dass die Genauigkeit eines Scanners umso höher ist, je genauer das Aneinanderfügen der einzelnen gewonnenen Bilder ist beziehungsweise je geringer die Anzahl der aneinander zu fügenden Bilder ist.

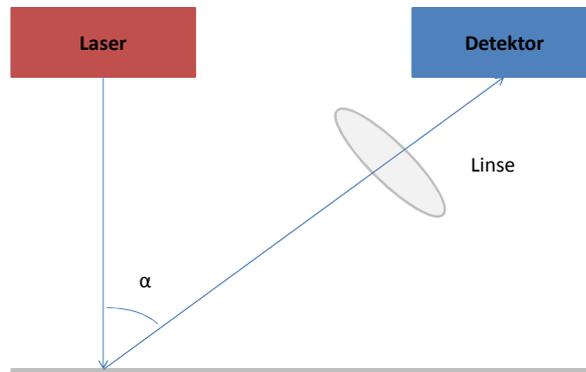
Ein weiteres Problem stellt die Oberflächenstruktur des zu scannenden Objektes dar. So kann es bei bestimmten Oberflächen zu unerwünschten Reflexionen kommen. Bestimmte Objektgeometrien können durch unerwünschte Lichtreflexionen nicht einwandfrei erkannt werden, was zu Fehlern in der Erfassung und/oder zu Ungenauigkeiten in der Datenverarbeitung als Grundlage der Bilddarstellung führen kann.

In der Zahnmedizin finden etliche mit strukturiertem Licht arbeitende Techniken Anwendung [20, 46, 109]. Dies gilt auch für die Zahntechnik. Ein bekanntes Gerät, das diese Technik nutzt, ist der EverestScan (KaVo GmbH, Biberach, Deutschland). In der Kieferorthopädie ist es das SureSmile-System der Firma OraMetrix [4, 30], auf das im Weiteren genauer eingegangen wird.

### 2.2.2 Laserscanner

Die Abkürzung „Laser“ steht für Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung (aus dem Englischen für: **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation [31]). Die Grundlage für die Entwicklung des Lasers lieferte Albert Einstein bereits 1917. Seine Theorie des Lasers geht auf die Formulierung der stimulierten Emission zurück [77]. 1954 prägten zwei Forschergruppen (zum einen die Gruppe um Charles Townes, zum anderen Nikolay Basov und Alexander Prochorov) unabhängig voneinander den „Maser“. Sie waren die ersten, die stimulierte Emission für die Verstärkung einsetzten. Maser ist im Englischen die Abkürzung für **M**icrowave **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation [77]. Die ersten Maser wurden mit Ammoniak-Dampf realisiert. 1958 übertrugen Townes und Schawlow das Prinzip des Masers auf den optischen Wellenlängenbereich [77]. Sie entwickelten das Prinzip eines optischen Verstärkers, der sich in einem Resonator aus optischen Spiegeln befindet. Theodor Harold Maiman realisierte 1960 experimentell den ersten Laser. Es war ein Rubin-Laser, der durch Blitzlampen gepumpt wurde. Den optischen Resonator bildeten Bedampfung auf den flachen Enden des Rubin-Kristalls [44, 77].

Der Laserscanner ist eine kontaktlose optische Methode zur Erfassung eines Objektes [82]. Dieses Verfahren beruht hauptsächlich auf der Lasertriangulation. Die Lasertriangulation ist eine einfache Methode der optischen 3-D-Messtechnik (Abbildung 2-4).



**Abbildung 2-4: Prinzip der Lasertriangulation**

Mit einem Laser, dessen Quelle und Richtung im Raum bekannt sind, wird ein Lichtpunkt auf die Oberfläche eines Objektes projiziert. Eine CCD-Kamera, ebenfalls mit bekannten Koordinaten und bekannter optischer Ausrichtung, erfasst das reflektierte Licht und stellt den Sensorpunkt fest, mit dem der Lichtpunkt erfasst wird. Anhand dieser Daten lässt sich durch Triangulation die Lage des Lichtpunktes im Raum errechnen.

Als Lichtquelle des Laserscanners dienen hauptsächlich Diodenlaser im sichtbaren roten Spektralbereich [17, 107] und im nahen Infrarotbereich. Früher wurden Helium-Neon-Laser verwendet. Sie emittieren standardmäßig im hellen roten Bereich und können ebenso im infraroten, orangen, gelben und grünen Spektralbereich arbeiten. Aufgrund der höheren Kosten und der höheren Baugröße werden sie heute kaum noch verwendet.

Die Lasertriangulation ist ein sehr genaues [48] und kostengünstiges Verfahren [45]. Die Messqualität ist abhängig von der Auflösung des Lasers und der CCD-Kamera.

Die Nachteile des Laserscanners liegen im aufwändigen mechanischen Verfahren und der geringen Geschwindigkeit bei der Datenerfassung [45] im Vergleich zu anderen Systemen. Ein weiterer Nachteil liegt darin, dass der Laserscanner nicht jede Oberfläche erfassen

kann, wie zum Beispiel grob strukturierten Stoff, Fell, Haare [30]. Bei manchen Farben des Scanobjekts beziehungsweise stark reflektierenden Oberflächen kann es zu Störungen bei der Datenerfassung kommen. Auch Abschattung ist ein Problem des Verfahrens. So kommt es an scharfen Kanten, Ecken und Hohlräumen unter Umständen zu Erfassungsproblemen des Laserstrahles durch die Kamera oder der Laserstrahl kann manche Bereiche gar nicht erfassen, was wiederum zu fehlenden Messdaten führt. Des Weiteren führt das Laserspeckle – das optische Rauschen – zu Messunsicherheiten [62].

Auch müssen beim Scannen Schutzmaßnahmen gegen die Laserstrahlen getroffen werden. So darf nur besonders geschultes Personal einen Laser bedienen und es müssen zum Schutz der Augen Schutzbrillen getragen werden. Eine Anwendung am Patienten ist deshalb nur unter Einhaltung von gesetzlich vorgeschriebenen Schutzmaßnahmen erlaubt [30].

Erste Versuche Ende der 1980er Jahre in der Kieferorthopädie, Zahnmodelle in 3-D mittels Lasertriangulation zu erfassen, lieferten vielversprechende Resultate. Jedoch war aufgrund von Einschränkungen der damaligen Rechenleistungen die Datenauswertung sehr zeitaufwändig [113].

Laserscanner wurden in der Zahnmedizin vorwiegend zum Scannen von Gipsmodellen eingesetzt [17]. Es gab Versuche, Abformungen mittels Laser zu scannen und dadurch ein 3-D-Modell zu erstellen [1]. Dieses Verfahren ist aber aufgrund der stark unter sich gehenden Bereiche in den Abformungen nur eingeschränkt zur Erstellung von 3-D-Modellen geeignet, da der Laserscanner an diesen Stellen keine Daten erfassen kann [45, 96].

Die Firma Cadent (Align Technology Inc., San Jose, Kalifornien, USA) beseitigte 2007 die ursprünglichen Probleme zum intraoralen Einsatz von Laserscannern (zu große Geräte, aufwändige Schutzmaßnahmen) durch die Markteinführung des ersten intraoralen Laserscanners, iTero [80]. Der iTero Scanner beruht auf dem Verfahren der parallelen konfokalen Bildgebung [78, 80].

Dieses Verfahren ist angelehnt an den Mechanismus eines Mikroskops, bei dem das zu betrachtende Objektiv so lange fein eingestellt wird, bis es durch das Linsensystem für das betrachtende Auge scharf dargestellt wird. Bei dem Verfahren der konfokalen parallelen

Bildgebung wird Laserlicht durch ein Gitter in 100.000 parallele Strahlen geteilt und durch das Objektiv des Kamerasystems wird ein Laserlinienmuster auf das Messobjekt projiziert. Das Objekt reflektiert das Laserlinienmuster nahezu im selben Strahlengang zu einem Sensor, welcher die Intensität misst. Die Optik des Kamerasystems wird durch einen Motor bewegt, um die Messung in mehreren Fokusebenen (3-D) durchzuführen. Durch die Überlagerung der einzelnen gemessenen Schichten wird die 3-D-Information errechnet [78, 80].

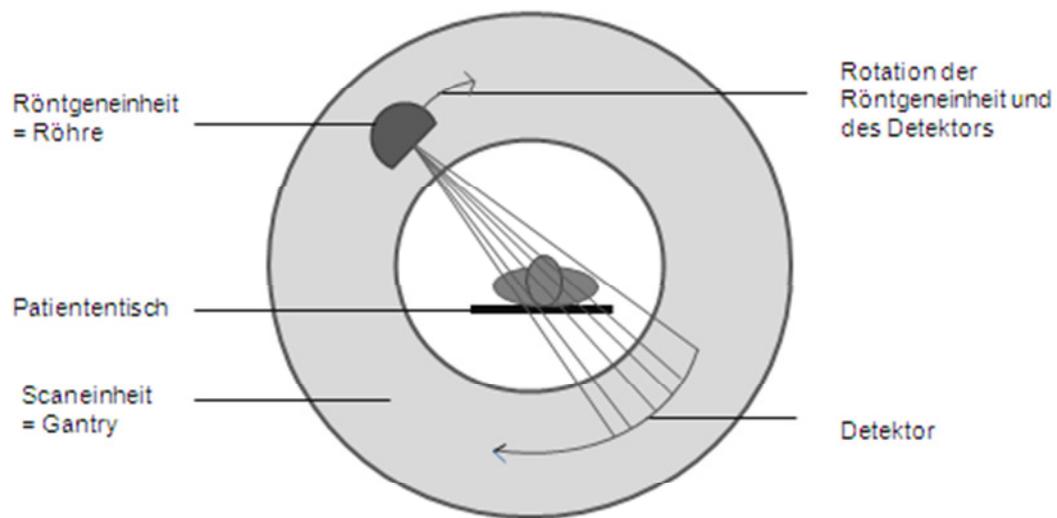
Der Vorteil des Systems liegt in der Tatsache, dass zur Erfassung der Zähne diese nur getrocknet werden müssen und auf eine vorangehende Puderapplikation verzichtet werden kann [24, 41, 47, 80, 107]. Dieses System ist kompatibel mit dem Invisalign-Verfahren (Align Technology Inc., San Jose, Kalifornien, USA) und dem SureSmile-Verfahren und ermöglicht so eine Erfassung der Zähne mittels eines optischen Abdrucks [98].

Weitere Laserscanner für die intraorale Anwendung sind inzwischen auf dem deutschen Markt erhältlich, so zum Beispiel der Intraoralscanner der Firma MHT. Dieser beruht ebenfalls auf dem konfokalen Messprinzip [79].

### **2.2.3 Computertomographie**

Die Computertomographie (CT) ist ein Verfahren zur Volumenerfassung eines Objektes in 3-D mittels Röntgenstrahlen. Die mathematischen Grundlagen zur Berechnung der 3-D-Bilder lieferte bereits 1917 der österreichische Mathematiker Johann Radon mit der Radon-Transformation [92]. Entwickelt wurde das CT von dem britischen Ingenieur Godfrey Hounsfield und dem amerikanischen Arzt Allan Cormack, indem sie die Röntgentechnologie mit Computern koppelten [42]. Die ersten Geräte sind seit den 1970er Jahren auf dem Markt. Die Computertomographie ist eine spezielle Röntgenmethode, die Schichtaufnahmen von verschiedenen Körperregionen aufnimmt und anhand dieser Daten am Computer zwei- beziehungsweise dreidimensionale Bilder erzeugen kann. Sie visualisiert nicht nur Knochen, sondern auch Weichgewebe [42, 92].

Mit Einführung der heute weit verbreiteten Spiral-CT im Jahr 1989 wurde die Technik der Computertomographie durch eine kontinuierlich rotierende Scannereinheit noch einmal deutlich verbessert [92].



**Abbildung 2-5: Prinzip der Computertomographie**

Das Funktionsprinzip der Computertomographie (Abbildung 2-5) lässt sich wie folgt beschreiben. Von einer Röntgenröhre wird aus einem emittierten Strahlenkegel ein Fächerstrahl ausgeblendet, der eine dünne Schicht des Untersuchungsgebietes durchdringt. Eine Hochleistungsröntgenröhre kreist während der Aufnahme um den Patienten und ein mit dieser Röhre fest verbundener, gegenüberliegender, zeilenförmig angeordneter Röntgendetektor misst die durch das Untersuchungsobjekt geschwächte Strahlung. Relativ zu einem Referenzschwächungsobjektes (Wasser bei Benutzung der Hounsfield-Skala) setzt ein Computer die empfangenen Signale mit einem Algorithmus der gefilterten Rückprojektion (Verfahren nach der Radon-Transformation [92]) um und stellt sie als Grauwertbild dar [13, 42, 86, 92].

Bei der Spiral-CT wird der Patiententisch mit konstanter Geschwindigkeit durch das Messfeld bewegt. Das Messsystem führt so eine spiralförmige Abtastung der anatomischen

Strukturen durch [42, 92]. Diese Aufnahmetechnik verkürzt die Messzeit am Patienten [13].

Die Anwendungsgebiete in der Medizin sind mannigfaltig. Auch im Bereich der zahnärztlichen Implantologie findet diese Technik Anwendung zur Behandlungsplanung und -kontrolle [99].

Die Vorteile der Computertomographie liegen in der lückenlosen Volumendarstellung mit minimalen Bewegungsartefakten [42]. Der Nachteil dieses Verfahrens liegt in der relativ hohen Strahlenexposition für den Patienten [59].

In der Kieferorthopädie sind die Anwendungsgebiete der CT aufgrund der Strahlenexposition eingeschränkt. Man kann mit der CT innerhalb kürzester Zeit und in einem Durchgang ein Modell erfassen [29, 96]. Unterschnitte im Modell oder im Abdruck stellen auch kein Problem für die spätere 3-D-Darstellung dar. Allerdings ist die Auflösung der Scans für die praktische Anwendung nicht geeignet, weil sie zu gering war [4].

Ein an die Computertomographie angelehntes Verfahren ist die Cone Beam Computertomographie (Cone Beam CT, auch digitale Volumentomographie [DVT] genannt). Die Einsatzgebiete liegen hauptsächlich in der Zahnmedizin (schwerpunktmäßig Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Implantologie und zunehmend auch der Kieferorthopädie und Parodontologie) aber auch in der Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde [110]. Positiv hervorzuheben ist die in der Regel geringere Strahlenbelastung des Cone Beam CT im Vergleich zur herkömmlichen CT [51, 52, 59, 101]. *Mah* und *Bumann* geben die Strahlenreduktion mit 20 Prozent an [59].

Einige Verfahren – wie zum Beispiel Invisalign – setzen zum Erfassen von Abformungen routinemäßig die Cone Beam Computertomographie ein, um digitale Modelle herzustellen [4]. Es bleibt aber festzuhalten, dass die Kosten für einen Scan höher sind als zum Beispiel mittels Laserscanner [96].

Die Cone Beam CT sollte laut Stellungnahme der DGKFO aus dem Jahr 2008 wegen der hohen Strahlenbelastung nicht routinemäßig am Patienten eingesetzt werden [36]. Der

heutige Alltag in der kieferorthopädischen Praxis zeigt, dass sie vermehrt Einsatz findet, zum Beispiel beim SureSmile System [26]. Anhand dieser Daten lässt sich die Position der einzelnen Zahnwurzeln gut auf die gewonnenen Zahnmodelle im SureSmile-System übertragen. Dadurch ist eine 3-D-Simulation von Zahn- und Wurzelbewegungen während der Planung möglich. Es bleibt jedoch unbestritten, dass die Strahlendosis bei diesem Aufnahmeverfahren höher ist als bei der konventionellen digitalen 2-D-Röntgentechnik [26, 50].

Einschränkungen in der Bildqualität ergeben sich durch Metalle im Mund, wie zum Beispiel Amalgamfüllungen, Kronen und Brackets, die zu unerwünschten Bildartefakten führen [96].

### **2.3 Scanverfahren in der Kieferorthopädie**

Scanverfahren werden in der Kieferorthopädie hauptsächlich eingesetzt, um virtuelle dreidimensionale Abbildungen von Zahnmodellen zu erlangen. Damit ist auch die Erwartung verbunden, Behandlungen computergestützt genauer planen und durch die Herstellung individualisierter Apparaturen effizienter gestalten zu können. Zudem wird durch virtuelle Modelle Platz in der kieferorthopädischen Praxis gespart, indem die Lagerung von Gipsmodelle entfällt [18, 104].

Beispiele für kieferorthopädische Scan- bzw. CAD/CAM-Systeme sind in Tabelle 2-1 dargestellt. Die Abkürzung CAD/CAM steht für Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing.

## Beispiele für Scanverfahren in der Kieferorthopädie

System	Scanverfahren
<b>Orapix</b> (Eurapix, Paris, Frankreich) [7]	Laserscanner (zur Modellerfassung)
<b>Invisalign</b> ® (Align Technology Corporation, San Jose, USA) [4, 77]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cone Beam CT (zum Erfassen von Abdrücken)</li> <li>• Laserscanner (intraoral)</li> </ul>
<b>Incognito</b> ™ (TOP-Service für Lingualtechnik GmbH, Bad Essen, Deutschland) [70, 99]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• hochauflösender optischer 3-D-Scanner (zur Modellerfassung)</li> <li>• Scanner mit 3-D-in-Motion-Technologie (intraoral)</li> </ul>
<b>Trios</b> ™ (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) [3]	Kombination aus Strukturiertes-Licht-Scanner und optischer Schnitterstellung

Tabelle 2-1: Übersicht einiger Scanverfahren in der Kieferorthopädie  
(Orapix [7], Invisalign [4, 80], Incognito [72, 102], Trios [3])

### 2.4 Entwicklung des SureSmile-Systems

Die erste Idee für das Bending Art System (BAS) kam 1984 aus der Universität Kiel von Fischer-Brandies und Orthuber. Zusammen mit Geyer Medizintechnik aus Berlin entwickelten sie die Idee weiter und führten 1993 einen auf dieser Idee basierenden Prototyp ein. Die Markteinführung des Bending Art Systems erfolgte 1994 [14, 15].

Bei dem Bending Art System handelte sich um ein seinerzeit einzigartiges computergestütztes System, das individuelle orthodontische Bögen mittels einer Biegemaschine für Multibracketapparaturen bei labialer oder lingualer Teil- oder Vollbogentechnik gebogen hat [23, 40, 108]. Vor Behandlungsbeginn wurde das

gewünschte Endergebnis festgelegt und daraufhin erzeugte der Roboter Drähte mit großer Genauigkeit, die die Präzision von Menschenhand gebogener Drähte überstieg. Zeitaufwändiges Ändern der Zahnstellung durch Korrektur der manuell gebogenen Drähte im Rahmen einer schrittweisen Annäherung an das Behandlungsziel sollte dadurch entfallen. Jedoch war der zeitliche Aufwand der Vorbereitung der Behandlung seitens des Kieferorthopäden höher als der Zeitaufwand der Vorbereitung einer Behandlung mit einem konfektionierten orthodontischen Bogen. Dies lag daran, dass die Installation von Messelementen im Patientenmund zur Registrierung der Bracketposition und die Identifikation der Messelemente und nicht zuletzt das langsame Biegen der Drähte durch die Biegemaschine zeitintensiv waren [22].

Im Laufe der Zeit kristallisierten sich Sonderanwendungen des Bending Art Systems heraus: zum Beispiel das passive Verblocken nach einem Frontzahntrauma [16] oder linguale Retainer [39].

Das Bending Art System basiert auf der CAD/CAM-Technik. Es hat sich trotz der teilweise erhöhten Effektivität und Effizienz nicht am Markt durchgesetzt, weil der zeitliche Gesamtaufwand zu hoch war.

Neben dem Bending Art System wurden für die Kieferorthopädie weitere Systeme entwickelt, mittels derer Zahnbewegungen intraoral in 3-D erfasst werden sollten [21, 37, 114]. Diese Systeme wurden jedoch aufgrund ihrer schwierigen Handhabung nicht beziehungsweise nicht dauerhaft eingesetzt. Beispielsweise wurden neben einem mechanischen [21] ein optisches [37] und ein magnetisches [114] Messsystem entwickelt, auf die wegen ihrer mangelnden Verwendung in der Praxis nicht näher eingegangen wird.

In der Kieferorthopädie tat sich neben anderen CAD/CAM-Systemen (Tabelle 2-1) das SureSmile-System (siehe Abschnitt 3.1) – eine Weiterentwicklung des bereits erwähnten Bending Art Systems – hervor [93]. Es soll eine effektive und effiziente [2, 68, 88, 89, 93] Behandlung von Patienten mit Multibracketapparaturen ermöglichen. Zum SureSmile-System gehört der innovative OraScanner sowie die Auswertungs- und Behandlungsplanungssoftware, die neue, umfangreiche Funktionen und leistungsstarke dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten bietet.

### 2.5 Fehlerquellen beim Scannen mit dem OraScanner

Wie bereits im Abschnitt 2.2.1 über die Strukturiertes-Licht-Scanner näher erläutert wurde, sind für die Scangenaugigkeit eines Scanners neben baulichen Faktoren auch äußere Faktoren während der Aufnahme verantwortlich. Demzufolge ist es Zweck dieser Arbeit, die den OraScanner und seine Genauigkeit beeinflussenden Faktoren näher zu beleuchten.

Die Aufgabe des OraScanner ist es, menschliche Zähne im Patientenmund oder Gipsmodelle für die weitere kieferorthopädische Behandlung und Planung einzuscannen. Bislang ist nicht geklärt, inwieweit die Objektgeometrie - in diesem Fall die Zahnstellung - einen Einfluss auf die Scangenaugigkeit hat.

Dies ist jedoch von sehr großer praktischer Relevanz, denn in der Kieferorthopädie ist von atypischen Zahnstellungen auszugehen, zu deren verbesserter Behandlung das SureSmile-System gerade beitragen soll. Stehen Zähne nicht gerade nebeneinander im Zahnbogen, sondern verschachtelt, wie es zum Beispiel beim Engstand der Fall ist, so ist anzunehmen, dass die approximalen Kontaktbereiche für den OraScanner schwieriger zu erfassen sind. Daher ist von einer schlechteren Qualität des erlangten OraScans auszugehen, verglichen mit einem OraScan von gerade nebeneinander stehenden Zähnen.

Eine weitere sehr wichtige Rolle spielt das Handling des Scanners durch den Bediener. Denn, wie bereits erwähnt, sind die Auflösung eines Scans und damit die Genauigkeit abhängig vom Prozess des Aneinanderfügens der einzeln aufgenommenen Bilder während des Scanvorganges. Daher muss ein dadurch entstehender Fehler berücksichtigt werden und sollte möglichst gering sein.

Da eine potentielle Fehlerquelle im Aneinanderfügen der einzelnen Bilder liegt, muss dies in der Methode des Einscannens berücksichtigt werden. Der Fehler zwischen unmittelbar benachbarten Bildern ist demzufolge deutlich geringer als der aufsummierte Fehler zwischen dem ersten und dem letzten gescannten Bild. Pro gescanntem Zahnbogen sollte laut Herstellerangaben die Anzahl von 750 Einzelbildern nicht überschritten werden. Im Idealfall liegt sie jedoch insgesamt um 500 Einzelbilder.

Beim Scanvorgang eines Zahnbogens wird mit dem OraScanner in einem Quadranten des Mundes begonnen und im gegenüberliegenden Quadranten desselben Kiefers geendet. Es

ist davon auszugehen, dass allein durch das Aneinanderfügen der Bilder eine transversale Ungenauigkeit entsteht. In einer Studie von Klingbeil [43] wurde bereits auf dieses Phänomen hingewiesen, das vornehmlich auf Fehler beim rechnerischen Aneinanderfügen der Bilder zurückzuführen war. Es kommt so beim Scannen größerer Bereiche (wie komplette Zahnbögen) zu einer Diskrepanz im Molarenbereich, die entweder zu einer Aufdehnung oder Verschmälerung der Zahnbogenbreite führt.

Dieser Fehler zwischen dem ersten und letzten Bild sollte durch die Wahl einer geeigneten Scanmethode möglichst gering gehalten werden. So könnte beispielsweise ein kreisförmiges Scannen diesem Fehler beim Aneinanderfügen der Bilder entgegenwirken.

## 2.6 Fragestellungen

Aus den oben genannten Ausführungen ist zu vermuten, dass verschiedene Faktoren einen Einfluss auf die Scengenauigkeit haben. So spielt die Zahnstellung eine Rolle bei der Überlagerung der Einzelbilder beim Registrierungsprozess. Relevant sind auch die Distanz zwischen dem ersten und letzten Bild beim Scanvorgang und die sich daraus ergebende Ungenauigkeit, die sich in einer transversalen Breitendifferenz äußern könnte. Ebenso ist ein Einfluss auf die Scengenauigkeit durch die Anzahl der benötigten Einzelbilder und die Anzahl der Messpunkte pro OraScan zu vermuten.

Daraus ergeben sich folgende Fragestellungen:

Wird die Scengenauigkeit des SureSmile-Systems

1. von der Zahnstellung des zu scannenden Kiefers,
2. von der Scanmethode,
3. von der Anzahl der benötigten Einzelbilder und der Anzahl der Messpunkte

beeinflusst?

## **3 Material und Methode**

### **3.1 Material**

Im Folgenden wird auf die Materialien, die bei dieser Untersuchung verwendet wurden, detailliert eingegangen. Zunächst wird das SureSmile-System genau beschrieben, sodann werden Einzelheiten zur Beschaffenheit, Vorbereitung und Auswahl der gescannten Gipsmodelle angegeben.

#### **3.1.1 Das SureSmile-System**

Das SureSmile-System (Abbildung 3–1, Material 3-1) ist von dem deutsch-amerikanischen Medizintechnik-Unternehmen OraMetrix entwickelt worden. Es ist der Nachfolger des im Jahre 1994 eingeführten Bending Art Systems (BAS) (siehe Abschnitt 2.4).

„SureSmile® ist der Markenname einer digitalen Technologie für die kieferorthopädische Behandlung mit festsitzenden Apparaturen. Es ermöglicht die Akquisition von 3D Daten der Zähne intraoral oder von Modellen, eine computergestützte Behandlungsplanung und die Anfertigung patientenspezifischer Drahtbögen aus verschiedenen Materialien.“ [69]

Das System besteht aus zwei Hauptkomponenten: der SureSmile-Scanstation mit dem OraScanner und der entsprechenden Behandlungssoftware (Version 6.0; die inzwischen verfügbare Version 7.0 wurde nicht verwendet) sowie dem Service-Center/OraMetrix-Labor.

##### **3.1.1.1 Die SureSmile-Scanstation**

Alle Komponenten der SureSmile-Scanstation (Abbildung 3-1) sind auf einem Gerätewagen installiert. Dies ermöglicht nahezu uneingeschränkte Bewegungsfreiheit am Behandlungsstuhl bei der Benutzung des Systems.



**Abbildung 3-1: SureSmile Scanstation**

Die Station ist via Internet mit dem SureSmile-Server verbunden und kann mittels eines Touchscreenmonitors und eines Fußschalters bedient werden.

Mit der SureSmile-Software werden die durch den OraScanner gewonnenen Daten verarbeitet. Anschließend kann die Behandlung am Rechner geplant werden. Ferner ermöglicht sie die Übermittlung der Daten an das OraMetric-Labor.

### 3.1.1.2 Der OraScanner



Abbildung 3-2: SureSmile OraScanner

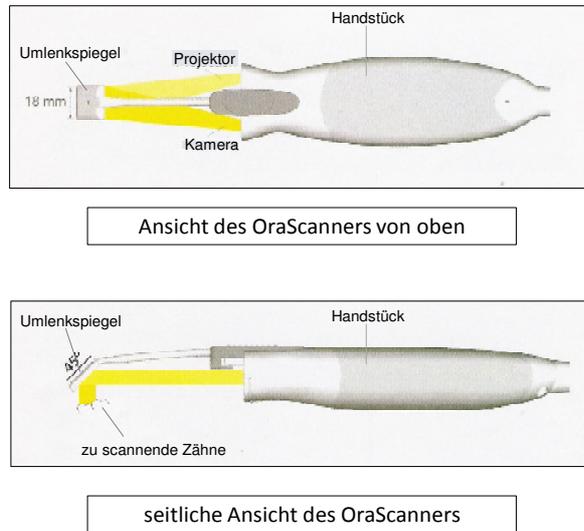


Abbildung 3-3: Schematische Darstellung des OraScanners mit Projektor und Kamera  
(Nachdruck mit freundlicher Genehmigung der Firma OraMetrix)

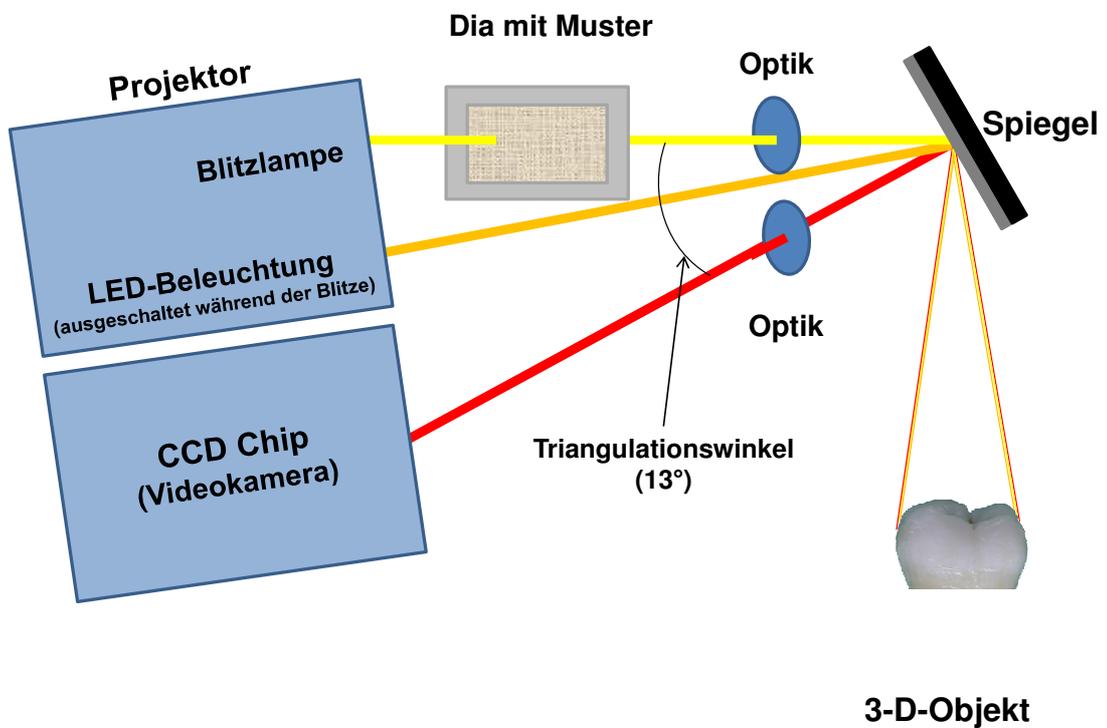


Abbildung 3-4: Komponenten des OraScanners

Der OraScanner (Material 3-2, Abbildung 3-2) ist mit einem optischen Kabel (Kabel zur Übertragung der Signale per Lichtimpuls mittels Glasfaser) über eine IEEE-1394-Schnittstelle mit dem Computer verbunden. Der Scanner besteht aus einem Handstück mit einer integrierten Kamera und einem integrierten Projektor (bestehend aus Blitzlampe und LED-Beleuchtung) und einem aufgesteckten, bis auf 37 bis 48 °C beheizbaren Spiegel, der ein Beschlagen während der Anwendung im Mund verhindert [70]. Der Spiegel ist bis auf 48 °C beheizbar, da zu der Temperatur der Mundhöhle (im Durchschnitt 37 °C) noch die Temperaturerhöhung durch die Behandlungsleuchte hinzugerechnet werden muss.

Der OraScanner ist in der Lage die Zahnoberflächen und angrenzendes Zahnfleisch mittels einer integrierten Videokamera mit einem speziellen Verfahren dreidimensional aufzunehmen (vergleiche Kapitel 2.2.1).

Zur Herstellung virtueller 3-D-Modelle wird die klinische Situation im Mund oder vom Modell aus digitalisiert. Dabei wird die Oberflächenstruktur erfasst und in ein Datenmodell überführt. Dieses Datenmodell ist dadurch gekennzeichnet, dass die Oberfläche des abgebildeten 3-D-Modells durch Dreiecksfacetten beschrieben wird, die sich aus den Punktkoordinaten der Oberfläche zusammensetzen. Die Bestimmung der einzelnen Punktkoordinaten der Oberfläche erfolgt nach dem Triangulationsprinzip [54]:

Beim SureSmile-System ist der Projektor ein Blitzlicht, das in schneller Folge über den Spiegel des Scanners ein farbcodiertes Gittermuster (geometrisches Muster) auf die abzubildende Fläche der Zähne und der Gingiva projiziert [87, 89]. Pro Sekunde werden mit dem OraScanner sechs Bilder erzeugt [87]. Dieses Gittermuster wird zum Zeitpunkt des Blitzens von der Kamera (dem Detektor) über den im 45° Winkel angebrachten Umlenkspiegel aufgenommen (Abbildungen 3-3 und 2-4). Der Projektor des OraScanners wirft unter einem bekannten Winkel zur Kamera (= Triangulationswinkel 13°) das Gittermuster auf das zu scannende Objekt. Die Kamera des OraScanners registriert das reflektierte Licht und nimmt damit ein 2-D-Bild des Gittermusters auf dem zu scannenden Objekt auf. Ein Algorithmus der SureSmile-Software erkennt das durch die Projektion verzerrte Gittermuster auf dem 2-D-Bild. Das Gittermuster stellt sich verzerrt dar, da das zu scannende Objekt dreidimensional ist und das zweidimensionale Gittermuster dem zu scannenden Objekt bei der Projektion „übergestülpt“ wurde. Anhand der Verzerrung des Gittermusters wird durch Triangulation aus dem 2-D-Bild ein 3-D-Bild errechnet [1].

Durch die Kenntnis der Strahlrichtung und des Abstandes zwischen Kamera und Projektor kann der Abstand vom Objekt zur Kamera bestimmt werden. Die Verbindung Kamera-Lichtquelle sowie die beiden Strahlen von und zum Objekt bilden hierbei ein Dreieck. Da neben der primären Positionsinformation des Projektors und der Kamera zueinander, die optischen und geometrischen Eigenschaften der strukturierten Objektbeleuchtung (des Gittermusters) bekannt sind, handelt es sich um das Prinzip der Triangulation [112]. Das SureSmile-System nutzt ein codiertes Verfahren, bei dem in einem definierten zeitlichen Abstand, Farbmuster auf die Oberfläche des zu scannenden Objektes projiziert werden.

Die Auflösung des CCD-Sensors liegt bei 1280 x 1024 Bildpunkten, das entspricht 1,31 Megapixel. Das Bildfeld, das ist die maximale Größe eines Bildes, das die Kamera beim Scannen erfassen kann, beträgt für den OraScanner zirka 15 x 20 Millimeter. Der OraScanner nimmt 6 Bilder pro Sekunde auf. Jedes so gewonnene Bild besteht aus ungefähr 3500 Punkten. Das Ergebnis der Digitalisierung sind Rohdaten, die für die Erstellung des virtuellen Modelles weiter verarbeitet werden müssen. Im Rahmen der Datenverarbeitung werden diese Punkte rechnerisch in ein dreidimensionales Bild umgewandelt [87], das auf dem Monitor angezeigt wird. Bei diesem Vorgang werden messbedingt entstandene Streupunkte (das so genannte Rauschen) durch Software-Filter entfernt. Diese Filter sind in die SureSmile Software integriert. Die bildliche Darstellung der beim Scannen erlangten Daten des Zahnbogens geschieht in Echtzeit. Das Einscannen eines Zahnbogens dauert ungefähr 1,5 Minuten [60] laut Angaben in der Literatur. Realistisch für das Einscannen eines Zahnbogens sind je nach Größe des zu scannenden Kiefers und je nach Schwierigkeit durch die vorgegebene Zahnstellung 7-12 Minuten. Die SureSmile-Software sorgt auch dafür, dass die gewonnenen Einzelbilder zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden, indem deckungsgleiche Bereiche automatisch zusammengefügt werden (so genanntes „Matching“). Dem System sind Grenzen bei nicht verarbeitbarer Objektgeometrie gesetzt. An diese kann das System auf zweierlei Arten stoßen: Erstens, wenn aufgrund einer komplizierten Objektgeometrie (zum Beispiel eine stark verschachtelte Zahnstellung) ein Bereich des Scanobjektes (zum Beispiel der Approximalraum bei einer stark verschachtelten Zahnstellung) vom OraScanner optisch erst gar nicht erfasst werden kann. In Folge dessen können keine überlappenden Einzelbilder von diesem Bereich verarbeitet werden. Zweitens, wenn der OraScanner zwar Einzelbilder erfasst hat, diese aber aufgrund der komplizierten Objektgeometrie durch die

Software nicht deckungsgleich gemacht werden können. In beiden Fällen ist keine Abbildung des gescannten Modellteils möglich. Der in Rede stehende Teil wird dann als ein „Loch“ im Scan dargestellt.

Einzelne „Datenlöcher“ werden direkt durch softwareinterne Algorithmen geschlossen. Es werden jedoch im Vergleich zu anderen Systemen dort, wo keine Messpunkte vorhanden sind, keine Oberflächenbildpunkte hinzugefügt, um ausgehend von den Daten der direkten Umgebung den wahrscheinlichen Verlauf zu extrapolieren [54]. Beim SureSmile-System darf die Kantenlänge zwischen zwei Messpunkten der Oberfläche 1,4 Millimeter nicht übersteigen, um noch ein Oberflächendreieck bilden zu können. Ist dies nicht gegeben, so entsteht ein vorerwähntes „Loch“.

Die Abspeicherung der Daten erfolgt im STL-Format (= Standard Triangulation Language). Dieses Format beinhaltet die Beschreibung der Oberfläche des abgebildeten 3-D-Modelles durch Dreiecksfacetten [83].

Nach dem Scanvorgang kann das nun abgebildete 3-D-Modell am Touchscreenmonitor mit Hilfe der SureSmile-Software von allen Seiten betrachtet werden [60]. Das Betrachten des endgültigen 3-D-Modells am Touchscreenmonitor für die Erstellung einer Therapieplanung ist erst nach der Nachberechnung der Daten durch das OraMetrix-Labor möglich. Dies geschieht durch Übermittlung der Daten im Anschluss an den Scanvorgang via Internet an das OraMetrix-Labor. Dort werden dann in mehreren Schritten die Daten wie folgt aufbereitet [11]: Im ersten Schritt erfolgt die Registrierung, bei der an dem zusammengefügteten 3-D-Gesamtobjekt Scanartefakte berichtigt werden und die Oberfläche geglättet wird (wenn nötig auch manuell). Im zweiten Schritt, dem „Single-Mesh“, wird das bisherige Datenmodell in ein Hülldatenmodell überführt, bei dem sich überlagernde Daten entfernt werden. Anschließend erfolgt die automatische Zahnerkennung durch die Software. Bei „Datenlöchern“ im Zahn ist der Abgleich mit Zähnen aus der softwareinternen Datenbank (den sogenannten „Templates“) möglich. Diese „Templates“ ermöglichen das Schließen dieser „Löcher“ durch die vorhandenen Daten der Oberflächenstruktur. Das nachbearbeitete 3-D-Modell wird wieder via Internet an den Behandler gesendet, der dann, nach Überprüfen auf Stimmigkeit des 3-D-Modells, mit der Behandlungsplanung beginnen kann.

### 3.1.2 Gipsmodelle

Für die Untersuchung wurden 3 Modellpaare bestehend aus jeweils einem Ober- und einem Unterkiefer ausgesucht. Jedes Modellpaar sollte charakteristisch für eine der drei häufigsten Zahn(fehl)stellungen sein: Normalstand, Engstand und Weitstand.

Zur Erstellung der Modelle wurde vom jeweiligen Kiefer des ausgesuchten Probanden eine Abformung als Korrekturabdruck mit einem additionsvernetzenden Silikon (Material 3-3) genommen. Diese sechs Abformungen wurden dann mit grünem Superhartgips der Klasse IV (Material 3-4) ausgegossen. Angemischt wurde der Gips in einem Vakuummischgerät unter Einhaltung des Mischungsverhältnisses nach Herstellerangaben: die Gipsmenge wurde mittels Digitalwaage ausgewogen und die Wassermenge mittels Messbecher dosiert (pro 100 g Gips wurden 21 ml Wasser verwendet). Ausgegossen wurde die Abformung auf einem Rüttler und erst nach der laut Hersteller vorgegebenen Abbindezeit (10-13 Minuten) abgelöst. Die anschließende Lagerung erfolgte in trockener Umgebung ohne Temperaturschwankungen.

Die Modelle wurden im zu scannenden Bereich (Zahnkranz und angrenzende Gingiva) dünn mit weißem Arti-Spray der Firma Bausch (Material 3-5) gleichmäßig mattierend eingesprüht. Damit sollte eine einheitliche Schichtstärke des Arti-Sprays erreicht werden. Im Vorfeld der Untersuchung wurde das gleichmäßige, dünne Besprühen von Gipsmodellen geübt, um Fehler durch mangelhaftes Besprühen (zu dicke oder unregelmäßig dicke Puderschichtstärke, einzelne Puderinseln oder sogar fehlende Benetzung der Oberfläche) zu vermeiden. Dadurch wurde der Methodenfehler möglichst gering gehalten.

Durch die Mattierung der Oberfläche sollte eine einheitliche Reflexion der Oberfläche des zu scannenden Modells während des Scanvorganges erzielt werden.

#### 3.1.2.1 Gipsmodellauswahl Messreihe 1

Ziel der Modellauswahl zur unten näher beschriebenen Messreihe 1 (siehe Abschnitt 3.2) war es, eine Aussage zur Scangenaugigkeit des SureSmile-Systems unter verschiedenen Bedingungen treffen zu können. Deshalb wurden Modelle nach bestimmten Kriterien ausgewählt (Zahnstellung, adultes Gebiss, voller Zahnbestand exklusive Weisheitszähne).

Das erste Kriterium ist die Zahnstellung. Um den Einfluss der Zahnstellung auf die Scangenaugigkeit zu untersuchen, wurden Modelle der häufigsten Zahn( fehl)stellungen (Normalstand (Abbildung 3-5), Engstand [95] (Abbildung 3-6) und Weitstand [95] (Abbildung 3-7) untersucht.

Um mögliche Unterschiede beim Scannen zwischen dem Ober- und Unterkiefer zu berücksichtigen, wurde mit jeweils einem Ober- und Unterkiefer der jeweiligen Zahnstellung gearbeitet, also insgesamt mit sechs Modellen.



**Abbildung 3-5: Ober- und Unterkiefermodell (Normalstand)**



**Abbildung 3-6: Ober- und Unterkiefermodell (Engstand)**



**Abbildung 3-7: Ober- und Unterkiefermodell (Weitstand)**

### 3.1.2.2 Gipsmodellauswahl Messreihe 2

Ziel der Modellauswahl zur unten näher beschriebenen Messreihe 2 (siehe Abschnitt 3.2) war es, mit Abschluss der Untersuchung eine Aussage zur Scangenaugigkeit des SureSmile-Systems in Abhängigkeit von der verwendeten Scanmethode zu treffen. Deshalb wurde ein Modellpaar der Modelle der Messreihe 1 gewählt.

Für die Messreihe 2 wurde das Modellpaar mit Weitstand gewählt. Es wurde gewählt, da es nach der statistischen Auswertung (Abschnitt 3.3.1 und 4.1) das Modellpaar mit der größten (für das Oberkiefermodell) beziehungsweise mit der geringsten (für das Unterkiefermodell) Streuung ist (Abbildung 4-1).

Die Modelle des Weitstandes wurden für die weiter unten beschriebene Scanmethode 2 (siehe Abschnitt 3.2.2) oberflächlich verändert. Es wurden im Gaumen- bzw. Mundbodenbereich oberflächlich willkürlich eingekerbte Streifen aus Pattern Resin LS (Material 3-6) mittels Sekundenkleber auf den Modellen befestigt. Die Oberfläche des Pattern Resin LS Streifens wurde ebenfalls zur Mattierung mit Arti-Spray besprüht (Abbildung 3-8).

Ziel der Modifikation war es, im Gaumen- beziehungsweise Mundbodenbereich oberflächlich eine für den OraScanner leicht erfassbare Struktur zu schaffen. Dies sollte die durch Einkerbung strukturierte Oberfläche des Kunststoffstreifens gewährleisten.



**Abbildung 3-8: Vorbereitete Modelle für die Scanmethode 2  
(Mattierung der Oberfläche inklusive der befestigten strukturierten Kunststoffstreifen mit Arti-Spray)**

### 3.2 Methode

Mittels des SureSmile-Systems wurden die oben beschriebenen Modelle gescannt. Die dabei akkumulierten Daten wurden sodann mit statistischen Methoden ausgewertet (siehe Kapitel 3.3).

Ziel war es, belastbare Aussagen in Bezug auf die Scangenaugigkeit beziehungsweise die Scangenaugigkeit in Abhängigkeit von der Scanmethode des SureSmile-Systems zu treffen. Für die Messreihen 1 und 2 wurden pro Modell und Scanmethode jeweils 20 Scans durchgeführt (Abbildung 3–9).

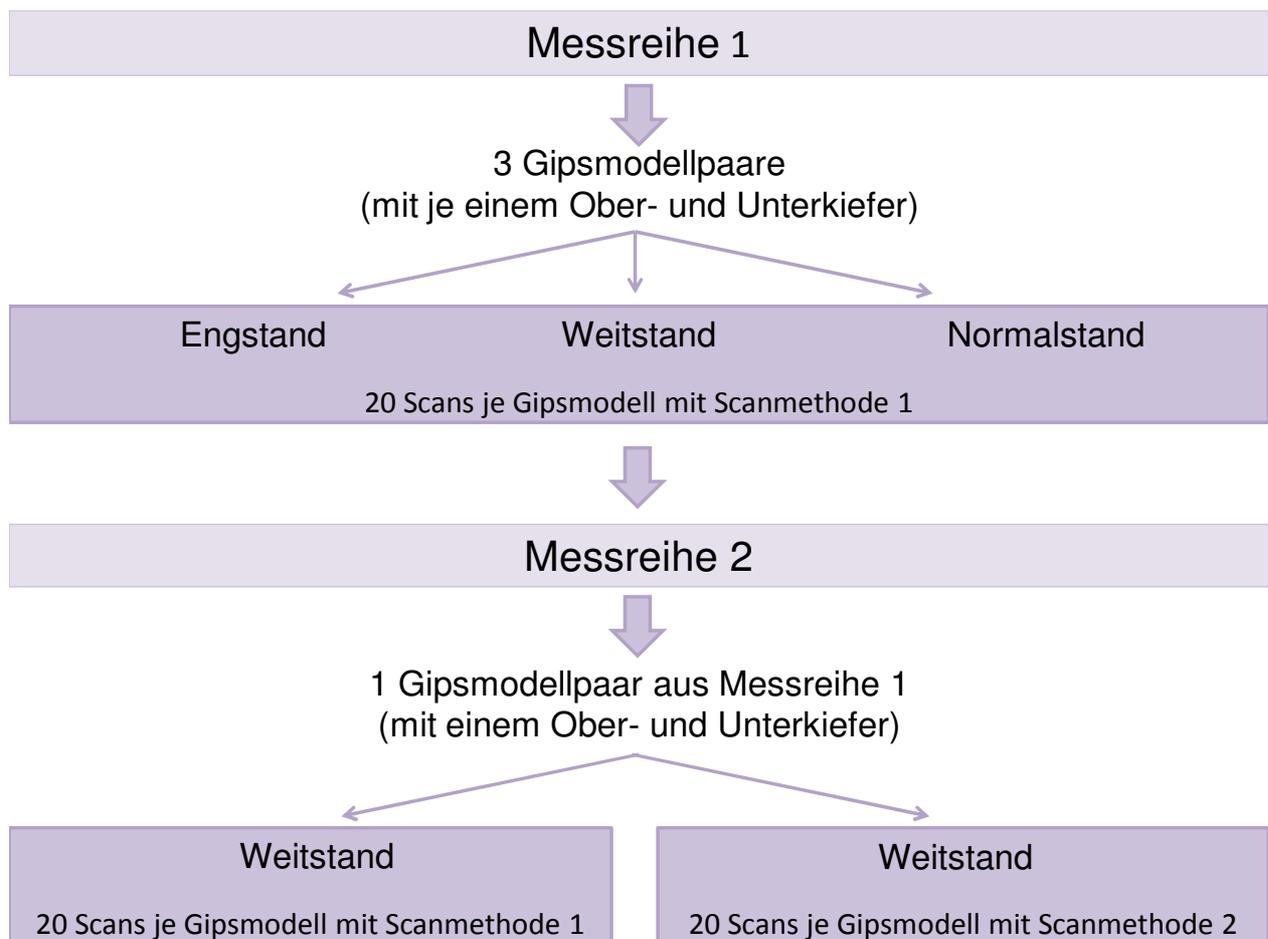


Abbildung 3-9: Flussdiagramm des Ablaufs der Untersuchung

Die im ersten Teil zu untersuchende Scangenaugigkeit bezieht sich auf die Registrierbarkeit verschiedener Zahnstellungen und die daraus resultierende Genauigkeit. Die Streuung dient hier als Maß für die Genauigkeit. Die 20 Wiederholungsmessungen sollten im Idealfall alle dasselbe Ergebnis liefern.

Im zweiten Teil wurde die Scangenaugigkeit auf systematische Fehler hin untersucht. Denn die Streuung als Maß für die Genauigkeit kann gering sein, das Ergebnis der Messung aber dennoch falsch. Dieses „falsche“ Ergebnis kann sich zum Beispiel in einer transversalen Breitendifferenz des Zahnbogens im Molarenbereich darstellen. Daher ist ein Referenzscan zum Abgleich hier besonders wichtig.

Die vermutete transversale Breitendifferenz des virtuellen Modells im Molarenbereich beim Scannen eines gesamten Kiefers mit der herkömmlichen Methode kommt durch Fehler beim Aneinanderfügen der Einzelbilder zustande. Denn der Fehler zwischen dem ersten und zweiten Bild ist gering im Vergleich zu dem Fehler zwischen dem ersten und letzten Bild. Dieser Fehler lässt deutlich werden, dass es Scanungenauigkeiten gibt. Um dies zu verhindern, wurde eine zweite Scanmethode eingeführt, die eine Weiterentwicklung der herkömmlichen Scanmethode ist. In Messreihe 2 wurden nun mit diesen beiden Scanmethoden (Scanmethode 1 und 2) Daten erhoben und verglichen. Es wurden die 20 Scans mit der Scanmethode 1 erneut durchgeführt, um einen weiteren Übungseffekt beim Einscannen der Modelle durch die Verfasserin (Abschnitt 3.2.3) durch das vorherige Scannen der Messreihe 1 ausschließen zu können.

### **3.2.1 Scanmethode 1**

Die Modelle wurden mit der im Folgenden näher beschriebenen Scanmethode gescannt (Abbildung 3-10).



**Abbildung 3-10: Die lila Markierung beschreibt den orovestibulären Weg des OraScanners; der Pfeil zeigt die Richtung an, in die gescannt wird.**

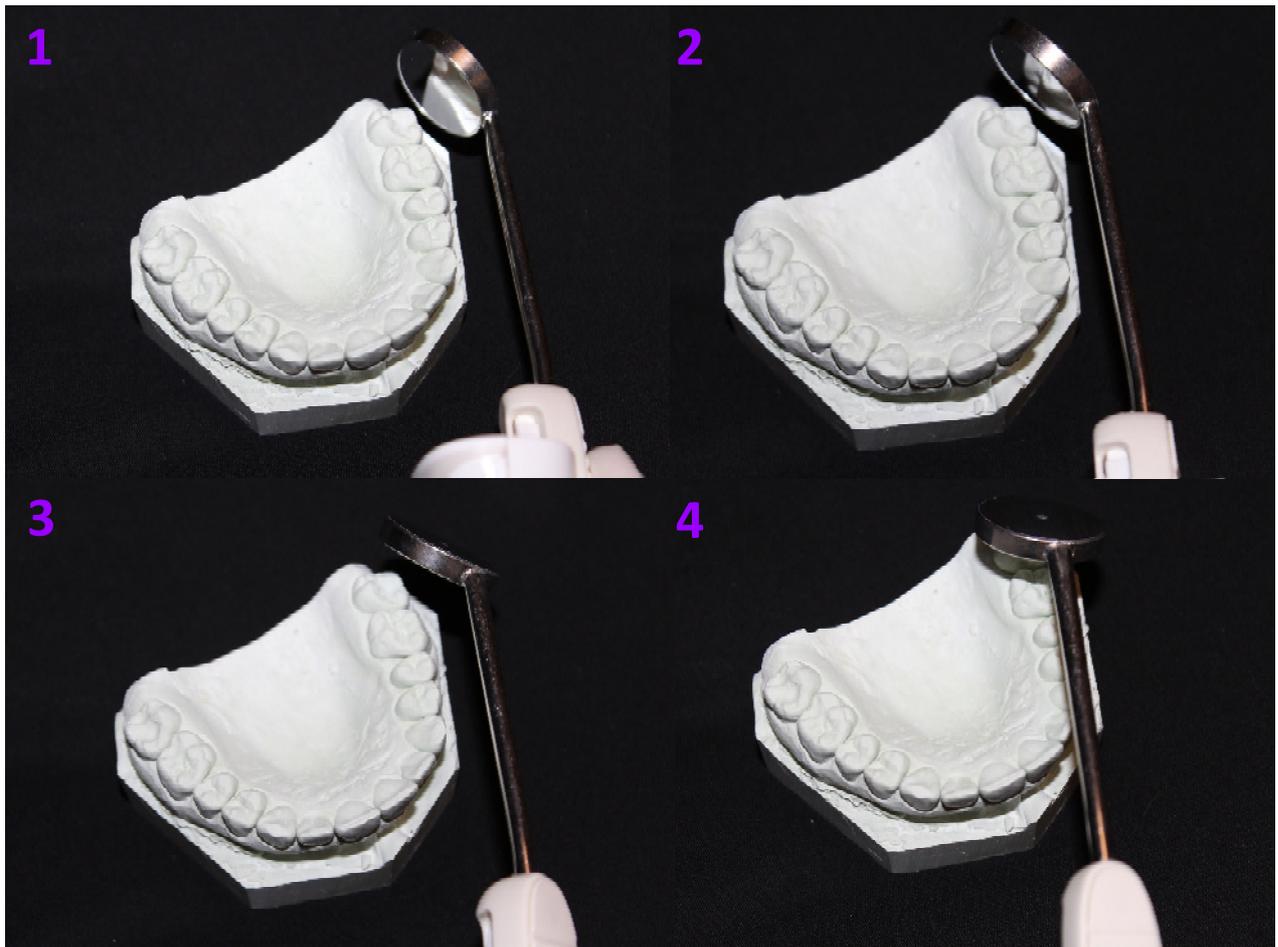
Scanmethode 1 entspricht der Anleitung des SureSmile-Handbuches. Es wurde gescannt, ohne umzusetzen.

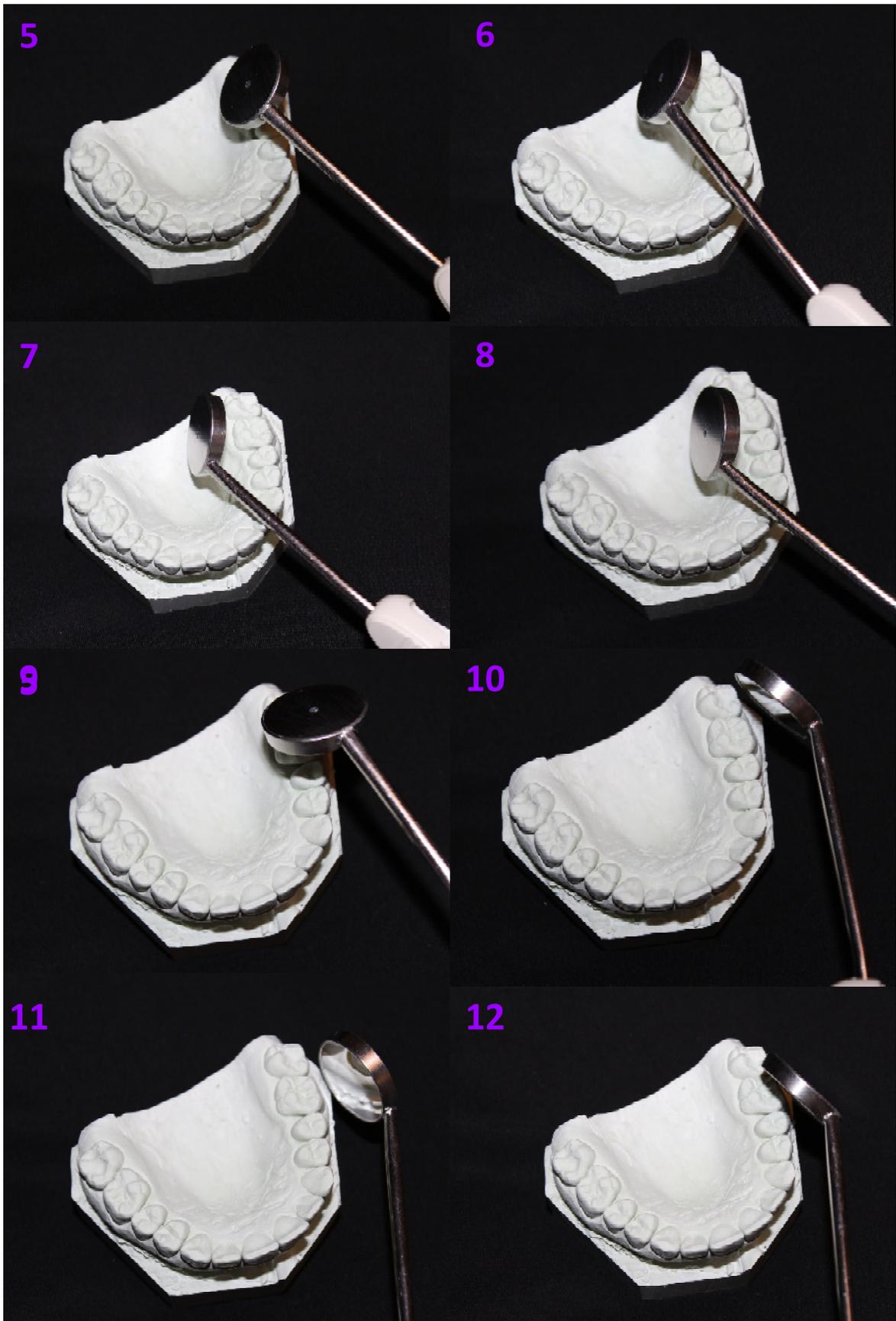
Um den Scanvorgang nicht durch externe Lichtverhältnisse zu beeinflussen, wurde darauf geachtet, dass das Modell beim Scannen nicht direkt durch eine Lichtquelle angestrahlt wurde (wie zum Beispiel durch eine OP-Leuchte).

Beim Scanvorgang lag das zu scannende Modell auf einem Tisch und wurde während des Scanvorganges per Hand gedreht (rein okklusale Betrachtung). Dabei schaute die Untersucherin auf den Computermonitor, auf dem das 3-D-Bild des Scans in Echtzeit angezeigt wird. Zusätzlich wurde auch der OraScanner wie folgt gedreht: Der aktivierte OraScanner wurde in einem Winkel von ungefähr 30° serpentinenförmig von bukkal nach

oral über den gesamten Zahnbogen geführt (Abbildung 3–11). Dabei wurde große Sorgfalt darauf verwendet den OraScanner möglichst gleichmäßig und ruhig zu bewegen. Bei zu schnellen Bewegungen bricht der Scanvorgang automatisch ab. Durch Wiedereinnehmen der letzten Position, an der der Abbruch erfolgte, kann der Scanner wieder adjustiert werden, und der Scanvorgang wird automatisch fortgesetzt. In dieser Untersuchung wurden diese OraScans ausgewertet, da es mehr der Realität im kieferorthopädischen Alltag entspricht, als wenn nur OraScans in Betracht gezogen worden wären, die ohne Abbruch des OraScanners durchgeführt werden konnten.

Bei jedem Scan für die Messreihe 1 mittels Scanmethode 1 wurden die Gipsmodelle in folgender Reihenfolge registriert: zuerst das Modellpaar des Engstandes, dann des Normalstandes und zuletzt des Weitstandes mit jeweils dem entsprechenden Ober- und dann dem Unterkiefer.





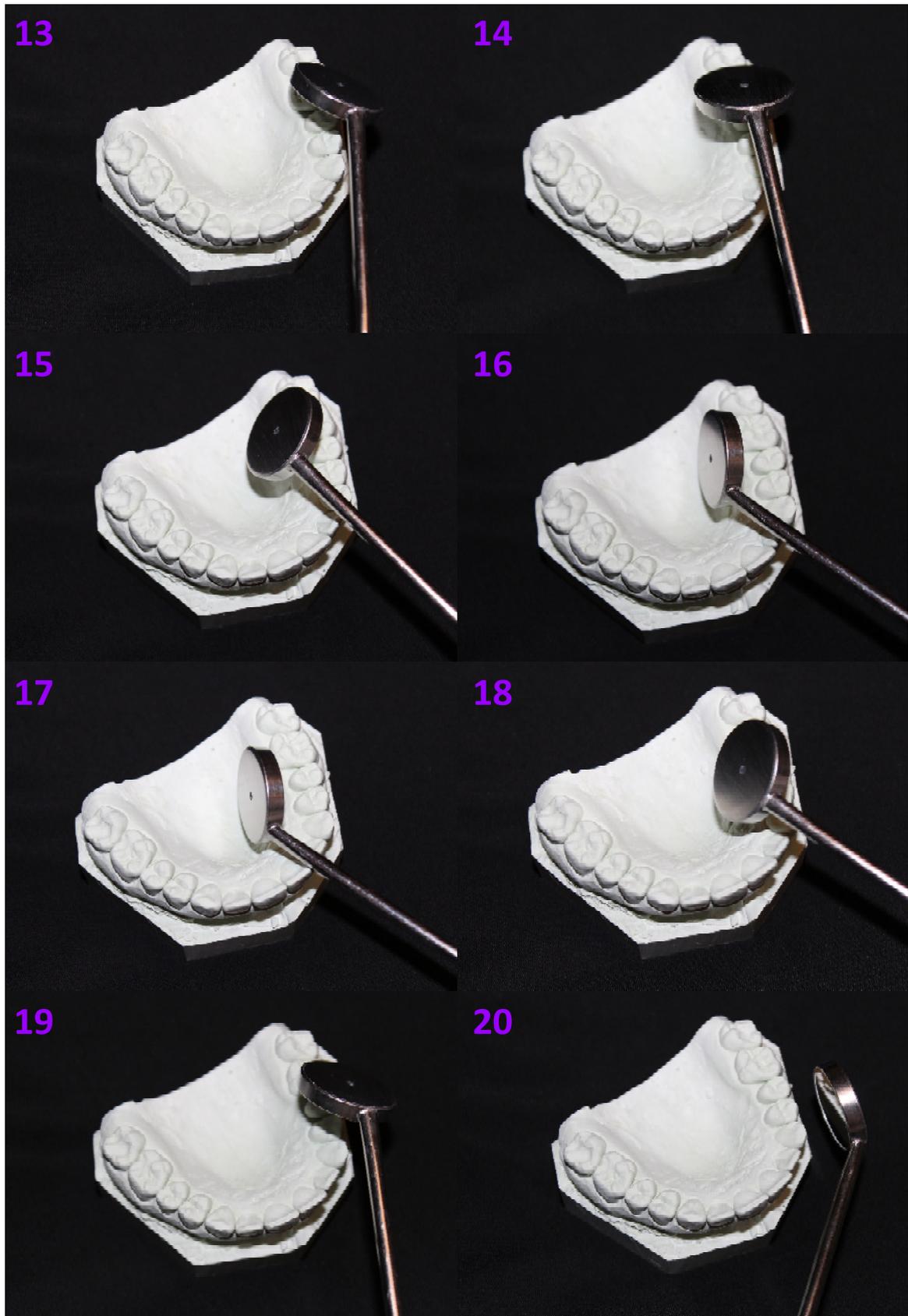
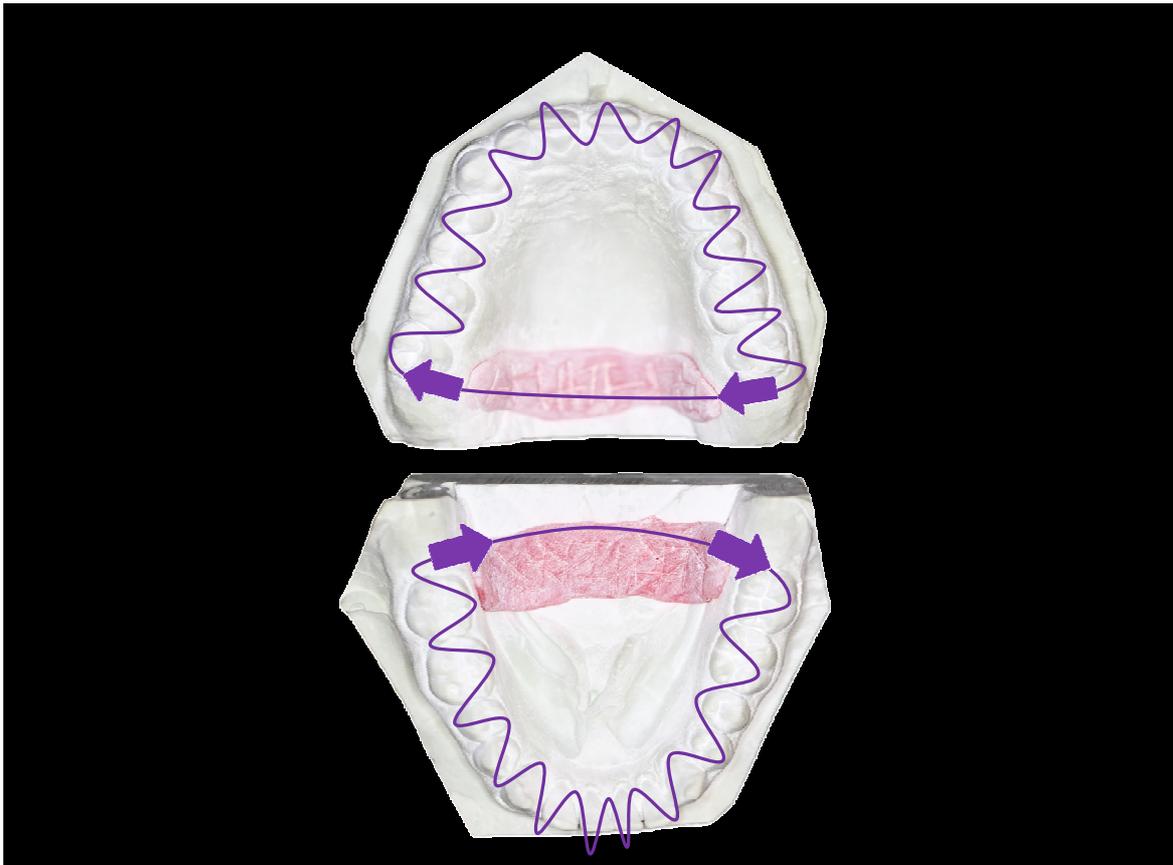


Abbildung 3-11: Fotoserie (Bild 1 bis 20) des Scannens der Seitenzähne eines Quadranten mit dem OraScanner demonstriert am Beispiel des 1. Quadranten des Oberkiefermodells mit korrekt stehenden Zähnen

### 3.2.2 Scanmethode 2

Der Ablauf des Scanvorganges der Messreihe 2 war von der Vorgehensweise analog zur Messreihe 1 (siehe Abschnitt 3.2.1).

Scanmethode 2 (Abbildung 3-12) ist eine Erweiterung der Scanmethode 1 insofern, als zunächst Scanmethode 1 zur Gänze ausgeführt wird, der Scanvorgang hier jedoch nicht endet, sondern fortgesetzt wird. Die Fortsetzung besteht darin, dass nach Erreichen des letzten Molaren durch Schwenken des OraScanners in oro-vestibulärer Richtung der OraScanner quer über den Gaumen beziehungsweise den Mundboden über den am Modell festgeklebten oberflächlich strukturierten Pattern Resin LS Streifen geführt wird. Ist die Ausgangsposition des Scanvorgangs erreicht, wird der Scanvorgang beendet.



**Abbildung 3-12: Die lila Markierung beschreibt den orovestibulären Weg des OraScanners bei Scanmethode 2; der Pfeil zeigt die Richtung an, in der gescannt wird**

### **3.2.3 Reproduzierbarkeit der Scanmethode**

Ziel der angewandten Scanmethoden war es, Reproduzierbarkeit zu gewährleisten.

Um die verschiedenen Scanvorgänge unter möglichst identischen Bedingungen durchzuführen, erfolgten alle Messungen unter identischen Lichtverhältnissen durch die Verfasserin, die vor Beginn dieser Untersuchung mehr als 200 Scans durchgeführt hatte, um in der Lernkurve ein Plateau zu erreichen [89].

### **3.2.4 Referenzscans**

Von der Firma Dentaforum wurde von jedem Modell ein Referenzscan mit dem Neo Scan® (Material 3-7) aus dem Jahr 2007 der Firma Cynovad gefertigt, so dass insgesamt sechs Referenzscans durchgeführt wurden. Der Neo Scan nutzt wie das SureSmile-System ein Weißlicht-Streifenprojektionsverfahren.

Dieser Scanner weist laut Herstellerangaben eine Scangerauigkeit von  $\pm 25 \mu\text{m}$  auf.

Zweck der Referenzscans war es, eine bekannte und feste Größe – quasi einen Goldstandard – bereitzustellen, zu dem alle durchgeführten Scans im Rahmen der unten näher beschriebenen Auswertung (Abschnitt 3.2.5) in Bezug gesetzt wurden.

Die im Rahmen der Referenzscans ermittelten Daten wurden im STL-Format gespeichert und in diesem Format für die vorliegende Untersuchung übergeben.

### **3.2.5 Auswertung der Scandaten**

#### **3.2.5.1 Vorbereitung der Referenzscandaten**

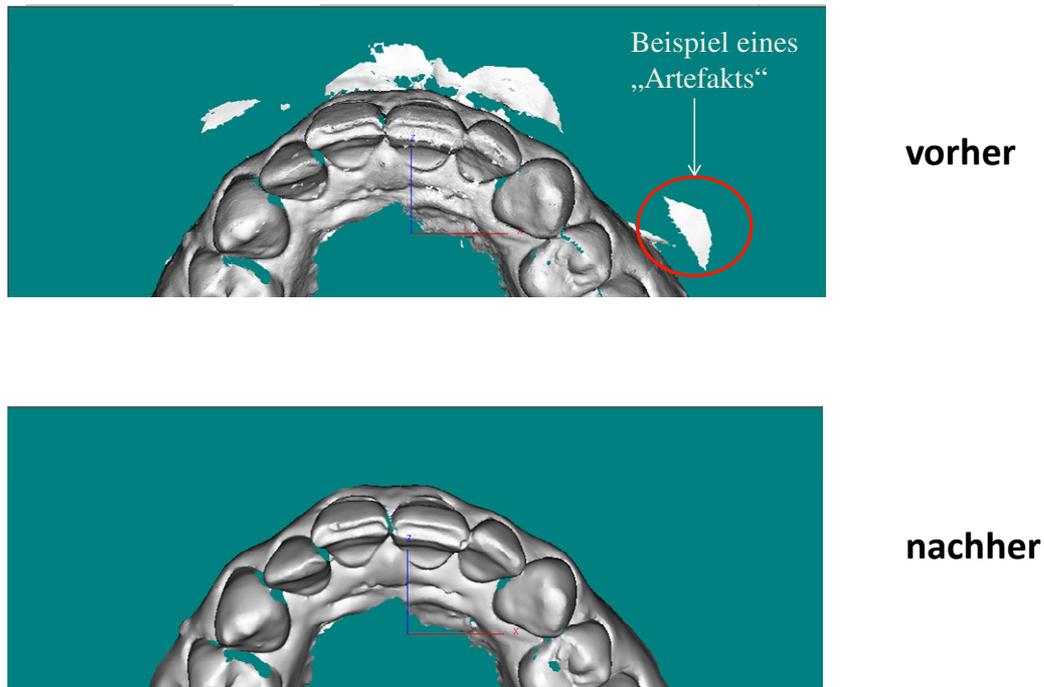
Die von der Firma Dentaforum bereitgestellten Referenzscandaten umfassten die gesamten Modelle und nicht nur den für die Auswertung benötigten Zahnkranz. Deshalb wurden die Referenzscandaten der Modelle wie folgt vorbereitet, um im Rahmen der nachfolgend

beschriebenen Auswertung die Daten der Referenzscans mit den Daten der Scans der Messreihen 1 und 2 in Beziehung setzen zu können.

Vor der Auswertung wurden alle sechs 3-D-Darstellungen der Referenzscans in der Software GeoAnalyzer auf den Zahnkranz reduziert, der möglichst wenig Gingivafläche aufwies. Es wurde darauf geachtet, dass die erhaltene Gingivafläche lediglich wenige Millimeter dick war, da eine völlige Reduktion auf den Zahnkranz mit der Software GeoAnalyzer nicht möglich war.

Die Aufbereitung der gesammelten Daten für die Messreihen 1 und 2 erfolgte durch das OraMetrix-Labor. Hierbei hat Orametrix das Standardvorgehen zur Datenaufbereitung eingehalten, das im Folgenden näher beschrieben wird.

Bei der Datenaufbereitung wurden in einem umfangreichen Prozess die einzelnen beim Scannen gewonnenen Rohdaten in Form von Einzelbildern auf Stimmigkeit untersucht, um am Ende eine bildliche Darstellung des Zahnbogens mit Gingiva zu erhalten. Dazu wurden die Einzelbilder vollautomatisch gegeneinander ausgerichtet. Diese „blättereigartig“ geschichtete Struktur der sich überlagernden Einzelbilder wurde sodann vollautomatisch in eine einschichtige Oberfläche transformiert. In der nachfolgenden Qualitätskontrolle wurden dann manuell unerwünschte Artefakte entfernt. Das sind zum Beispiel unbeabsichtigt mitgescannte Weichteile, wie die in Abbildung 3-13 dargestellte Umschlagfalte.



**Abbildung 3-13: Darstellung eines im Rahmen der Aufbereitung korrigierten Artefakts (Umschlagfalte)**  
(Abbildung OraMetrix; mit freundlicher Genehmigung)

In Messreihe 2 wurden Ober- und Unterkiefer des Weitstandes mit zwei verschiedenen Scanmethoden ebenfalls jeweils 20-mal gescannt. Die weitere Verarbeitung der Daten erfolgte nach oben beschriebenem Vorgehen analog zu Messreihe 1.

### **3.2.5.2 Auswertung der Scandaten mit der Software GeoAnalyzer 5.0**

Die Software GeoAnalyzer 5.0 ist eine intern genutzte Software der Firma OraMetrix zur Verarbeitung von STL-Daten (3-D-Daten). Die inzwischen verfügbare Version 6.0 der Software wurde lediglich für die Visualisierung des Protokolls im Anhang verwendet (siehe Abschnitt 8.1). Sie wurde 2005 von der Firma selbst entwickelt. Im Rahmen ihres Qualitätsmanagements wurde eine Zertifizierung für Medizinprodukte nach DIN EN ISO

13485 durchgeführt, im Rahmen derer die Software validiert wurde. Das Validierungsverfahren erfolgte mit Messkörpern bekannter Größe.

Mit dieser Software erfolgte die Auswertung aller aufbereiteten Scandaten der Messreihen 1 und 2 sowie der entsprechenden Referenzscans in immer gleicher Art und Weise. Das detaillierte Vorgehen im GeoAnalyzer ist dem Protokoll im Anhang zu entnehmen (siehe Abschnitt 8.1)

Am Ende eines solchen Registrierungsprozesses im GeoAnalyzer erscheint auf dem Bildschirm die Darstellung der Messergebnisse, nämlich die farbige Darstellung der Abstände zwischen den Datenpunkten der selektierten Scans (Abbildung 3-15). Stimmen die Datenpunkte überein, werden sie grün dargestellt. Liegen die Datenpunkte des auszuwertenden Scans unterhalb des Referenzscans, werden sie blau, liegen sie oberhalb, werden sie rot dargestellt (Abbildung 3-14). Je größer die Abweichung, desto weiter gerät die farbige Darstellung in Richtung des Endes der jeweiligen Spektralfarbe. Erfolgt die Darstellung in rosa, ist davon auszugehen, dass die so dargestellten Datenpunkte des Referenzscans nicht im auszuwertenden Scan enthalten sind.

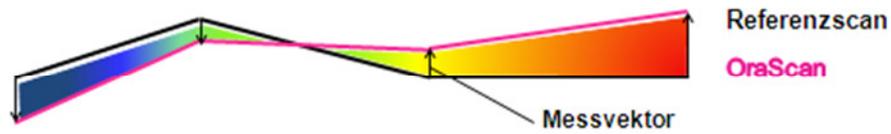


Abbildung 3-14: Schematische Darstellung des farblichen Ergebnisses des Registrierungsprozesses im GeoAnalyzer durch Überlagerung von OraScan und Referenzscan

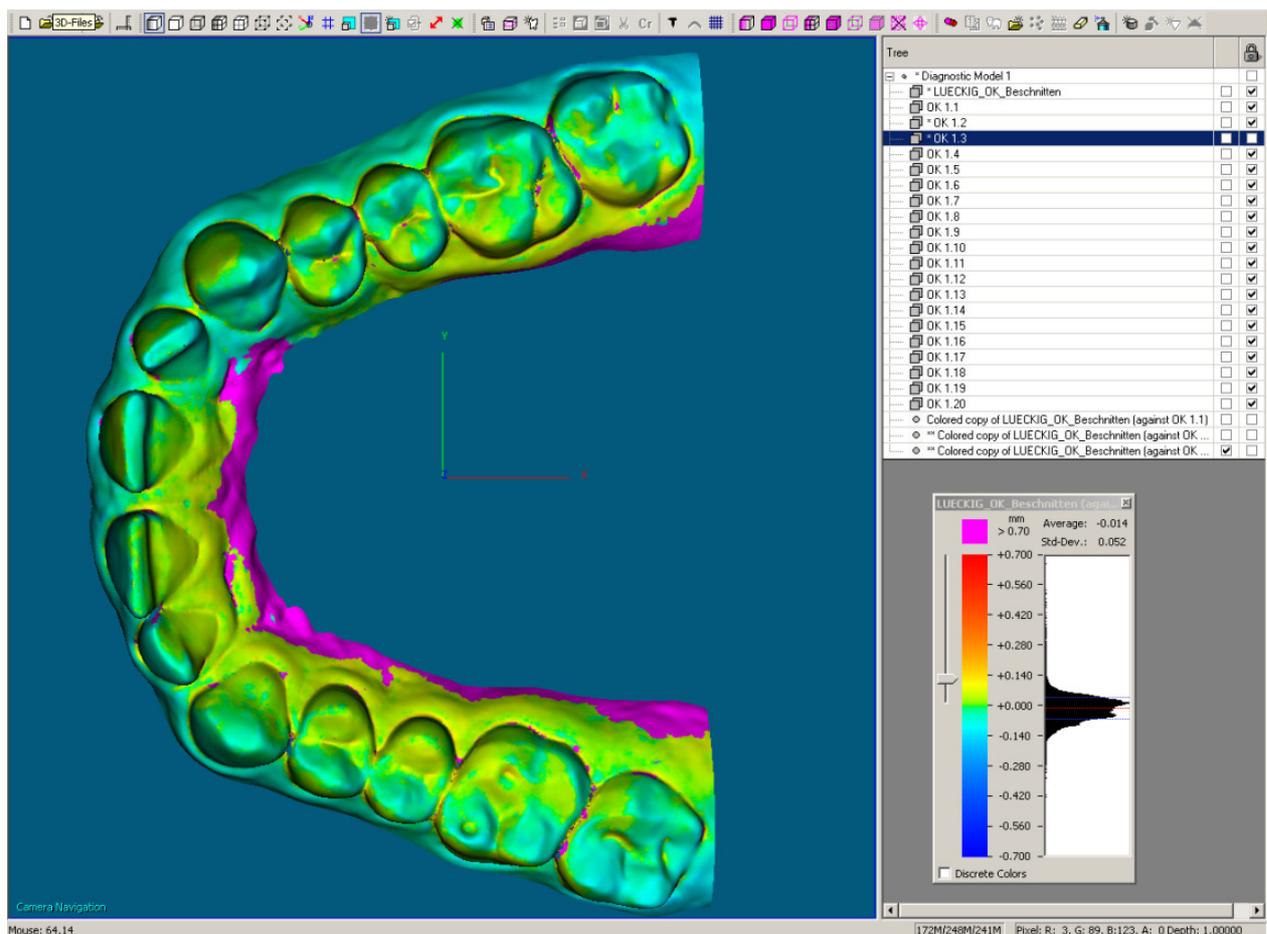


Abbildung 3-15: Darstellung zweier überlagerter Scans (OraScan und Referenzscan) im GeoAnalyzer

Bei dem Registrierungsprozess wird der Abstand zwischen jedem einzelnen Punkt des Referenzscans (Messpunkt) und den diesem Punkt nächstgelegenen Oberflächenelementen des Scans ermittelt. Dieser Abstandswert ist positiv, wenn die Dreiecke des Scans oberhalb des Referenzscans liegen und erscheint im Farbverlauf gelb-rot im Screenshot. Positiv bedeutet in diesem Fall, dass der OraScan an dieser Stelle größer ist als der Referenzscan. Liegen die Messpunkte - also die Dreiecksspitzen - des Referenzscans unterhalb der Oberfläche des Scans, so ist der Abstandswert negativ und erscheint im Screenshot in bläulichem Farbverlauf (Abbildung 3-14 und 3-15). Der OraScan ist demnach an dieser Stelle kleiner als der Referenzscan. Der Messbereich wurde auf 0,7 Millimeter skaliert. Wird demnach innerhalb eines Suchradius von 0,7 Millimeter kein Oberflächenelement des Scans gefunden, wird der betroffene Punkt des Referenzscans nicht gewertet. Es liegt somit auch kein Abstandswert für diesen Punkt vor. Das war in dieser Untersuchung nie der Fall. Die gespeicherten Abstandswerte sind das Ergebnis der vorerwähnten Auswertung und liegen in einer Datei als Liste vor ( $\leq 350.000$  Werte/Scan). Diese Abstandswerte wurden zur weiteren statistischen Auswertung verwertet.

Dieses Protokoll wurde mit allen Scans aus der Messreihe 1 sowie der Messreihe 2 durchgeführt.

### 3.3 Statistische Auswertung

#### 3.3.1 Statistische Auswertung Messreihe 1

Ziel der statistischen Auswertung von Messreihe 1 war es nachzuweisen, ob die Zahnstellung (Weitstand, Engstand, Normalstand) eine Ursache für Unterschiede bei der Scangenaugigkeit ist. Hierzu wird nach folgendem Protokoll die statistische Auswertung vorgenommen.

Im Vorfeld wurde für jeden der 20 getätigten Scans pro Gipsmodell der Mittelwert der ermittelten Abstandswerte zwischen OraScan und Referenzscan ermittelt. Die Auswertung erfolgte mit absoluten Zahlen, da es bei der Auswertung nur auf den absoluten Wert des Abstandes zwischen der Oberfläche des Scans und der des Referenzscans ankommt. Diese 20 Mittelwerte pro Modell (woraus sich 6 Gruppen ergeben: jeweils Oberkiefer- und Unterkiefermodell der drei verschiedenen Zahn(fehl)stellungen) werden der im Folgenden beschriebenen statistischen Auswertung zugrunde gelegt.

Als Basis für die gesamte statistische Auswertung wurde zunächst eine deskriptive Datenanalyse durchgeführt.

Für jedes gescannte Modell wurden neben dem Mittelwert und der Standardabweichung auch Medianwert sowie das untere und das obere Quartil (0,25 und 0,75 Quartil) ermittelt. Zusätzlich werden Minimal- und Maximalwert pro Modell angegeben.

Mit dem Levene-Test wurden die Daten auf Varianzhomogenität geprüft. Die Varianz der Gruppen (unterschied sich nicht signifikant ( $p \geq 0,05$ )). Daher wurden zur weiteren Auswertung statistische Verfahren angewendet, die eine Homogenität der Varianzen voraussetzen [38].

Zur weiteren Prüfung, ob eine Normalverteilung vorliegt, wurde der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Die Annahme der Normalverteilung konnte durch den Test nicht in allen Fällen bestätigt werden.

Daher wurden im Folgenden für die weitere Auswertung ausschließlich nicht parametrische Tests angewendet [90].

Die metrisch skalierten Variablen, die die unterschiedlichen Modelle (jeweils Ober- und Unterkiefer des Weitstandes, des Engstandes und der Normalstellung) darstellen, wurden mit dem H-Test von Kruskal und Wallis [90] als Globaltest auf signifikante Unterschiede

zwischen den Gruppen (Weitstand versus Engstand, Engstand versus Normalstellung, Normalstellung versus Weitstand) überprüft.

Traten signifikante Unterschiede zwischen diesen Gruppen auf, wurden die Untergruppen (Oberkiefermodell mit Engstand, Unterkiefermodell mit Engstand, Oberkiefermodell mit Normalstellung, Unterkiefermodell mit Normalstellung; Oberkiefermodell mit Weitstand, Unterkiefermodell mit Weitstand) mit dem U-Test nach Mann und Whitney paarweise genauer untersucht (Abbildung 4-1). Die Anzahl der möglichen Paarungen bei  $n$  Untergruppen (in dieser Auswertung handelt es sich um die sechs vorerwähnten Untergruppen) werden mit dem Binomialkoeffizient ermittelt. Bei  $n$  Untergruppen können  $\frac{n!}{(n-k)!}$  geordnete Stichproben mit  $k$  Elementen entnommen werden.

Da es sich hier um ungeordnete Stichproben ohne Wiederholung handelt, muss man die Anzahl der Untergruppen durch die Anzahl der Vertauschungen dividieren. Die Anzahl der Vertauschungen berechnet man mit  $k!$ .

Daher ergibt sich für die Anzahl der möglichen Paarungen, den Binomialkoeffizienten, folgende Formel:

$$\text{Binomialkoeffizient} = \frac{n!}{(n-k)!k!} = \binom{n}{k} = 15$$

$k$ : Anzahl der Elemente der Teilmenge

$n$ : Anzahl der Untergruppen

Um nicht die Irrtumswahrscheinlichkeit für die gesamte Auswertung zu erhöhen, muss jeder einzelne kritische Wert zur Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  wie folgt reduziert werden ( $\alpha$ -Adjustierung nach Bonferroni [90]):

Der kritische Wert zur Irrtumswahrscheinlichkeit der einzelnen Paarungen  $\alpha_k$  ist näherungsweise nach

$$\alpha_k = \frac{\alpha}{\text{Binomialkoeffizient}} = \frac{0,05}{15} = 0,00\bar{3}$$

$\alpha_k$ : kritischer Wert für eine einzelne Paarung

$\alpha$ : kritischer Wert für das gesamte Experiment

anzupassen. Es wurde also ein Signifikanzniveau  $p \leq 0,003$  durch  $\alpha$ -Adjustierung nach Bonferroni gewählt. [67]

Um zwischen zwei metrisch skalierten Variablen die Stärke der Zusammenhänge zu ermitteln, wurde der nicht parametrische Rangkorrelationskoeffizient  $r$  nach Spearman für die Korrelation ermittelt.

Die Korrelationen wurden wie folgt nach der Größe der Korrelationskoeffizienten  $r$  bezeichnet:

$0,1 \leq r \leq 0,29$  schwache Korrelation

$0,3 \leq r \leq 0,49$  mittlere Korrelation

$0,5 \leq r \leq 1,0$  starke Korrelation

Es gab signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Modellen. Die weitere Untersuchung wurde mit dem Modell mit der geringsten und der größten Streuung fortgeführt. Hierbei handelt es sich um das Modellpaar des Weitstandes.

Alle Berechnungen erfolgten mit dem Programm IBM SPSS Statistics 19 (Material 3-8) für Windows.

### **3.3.2 Statistische Auswertung Messreihe 2**

Ziel der statistischen Auswertung von Messreihe 2 war es, herauszufinden, ob die benutzte Scanmethode (Scanmethode 1 und 2) einen signifikanten Einfluss auf die Scengenauigkeit des gescannten Gipsmodells hat.

Für jedes gescannte Modell wurden, analog zum Vorgehen bei Messreihe 1, auch in der Messreihe 2 neben dem Mittelwert und der Standardabweichung, der Medianwert sowie das untere und das obere Quartil (0,25 und 0,75 Quartil) ermittelt. Zusätzlich werden Minimal- und Maximalwert angegeben. Die Auswertung erfolgte mit absoluten Zahlen, da es bei der Auswertung ebenfalls nur auf den absoluten Abstand der Oberflächen zwischen dem OraScan und dem Referenzscan ankommt.

Alle Berechnungen erfolgten mit dem Programm IBM SPSS Statistics 19 für Windows.

### 3.3.3 Ursachen der Scanfehler

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung kann stark vom Auftreten systematischer Fehler bei der Datenerhebung beeinflusst werden. Die Ursachen für diese systematischen Fehler sind vornehmlich Fehler beim Scannen der Gipsmodelle beziehungsweise deren Vorbereitung zum Scannen.

#### 1. Fehler bei der Modellvorbereitung:

- Die Modellvorbehandlung mit Arti-Spray könnte nicht ausreichend gewesen sein (keine gleichmäßige dünne Schicht über dem ganzen Gipsmodell), so dass es während des Scanvorganges zu Lichtreflexionen auf den nicht abgedeckten Bereichen gekommen sein könnte.
- Beim Auftragen des Arti-Sprays könnte die Schichtdicke zu dick und ungleichmäßig geworden sein und damit zu Verfälschungen der Oberflächenform geführt haben.

#### 2. Fehler beim Scanvorgang:

- Ein Fehler, der sich in der Software beim Zusammenfügen der Einzelbilder ergibt.
- Ein Fehler, der auf einer Linsenverzerrung beruht, wird durch die erfolgte Kalibrierung des OraScanners wieder herausgerechnet. Das Ausmaß dieses Fehlers ist somit zu vernachlässigen.

#### 3. Fehler beim Scannen der Referenzscans:

- Die Referenzscans wurden mittels des Neo Scans der Firma Cynovad bei der Firma Dentaurum gewonnen. Auch hieraus könnte ein Fehler resultieren, der aber aufgrund der bekannten Scengenauigkeit des Scanners ( $\pm 25 \mu\text{m}$ ) bekannt ist.

#### 4. Fehler bei der Auswertung im GeoAnalyzer:

- Ein Fehler, der sich bei der Auswertung mit der Software GeoAnalyzer ergeben haben könnte.

Die vorgenannten Scanfehler bedingen einen methodischen Fehler beim Scan- und Auswertungsprozess dieser Untersuchung, den so genannten Methodenfehler. Auf diesen wird im Folgenden eingegangen.

#### 3.3.4 Bestimmung des Methodenfehlers

Der Methodenfehler (MF) setzt sich zusammen aus Fehlern bei der Vorbereitung der Modelle, beim Scannen, bei der Auswertung mittels der Software SureSmile und der Auswertung in der Software GeoAnalyzer.

Um einen Einfluss auf den Methodenfehler durch die Modellherstellung auszuschließen, wurden für die Messreihen 1 und 2 dieselben Gipsmodelle verwendet.

Der Methodenfehler wurde nach der Formel von *Dahlberg* [19]

$$MF = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

*MF*: Methodenfehler

*d*: Differenz zwischen erster und zweiter Messung

*n*: Anzahl der zur Fehlerbestimmung herangezogenen Modelle

berechnet.

Zur Bestimmung des Methodenfehlers (Methodenfehler für den Oberkiefer des Weitstandes abgekürzt  $MF_{OK}$ ) wurde die Differenz der Mittelwerte zwischen den jeweils 20 Werten der Modelle des Oberkiefers mit Weitstand der Messreihe 1 (OKm1) und den jeweils 20 Modellen des Oberkiefers mit Weitstand der Messreihe 2 (OKm2), gescannt mit Scanmethode 1, genommen und nach obiger Formel berechnet. Nach der gleichen Methode wurde der Methodenfehler ( $MF_{UK}$ ) für den Unterkiefer Weitstand (UKm1, UKm2), mit Scanmethode 1 gescannt, berechnet.

Zwischen der Erstellung der Messreihen 1 und 2 lagen zwei Monate. Somit kann eine Beeinflussung durch Erinnerung bei der Auswertung ausgeschlossen werden.

Die einzelnen Messwerte zur Errechnung des Methodenfehlers sind in Tabelle 3-1 zusammengefasst.

Modell	OKm1 [mm]	OKm2 [mm]	$d_{OK}$ [mm]	UKm1 [mm]	UKm2 [mm]	$d_{UK}$ [mm]
1	0,093	0,101	-0,008	0,084	0,093	-0,009
2	0,085	0,098	-0,013	0,030	0,072	-0,042
3	0,092	0,042	0,049	0,077	0,095	-0,018
4	0,098	0,101	-0,003	0,058	0,097	-0,039
5	0,084	0,093	-0,009	0,043	0,091	-0,047
6	0,067	0,093	-0,026	0,043	0,032	0,011
7	0,073	0,080	-0,006	0,044	0,035	0,009
8	0,127	0,096	0,032	0,039	0,052	-0,013
9	0,056	0,080	-0,024	0,045	0,106	-0,060
10	0,064	0,123	-0,059	0,053	0,086	-0,032
11	0,069	0,113	-0,044	0,046	0,040	0,006
12	0,069	0,053	0,016	0,049	0,040	0,009
13	0,069	0,061	0,008	0,051	0,045	0,006
14	0,075	0,128	-0,052	0,034	0,078	-0,044
15	0,063	0,129	-0,065	0,053	0,049	0,004
16	0,092	0,129	-0,037	0,052	0,060	-0,008
17	0,044	0,116	-0,072	0,054	0,045	0,009
18	0,080	0,098	-0,017	0,049	0,087	-0,038
19	0,079	0,107	-0,029	0,045	0,035	0,010
20	0,081	0,153	-0,072	0,098	0,052	0,046

Tabelle 3-1: Werte zur Berechnung des Methodenfehlers

(OKm1: Mittelwerte in Millimeter der Messungen jedes Oberkiefermodells mit Weitstand mit Scanmethode 1 der Messreihe 1; OKm2: Mittelwerte in Millimeter der Messungen jedes Oberkiefers mit Weitstand mit Scanmethode 1 der Messreihe 2;  $d_{OK}$ : Differenz in Millimeter zwischen OKm1 und OKm2; UKm1: Mittelwerte in Millimeter der Messungen jedes Unterkiefermodells mit Weitstand mit Scanmethode 1 der Messreihe 1; UKm2:

**Mittelwerte in Millimeter jedes Unterkiefermodells mit Weitstand mit Scanmethode 1 der Messreihe 2;  $d_{UK}$ :  
Differenz in Millimeter zwischen UKm1 und UKm2)**

Aus den in Tabelle 2-1 angegebenen Werten errechnen sich folgende Methodenfehler:

Methodenfehler für das Oberkiefermodell mit Weitstand:

$$MF_{OK} = 0,028 \text{ mm}$$

Methodenfehler für das Unterkiefermodell mit Weitstand:

$$MF_{UK} = 0,020 \text{ mm}$$

Der Methodenfehler allein durch die Registrierung im GeoAnalyzer liegt nach *Schubert et al.* zwischen 0,03 und 0,04 mm [94].

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Messreihe 1

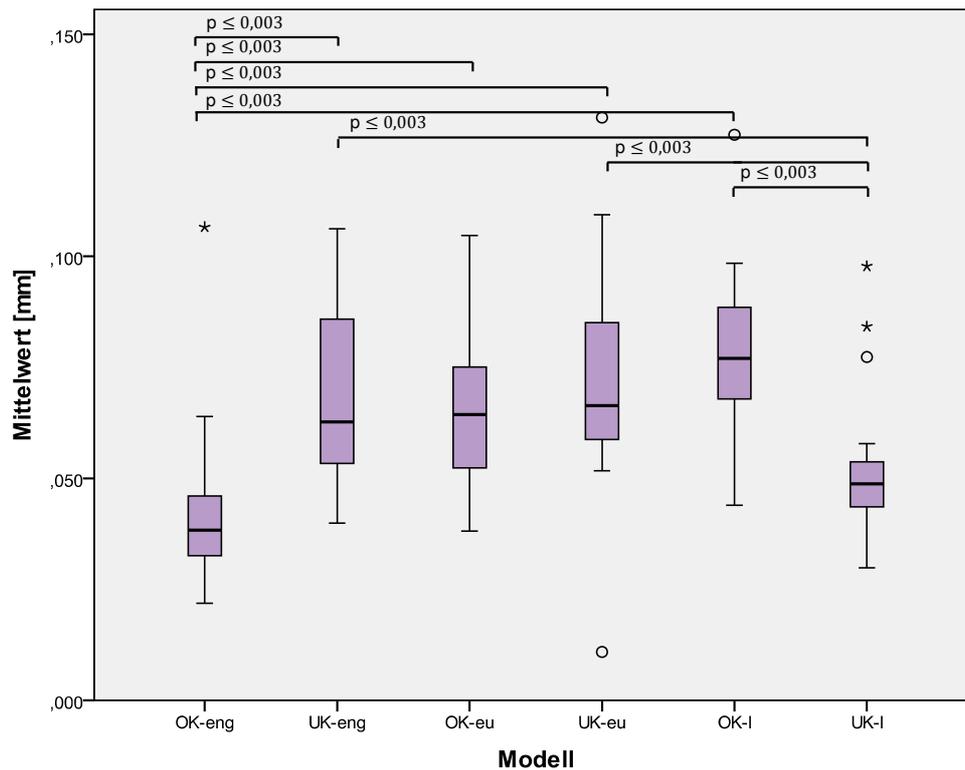
Zum besseren Verständnis der Ergebnisse der Messreihe 1 werden die in diesem Zusammenhang wichtigen Schritte des Untersuchungsprotokolls (siehe Abschnitt 3.3.1) wiederholt und vorangestellt.

Zu Beginn der statistischen Auswertung wurde pro Gipsmodell für jeden der 20 getätigten Scans der Mittelwert der ermittelten Abstandswerte zwischen OraScan und Referenzscan ermittelt. Sodann wurden für jedes Modell aus diesen 20 Mittelwerten der Mittelwert, die Standardabweichung, der Medianwert sowie das untere und obere Quartil (0,25 und 0,75 Quartil) ermittelt und zusätzlich der Minimal- und Maximalwert angegeben (siehe Tabelle 4-1, Abbildung 4-1).

Abweichung der Messpunkte [mm]	Engstand		gerade nebeneinander stehende Zähne		Weitstand	
	OK n = 20	UK n = 20	OK n = 20	UK n = 20	OK n = 20	UK n = 20
Median	0,038	0,063	0,064	0,066	0,077	0,049
25. Perzentil	0,032	0,053	0,052	0,057	0,067	0,044
75. Perzentil	0,046	0,089	0,076	0,085	0,09	0,054
Minimum	0,022	0,04	0,038	0,011	0,044	0,03
Maximum	0,107	0,106	0,105	0,131	0,127	0,098
Mittelwert	0,043	0,069	0,066	0,073	0,078	0,052
Standardabweichung	0,018	0,02	0,018	0,026	0,018	0,016

**Tabelle 4-1: Ergebnisse der beschreibenden Statistik für Messreihe 1.**

n: Anzahl der Scans; OK: Oberkiefer; UK: Unterkiefer; die Ergebnisse sind in Millimeter angegeben



**Abbildung 4-1: Box-Whisker-Plot-Darstellung der mittleren Abweichungen der Mittelwerte zwischen OraScan und Referenzscan getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 1.**

— : signifikante Unterschiede auf dem Niveau  $p \leq 0,003$  ( $\alpha$ -Adjustierung nach Bonferroni) im Diagramm markiert; ° : markiert Ausreißer der Messreihe; \* : markiert Extremwerte der Messreihe

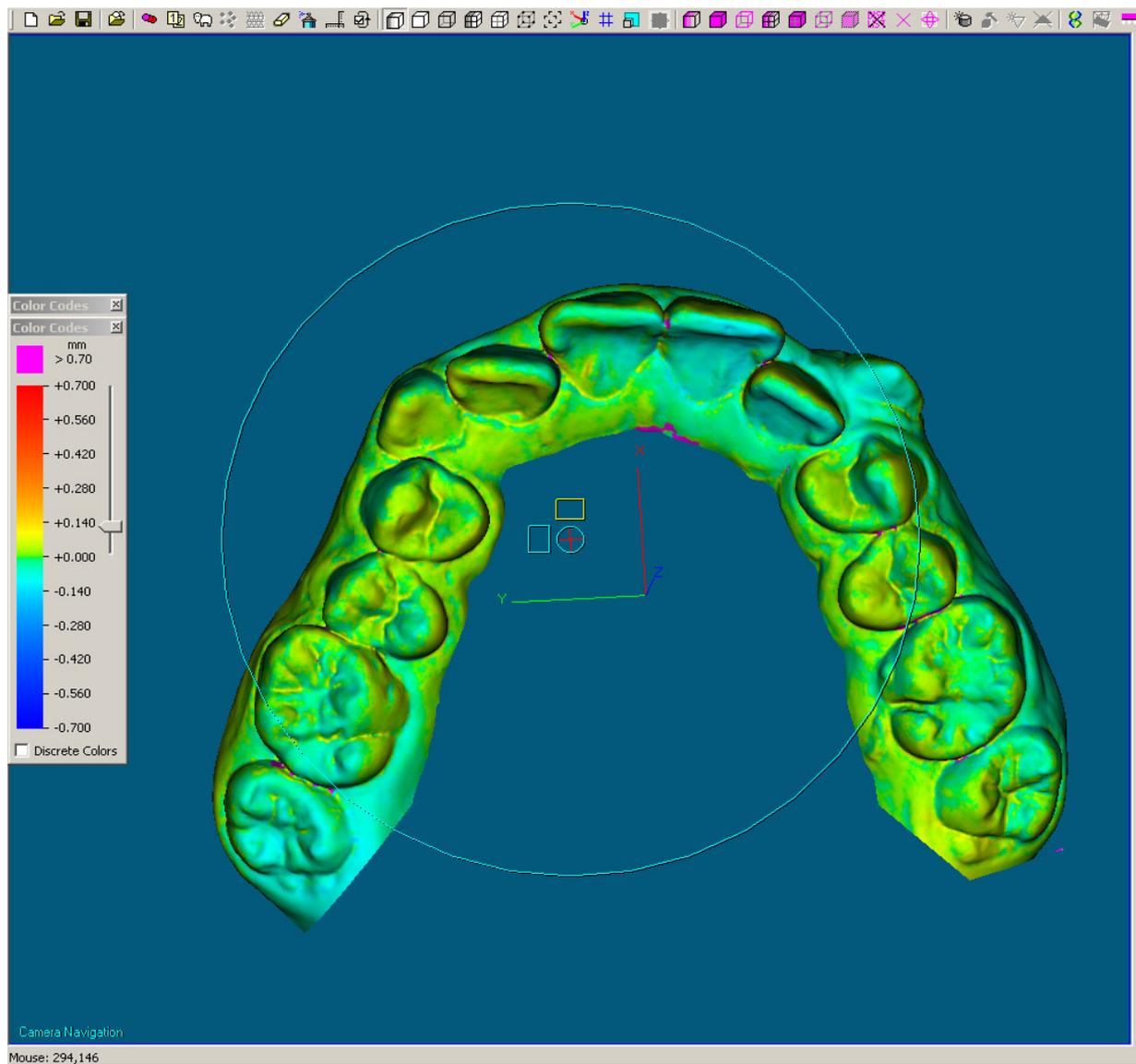
**OK-eng: Oberkiefermodell mit Engstand; UK-eng: Unterkiefermodell mit Engstand; OK-eu: Oberkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; UK-eu: Unterkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; OK-l: Oberkiefermodell mit Weitstand (lückig); UK-l: Unterkiefermodell mit Weitstand (lückig)**

Zur weiteren Veranschaulichung der Ergebnisse wird im Folgenden für jeden gescannten Modelltyp der Messreihe 1 eine exemplarische Darstellung der Überlagerung des Referenzscans mit dem OraScan im GeoAnalyzer abgebildet (Abbildungen 4-2 bis 4-7).

Die Screenshots der Abbildungen 4-2 bis 4-7 für die Messreihe 1 und Abbildungen 4-14 bis 4-17 für die Messreihe 2 stellen farblich die Abweichungen in Millimeter zwischen einem exemplarischen OraScan für das jeweilige Modell und dem entsprechenden Referenzscan dar. Liegt keine Abweichung vor, ist das Modell grün. Bei einer positiven Abweichung, das heißt der OraScan liegt für diesen Bereich oberhalb des Referenzscans, ist das entsprechende Areal auf dem Modell gelb gefärbt, und je größer die Abweichung wird,

desto mehr geht die Färbung ins rote Farbspektrum über. Bei einer negativen Abweichung des OraScans vom Referenzscan stellt sich der entsprechende Modellbereich blau dar. Das bedeutet, dass dieser Bereich des OraScans unterhalb des Referenzscans liegt. Je größer die negative Abweichung wird, desto dunkler färbt sich der Bereich blau ein. Bereiche, die im Referenzscan nicht vorhanden sind, werden in der Abbildung rosa dargestellt. Vergleiche Kapitel 8.1.

Bei der Überlagerung der beiden Scans wurde nur der Bereich des Referenzscans mit den OraScans verglichen.



**Abbildung 4-2: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Engstand im GeoAnalyzer**

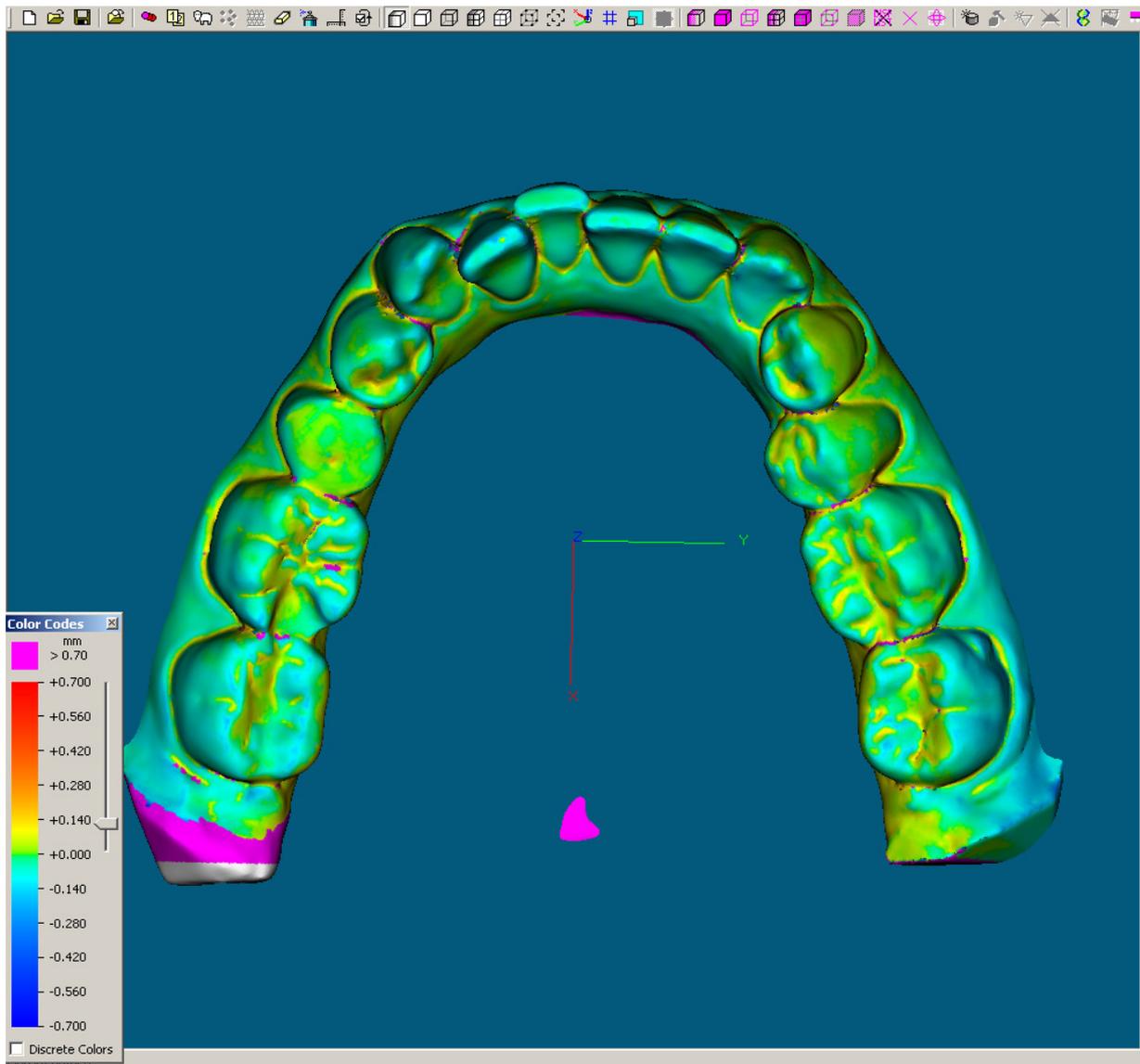
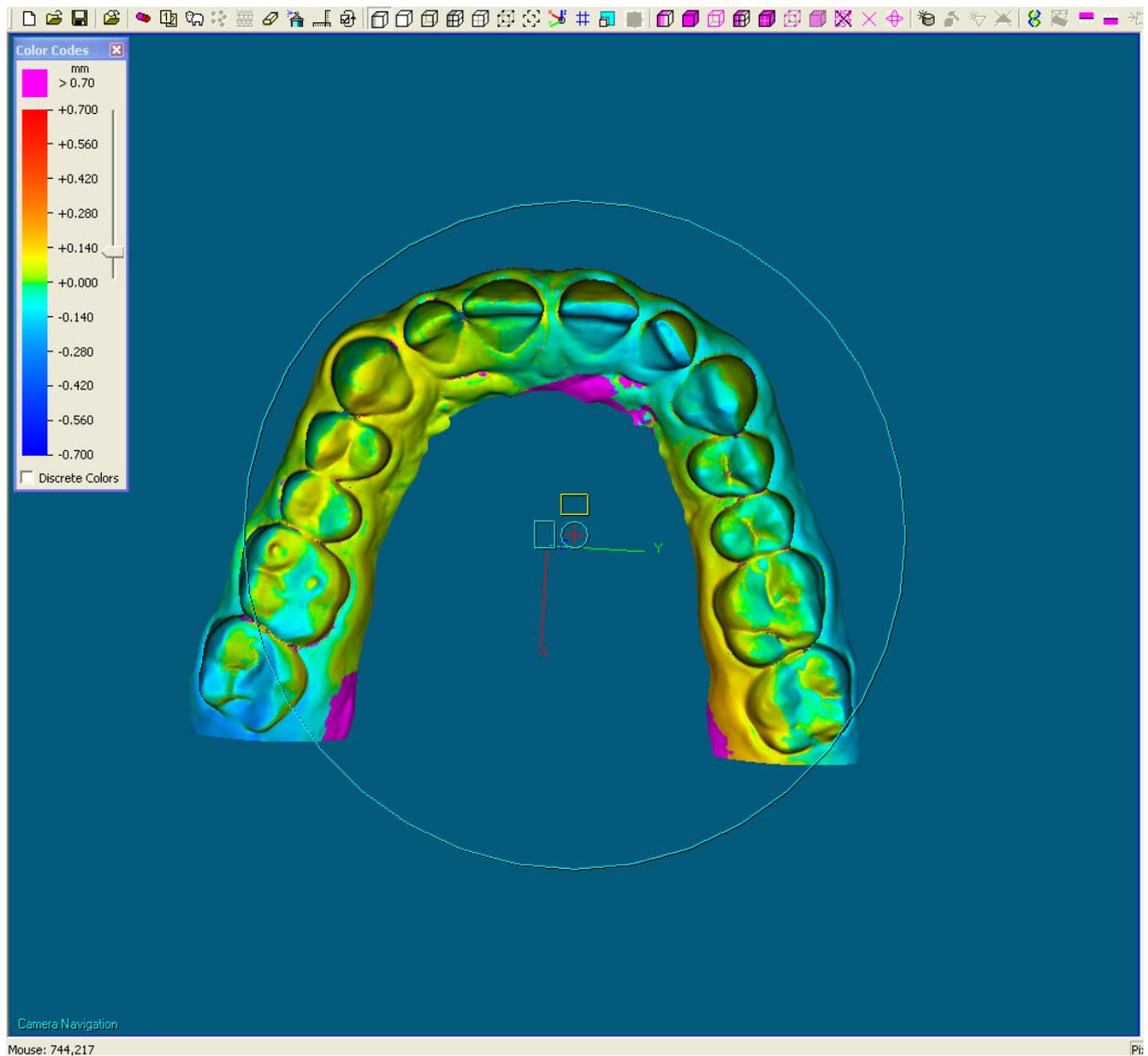
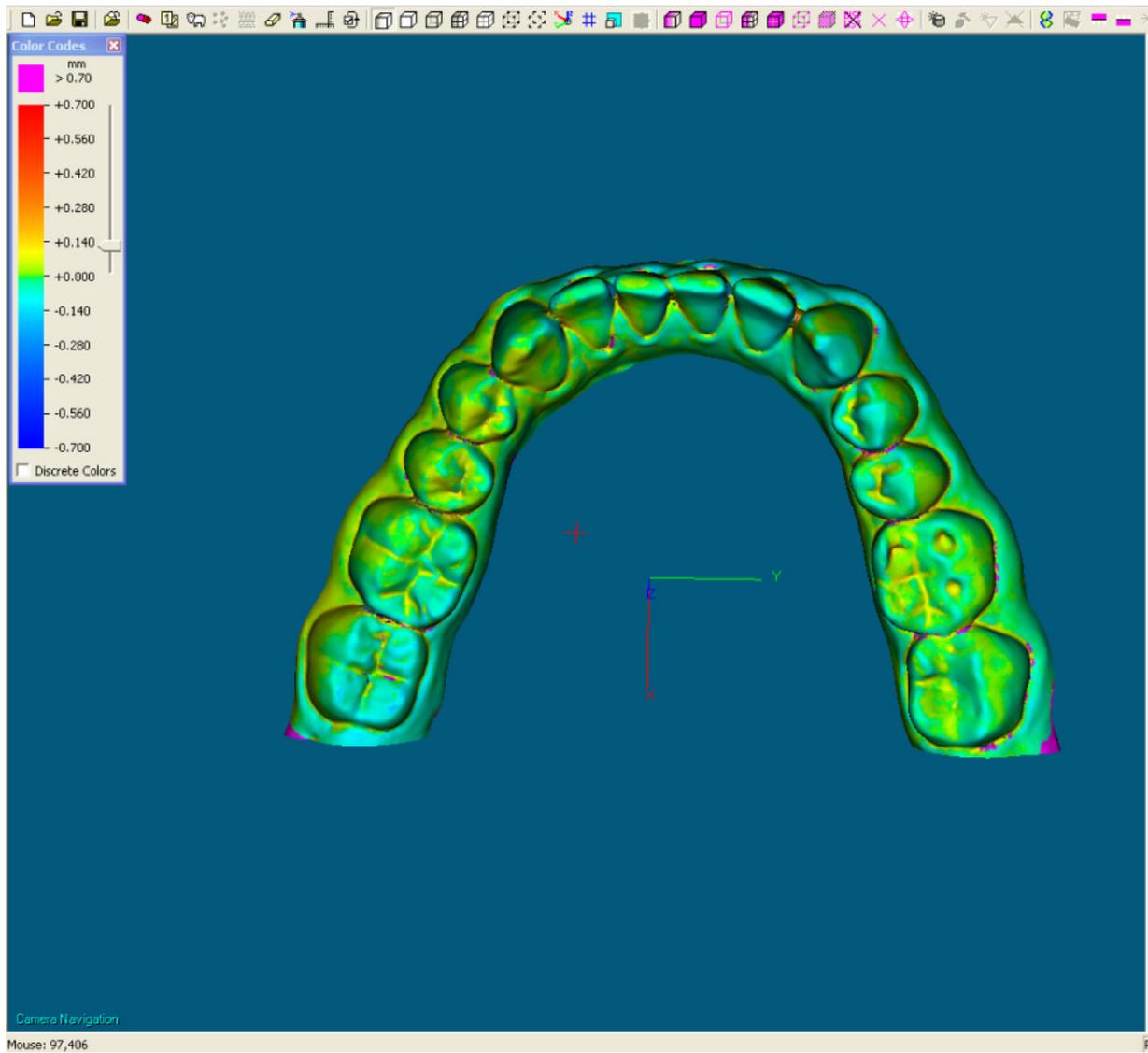


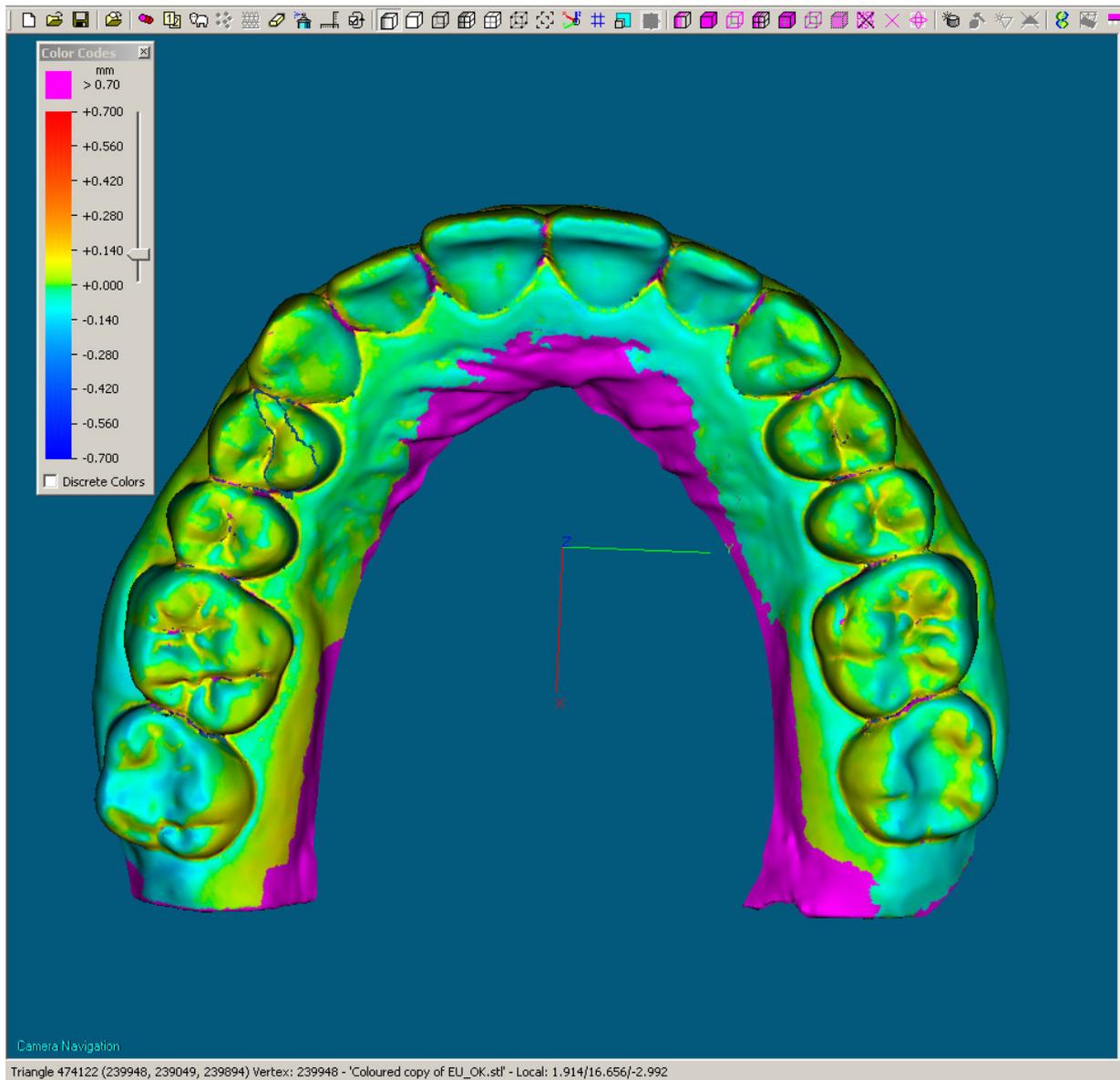
Abbildung 4-3: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Engstand im GeoAnalyzer.



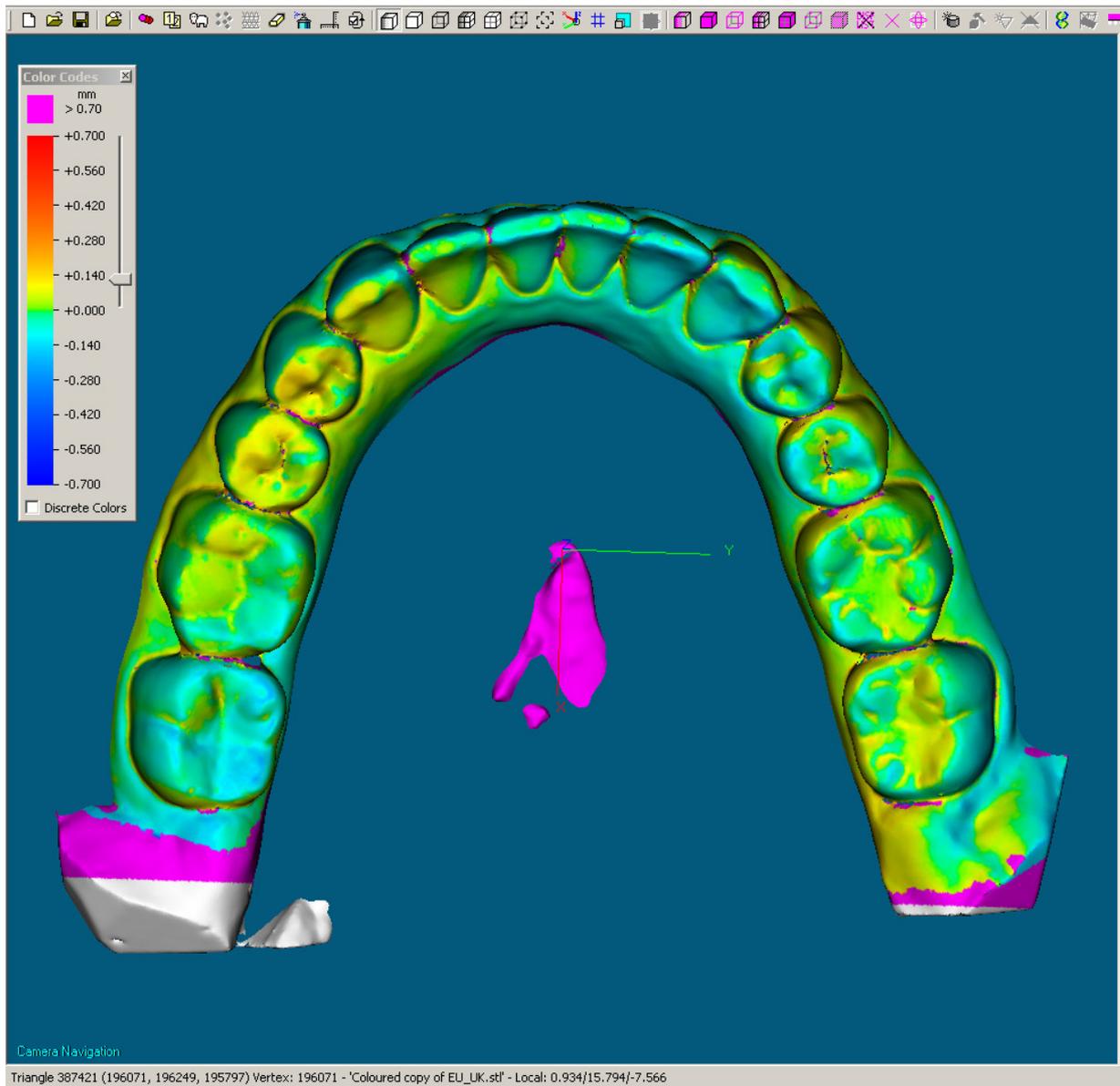
**Abbildung 4-4: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Weitstand im GeoAnalyzer.**



**Abbildung 4-5: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Weitstand im GeoAnalyzer.**



**Abbildung 4-6: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen im GeoAnalyzer.**



**Abbildung 4-7: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen im GeoAnalyzer.**

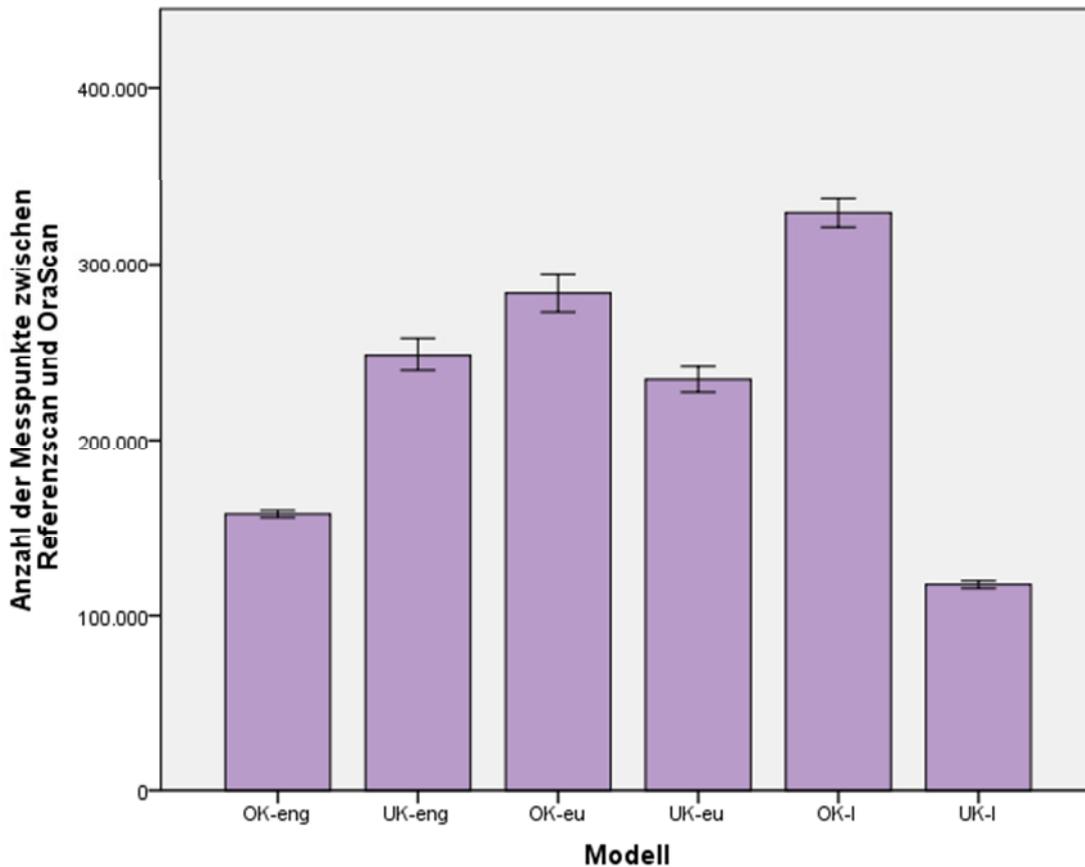
Die Anzahl der Messpunkte durch Überlagerung des OraScans mit dem jeweiligen Referenzscan lag zwischen 154801 (Minimum) und 337191 (Maximum) (Tabelle 4-2). Der Referenzscan lag als STL-Datensatz im GeoAnalyzer vor. Das bedeutet, dass die Oberfläche des Referenzscans in Dreiecken abgebildet wird. Jede Dreiecksspitze bildet einen Messpunkt, von dem aus Messvektoren das nächstgelegene Oberflächenelement des OraScans eruieren. Da das Datenvolumen pro Referenzscan zwischen den einzelnen Referenzscans der Untersuchung variiert, variiert auch die Anzahl der Messpunkte. Innerhalb eines Modells blieb die Anzahl der Messpunkte aber relativ konstant (Tabelle 4-2). In der Messpunktzahl unterscheiden sich die verschiedenen Modelle signifikant ( $p \leq 0,001$ ). Eine Normalverteilung war nicht in allen Fällen (Prüfung mit dem Shapiro-Wilk-Test) gegeben. Daher wurden die Gruppen mit dem H-Test nach Kruskal und Wallis auf signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen untersucht und mit dem U-Test nach Mann und Whitney paarweise verglichen. Diese Untersuchung ergab, dass sich die Zahl der Messpunkte zwischen allen Modellen signifikant unterschied (Abbildung 4-8). Demnach besteht ein signifikanter Einfluss der Zahnstellung auf die Anzahl der Messpunkte.

## Ergebnisse

Modell	Anzahl der Messpunkte [n]					
	Messreihe 1					
	OK-eng	UK-eng	OK-eu	UK-eu	OK-l 1	UK-l 1
1	156439	242761	281123	231811	329327	117392
2	156595	238872	282655	239397	325844	118363
3	158036	240124	289890	229652	324955	116530
4	157552	248805	282853	231969	329889	115638
5	158746	245304	283491	234991	337191	116818
6	158583	255393	295964	233871	328307	117197
7	158684	253709	282616	235451	322777	116776
8	158310	250026	272934	236131	330010	117097
9	158597	244723	281837	234823	333430	115907
10	157448	250564	277501	234954	336322	115723
11	158892	253963	284685	229789	330263	114973
12	157848	251599	280874	239082	326087	117238
13	157746	248734	288909	229671	330477	118120
14	157946	248855	278702	240352	325355	118371
15	157360	243092	276161	232050	331197	118569
16	157549	252896	282262	240458	332157	116815
17	154801	253902	279904	230240	332919	118342
18	156625	251379	282727	232677	325945	117744
19	158288	247979	286051	231921	328611	118076
20	157452	247690	289704	231121	322604	118076
Mittelwert	157675	248519	283042	234021	329183	117188

**Tabelle 4-2: Anzahl der Messpunkte für die jeweils 20 Scans der Messreihe 1**

(OK-eng: Oberkiefermodell mit Engstand; UK-eng: Unterkiefermodell mit Engstand; OK-eu: Oberkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; UK-eu: Unterkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; OK-l: Oberkiefermodell mit Weitstand; UK-l: Unterkiefer mit Weitstand)



**Abbildung 4-8: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Messpunktanzahl getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 1. Alle Modelle unterscheiden sich signifikant voneinander auf dem Niveau  $p \leq 0,001$**

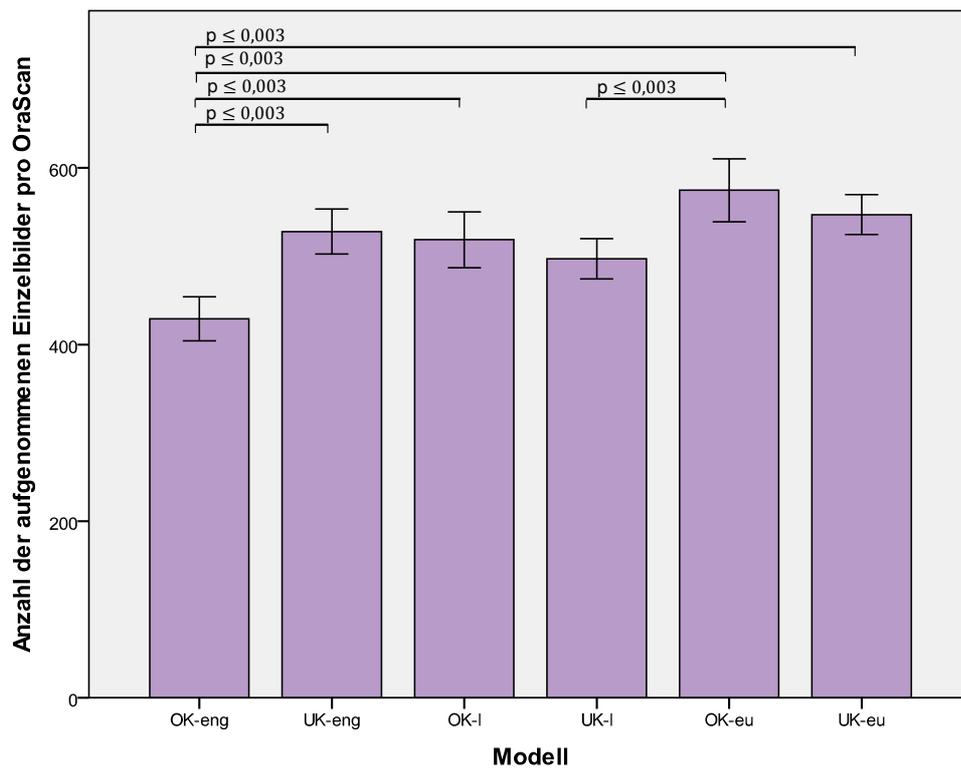
**(OK-eng: Oberkiefermodell mit Engstand; UK-eng: Unterkiefermodell mit Engstand; OK-eu: Oberkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; UK-eu: Unterkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; OK-l: Oberkiefermodell mit Weitstand [lückig]; UK-l: Unterkiefermodell mit Weitstand [lückig])**

Die Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder pro OraScan lag zwischen 354 (Minimum) und 722 (Maximum) (Tabelle 4-3). In dieser Bildzahl gab es signifikante Unterschiede zwischen den Modellen (ANOVA mit Tukey Post-hoc-Test): das Oberkiefermodell mit Engstand unterschied sich von allen anderen Modellen - mit Ausnahme des Unterkiefermodells mit Weitstand – signifikant, ebenso existierte ein signifikanter Unterschied zwischen dem Unterkiefermodell mit Weitstand und dem Oberkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen (Abbildung 4-9).

## Ergebnisse

Modell	Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder [n]					
	Messreihe 1					
	OK-eng	UK-eng	OK-l	UK-l	OK-eu	UK-eu
1	387	526	585	466	604	418
2	377	451	651	538	616	533
3	374	539	518	465	636	511
4	361	562	537	531	615	501
5	467	573	557	526	513	542
6	416	564	629	476	530	543
7	418	546	560	520	500	585
8	581	425	627	521	504	626
9	486	456	557	504	701	566
10	420	634	491	511	609	561
11	470	486	456	511	593	615
12	433	502	441	486	713	572
13	354	531	463	640	722	551
14	485	545	523	520	581	531
15	427	456	470	498	535	581
16	394	549	449	411	534	515
17	399	629	423	423	494	562
18	437	516	450	480	498	474
19	465	544	505	465	490	599
20	434	526	481	453	507	557
Mittelwert	429	528	519	497	575	547

**Tabelle 4-3: Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder je OraScan für die jeweils 20 Scans der Messreihe 1 (OK-eng: Oberkiefermodell mit Engstand; UK-eng: Unterkiefermodell mit Engstand; OK-l: Oberkiefermodell mit Weitstand; UK-l: Unterkiefer mit Weitstand; OK-eu: Oberkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; UK-eu: Unterkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen)**



**Abbildung 4-9: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 1.**

— : signifikante Unterschiede auf dem Niveau  $p \leq 0,003$  im Diagramm markiert

(OK-eng: Oberkiefermodell mit Engstand; UK-eng: Unterkiefermodell mit Engstand; OK-eu: Oberkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; UK-eu: Unterkiefermodell mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen; OK-l: Oberkiefermodell mit Weitstand [lückig]; UK-l: Unterkiefermodell mit Weitstand [lückig])

Die Stärke der Zusammenhänge zwischen den Variablen wurde ermittelt durch Berechnung der Rangkorrelationskoeffizienten  $r$  nach Spearman. Es ergab sich eine mittlere Korrelation zwischen der Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern und der Anzahl an Messpunkten. (Tabelle 4-4, Abbildungen 4-10 bis 4-12).

## Ergebnisse

### Korrelationen

			mittlere Messpunktabwei- chungen zwischen OraScan und Referenzscan	Anzahl der Messpunkte zwischen Referenzscan und OraScan	Anzahl der aufgenommen en Einzelbilder pro OraScan
Spearman- Rho	mittlere Messpunktab weichungen zwischen OraScan und Referenzscan	Korrelationskoeffiz ient Sig. (2-seitig) N	1,000  120	-,446**  120	-,045  120
	Anzahl der Messpunkte zwischen Referenzscan und OraScan	Korrelationskoeffiz ient Sig. (2-seitig) N	-,446**  120	1,000  120	,340**  120
	Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder pro OraScan	Korrelationskoeffiz ient Sig. (2-seitig) N	-,045  120	,340**  120	1,000  120

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

**Tabelle 4-4: Rangkorrelationskoeffizienten r nach Spearman für die mittleren Abweichungen zwischen den Messpunkten, der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder beziehungsweise der Anzahl der Messpunkte für alle OraScans der Messreihe 1**

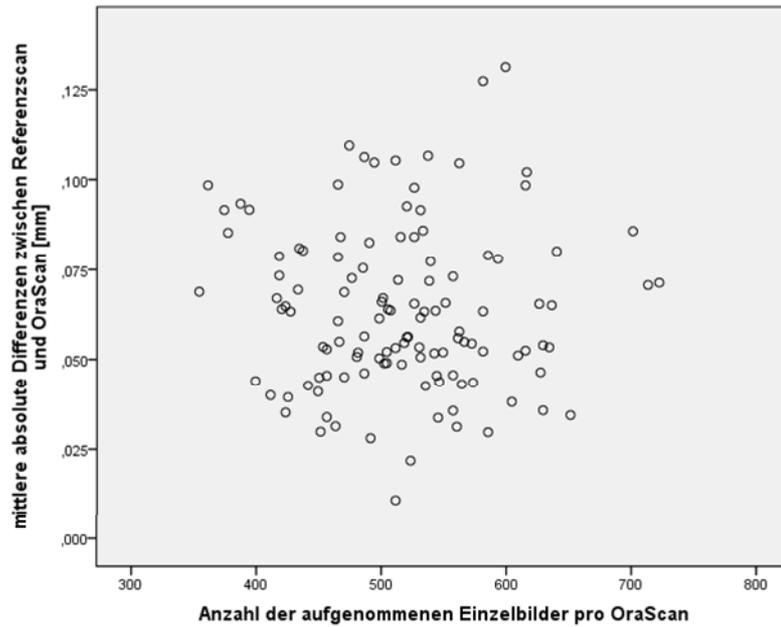


Abbildung 4-10: Scatterplot für die mittleren Messpunktabweichungen zwischen den OraScans und den entsprechenden Referenzscans in Abhängigkeit von der Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern pro OraScan der Messreihe 1

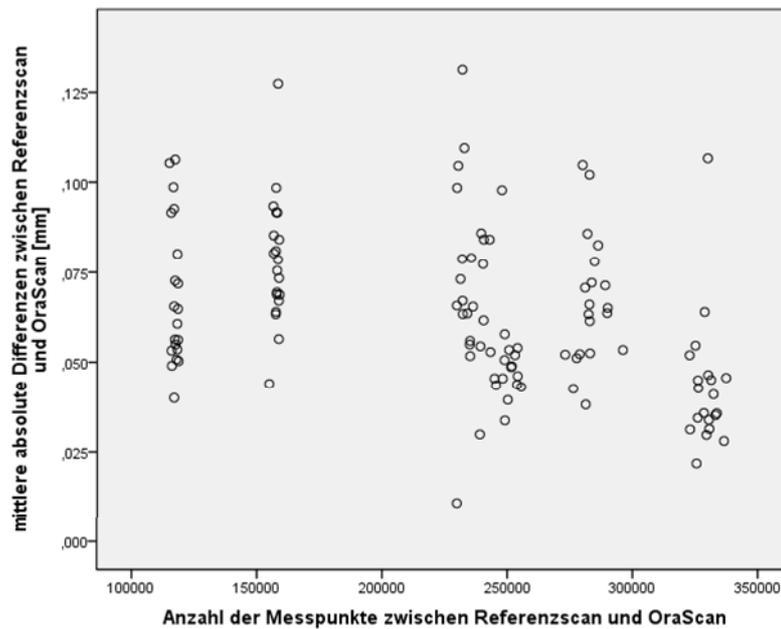


Abbildung 4-11: Scatterplot für die mittleren Messpunktabweichungen zwischen den OraScans und den entsprechenden Referenzscans in Abhängigkeit von der Anzahl an Messpunkten zwischen Referenzscan und OraScan der Messreihe 1

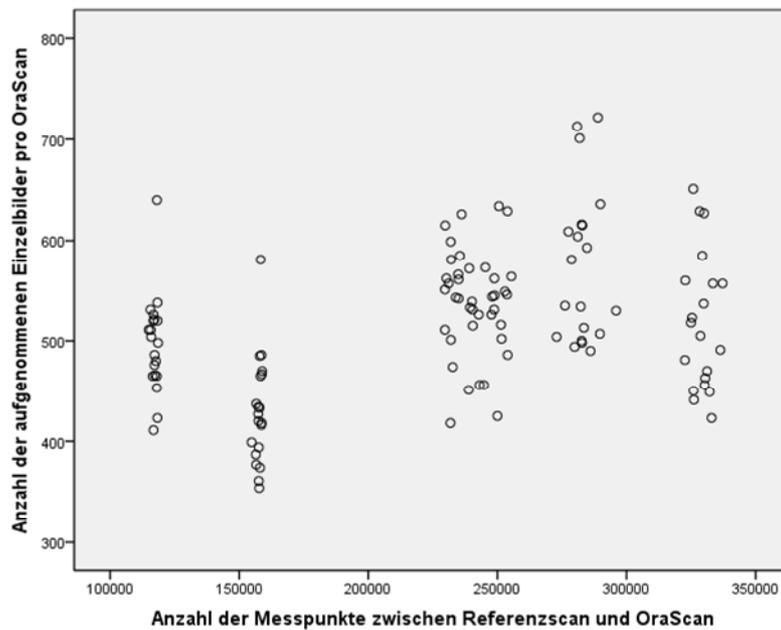


Abbildung 4-12: Scatterplot für die Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern pro OraScan in Abhängigkeit von der Anzahl an Messpunkten zwischen Referenzscan und OraScan der Messreihe 1

## 4.2 Ergebnisse der Messreihe 2

Messreihe 1 zeigte, dass die Scangenauigkeit des OraScanners abhängig von der Zahnstellung und Morphologie des Modells ist (Abbildung 4-1, Seite 51). Bei den verschiedenen Modellpaaren (Engstand, Weitstand, Normalstellung) unterschieden sich die mittleren Fehler am stärksten zwischen dem Ober- und Unterkiefermodell mit Weitstand (OK-1 und UK-1). Um ein möglichst großes Spektrum abzudecken, wurde dieses Modellpaar für die Messreihe 2 ausgewählt.

In Messreihe 2 sollte ermittelt werden, ob die Scanmethode einen signifikanten Einfluss auf die Scangenauigkeit hat.

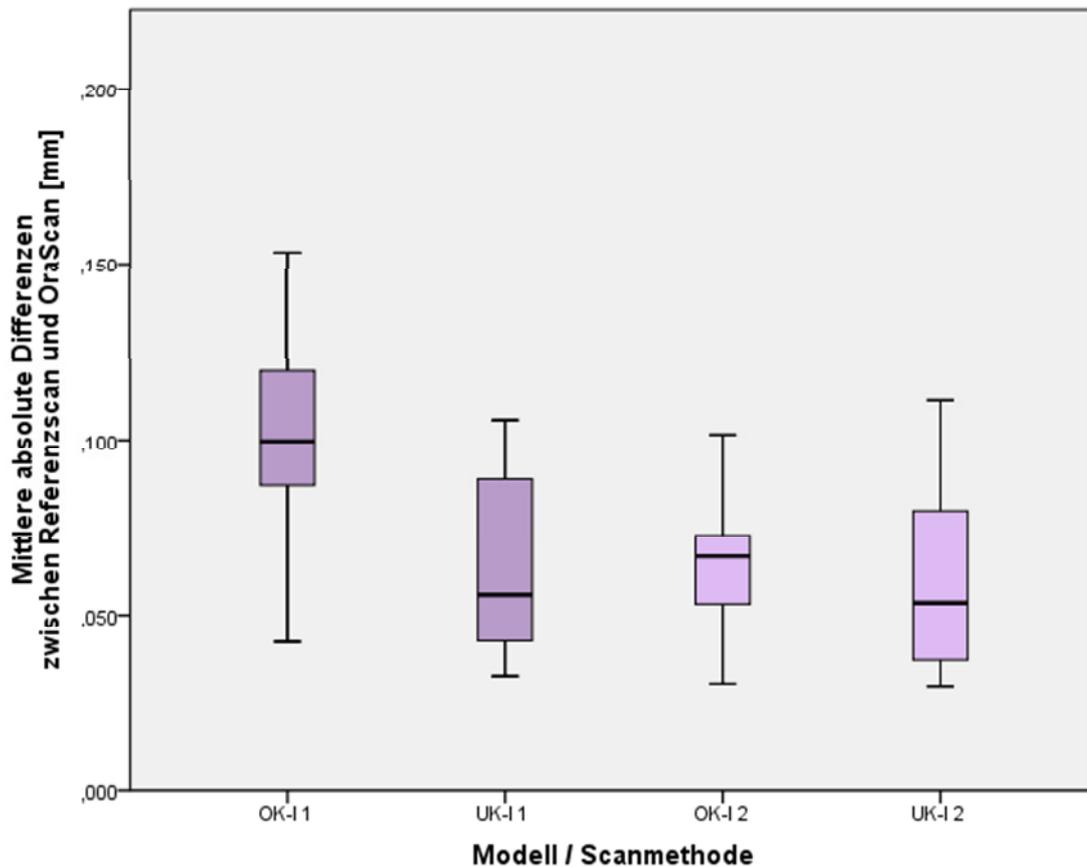
In der Messreihe 2 wurden neben den 20 Scans nach der Methode 1 noch weitere 20 Scans mit der Scanmethode 2 angefertigt. Zur statistischen Auswertung wurden, wie unter Punkt 2.7 beschrieben, für jedes Modell der Mittelwert, die Standardabweichung, der Medianwert

sowie das untere und obere Quartil (0,25 und 0,75 Quartil) ermittelt und zusätzlich noch der Minimal- und Maximalwert angegeben (Tabelle 4-5, Abbildung 4-13).

Abweichung der Messpunkte [mm]	Modelle des Weitstandes			
	Messreihe 1		Messreihe 2	
	OK-I 1 n = 20	UK-I 1 n = 20	OK-I 2 n = 20	UK-I 2 n = 20
Median	0,100	0,056	0,067	0,054
25. Perzentil	0,084	0,041	0,050	0,037
75. Perzentil	0,121	0,090	0,074	0,081
Minimum	0,042	0,032	0,030	0,030
Maximum	0,153	0,106	0,102	0,111
Mittelwert	0,100	0,064	0,063	0,060
Standardabweichung	0,027	0,025	0,020	0,025

**Tabelle 4-5: Ergebnisse der beschreibenden Statistik zu Messreihe 2**

**(n: Anzahl der Scans; OK-I 1: Oberkiefermodell gescannt mit Methode 1; OK-I 2: Oberkiefermodell gescannt mit Methode 2; UK-I 1: Unterkiefermodell gescannt mit Methode 1; UK-I 2: Unterkiefermodell gescannt mit Methode 2; die Ergebnisse sind in Millimeter angegeben)**



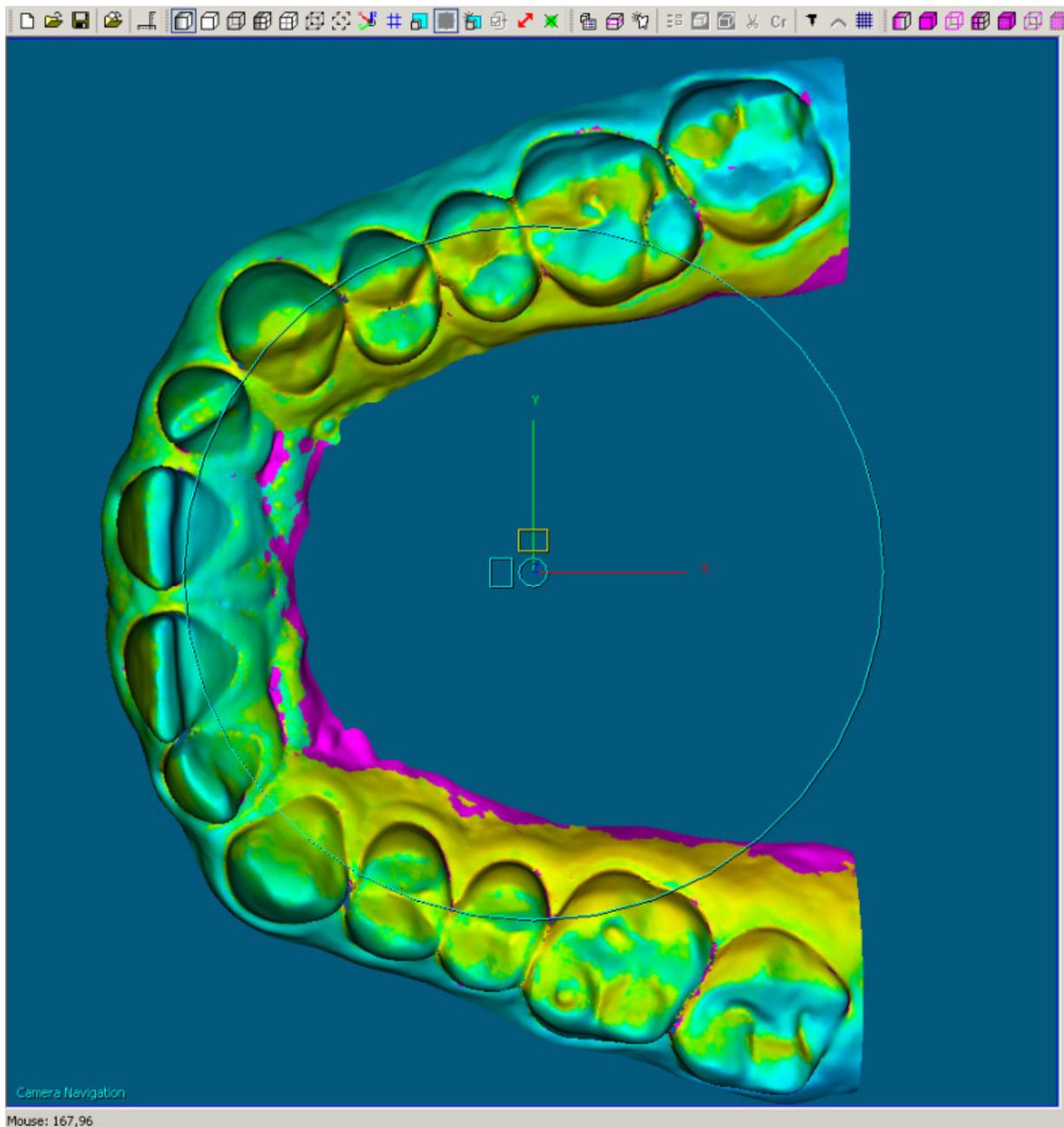
**Abbildung 4-13: Box-Whisker-Plots der mittleren Messpunktabweichungen zwischen den OraScans (Methode 1 oder 2) und den entsprechenden Referenzscans getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 2 (OK-I 1: Oberkiefermodell gescannt mit Methode 1; OK-I 2: Oberkiefermodell gescannt mit Methode 2; UK-I 1: Unterkiefermodell gescannt mit Methode 1; UK-I 2: Unterkiefermodell gescannt mit Methode 2)**

Vergleicht man die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Messreihen 1 und 2, stellt man fest, dass mit der Scanmethode 2 bessere Messergebnisse (= geringere Abweichungen vom Referenzscan) erzielt wurden (Abbildung 4-13). Auch die Streuung der Messwerte ist beim Oberkiefer mit Scanmethode 2 geringer. Es besteht jedoch zwischen den Messreihen 1 und 2 kein signifikanter Unterschied.

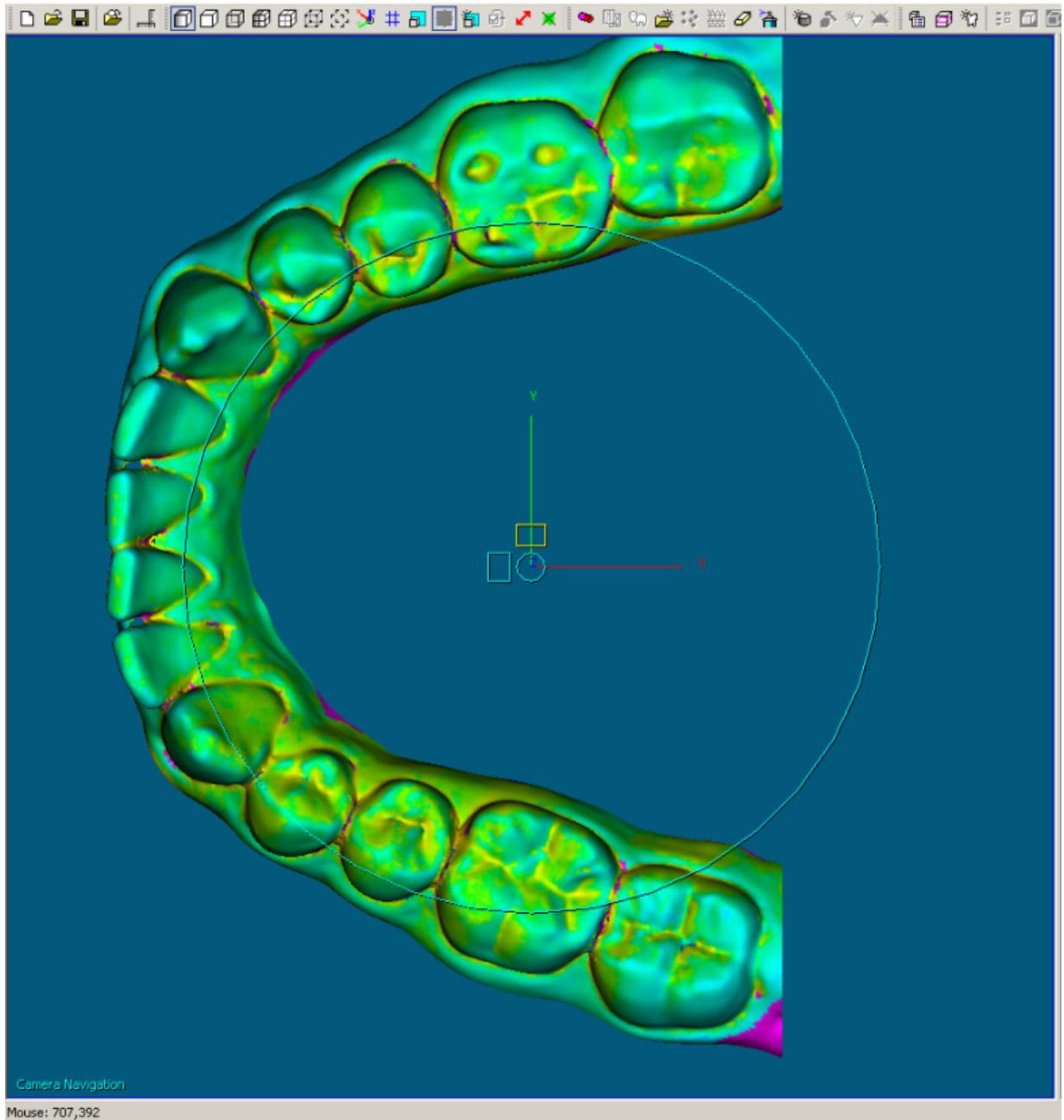
Zur weiteren Veranschaulichung der Ergebnisse wird im Folgenden für jede Scanmethode der Messreihe 2 eine exemplarische Darstellung der Überlagerung des Referenzscans des Oberkiefermodells mit Weitstand mit dem OraScan im GeoAnalyzer gezeigt (für

Scanmethode 1 siehe Abbildungen 4-14 und 4-15; für Scanmethode 2 siehe Abbildungen 4-16 und 4-17).

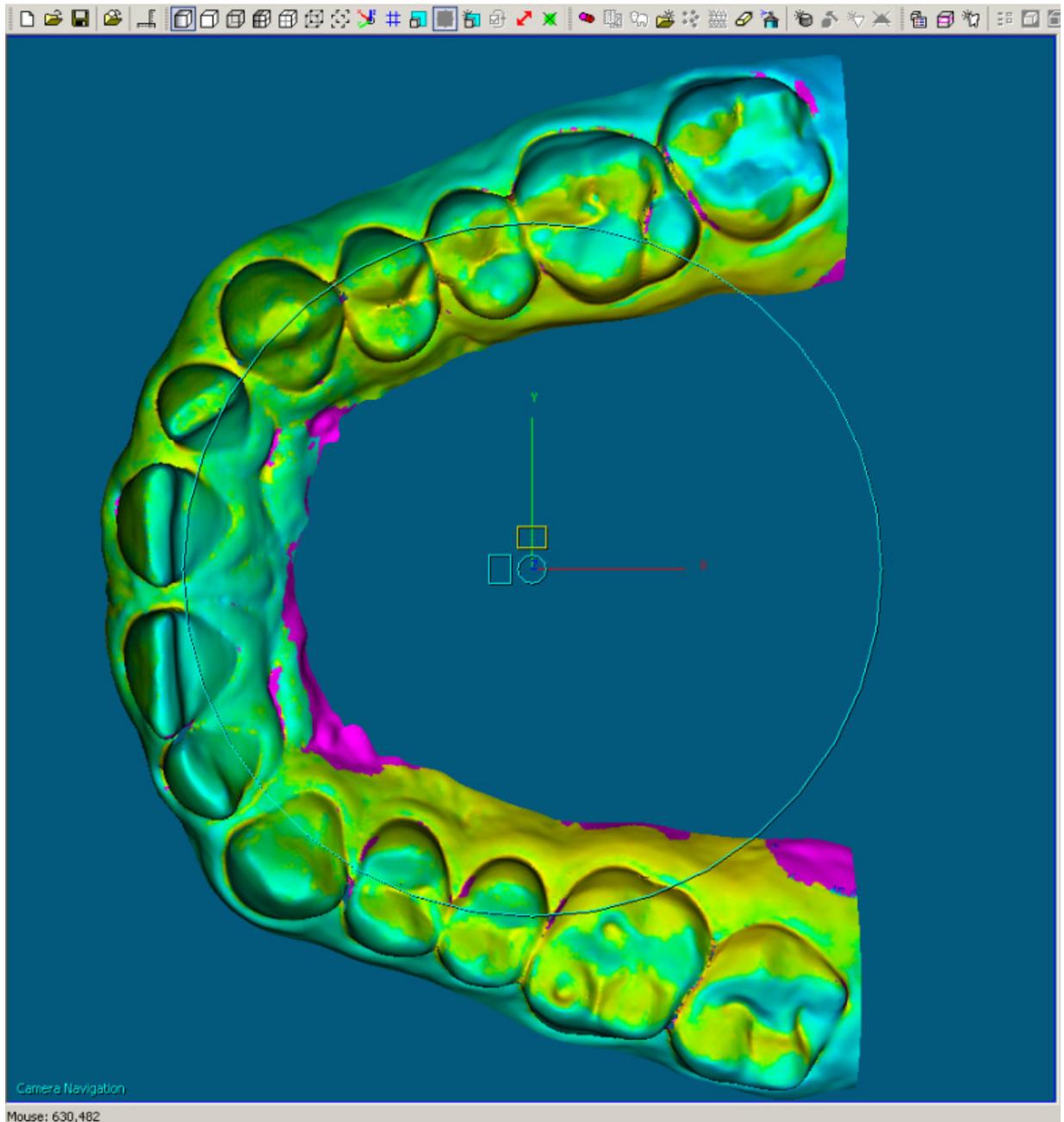
Die Farblegende der Abbildungen entspricht der bereits im Abschnitt 4.1 der Messreihe 1 beschriebenen.



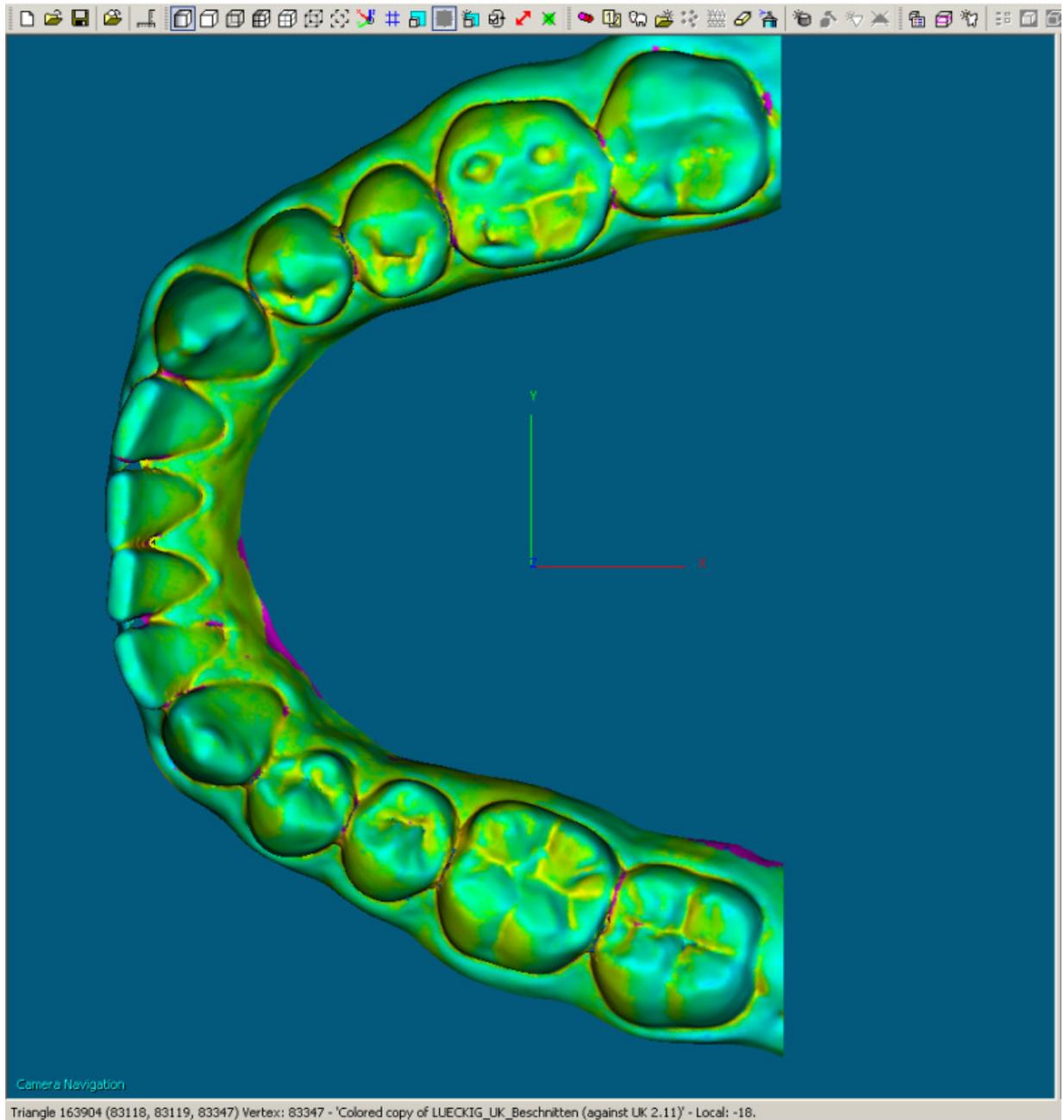
**Abbildung 4-14: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Weitstand gescannt mit der Methode 1 im GeoAnalyzer.**



**Abbildung 4-15: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Weitstand gescannt mit der Methode 1 im GeoAnalyzer.**



**Abbildung 4-16: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Weitstand gescannt mit der Methode 2 im GeoAnalyzer.**

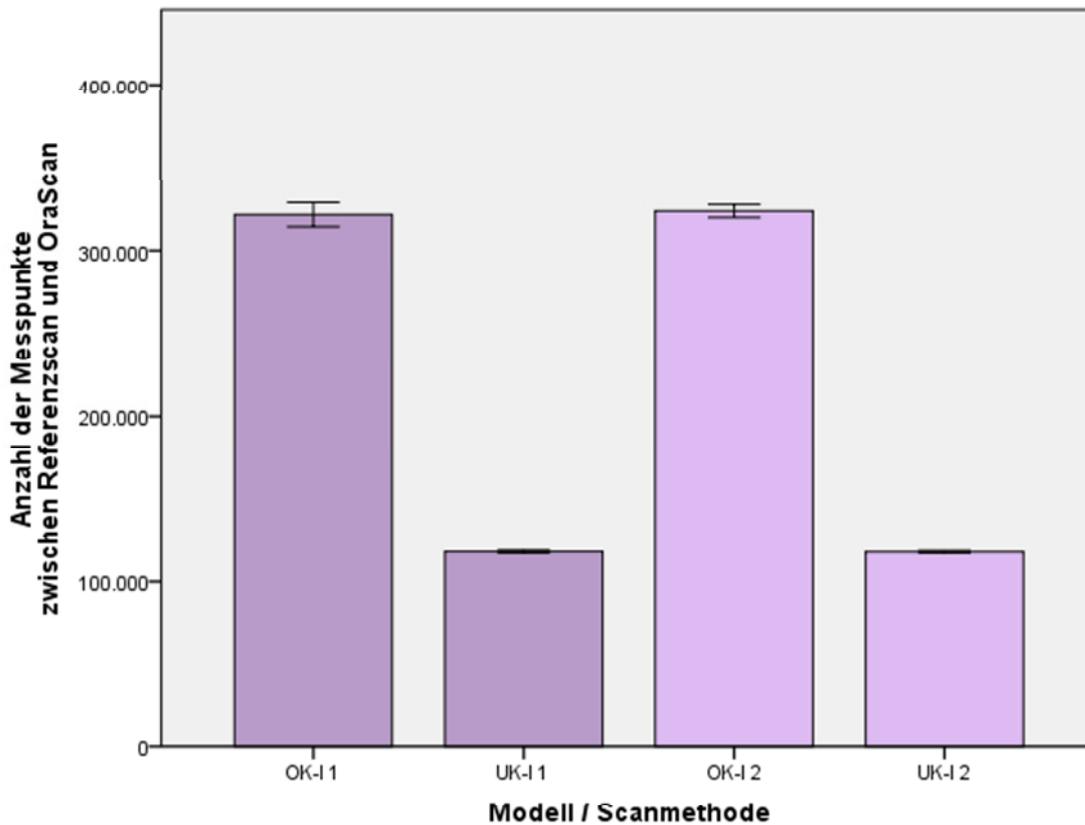


**Abbildung 4-17: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Weitstand gescannt mit der Methode 2 im GeoAnalyzer.**

Die Anzahl der Messpunkte durch Überlagerung des OraScans mit dem jeweiligen Referenzscan lag zwischen 115968 (Minimum) und 333437 (Maximum) (Tabelle 4-6). In dieser Messpunktzahl unterschieden sich die verschiedenen Modelle (Modelle/Scanmethode) signifikant ( $p \leq 0,003$ , H-Test nach Kruskal und Wallis). Diese Analyse wurde getrennt für den Oberkiefer und den Unterkiefer vorgenommen und ergab Folgendes: Die Anzahl der Messpunkte des Oberkiefermodells mit Weitstand weist zwischen der Scanmethode 1 und 2 keinen signifikanten Unterschied auf. Zwischen der Anzahl der Messpunkte des Unterkiefers mit Weitstand und Scanmethode 1 versus 2 besteht ebenfalls kein signifikanter Unterschied (Abbildung 4-18).

Modell	Anzahl der Messpunkte [n]			
	Messreihe 2			
	OK-I 1	UK-I 1	OK-I 2	UK-I 2
1	320707	115968	320408	117640
2	319474	117985	316708	117482
3	309691	117531	319034	116619
4	307153	116061	318776	117309
5	325389	118057	321912	118204
6	326009	116873	318344	117696
7	316259	116942	326672	116028
8	315558	117808	326086	118141
9	328052	116948	322756	118126
10	320027	115998	323038	118005
11	312154	118039	323884	117600
12	318440	118205	326915	118165
13	322815	118578	326871	116920
14	322671	117542	324832	117382
15	317285	118492	319951	117669
16	321544	118272	331315	116758
17	330560	118693	326516	117847
18	329109	118038	328006	117452
19	332054	118178	327925	116152
20	333437	117697	323267	117490
Mittelwert	321419	117595	323661	117434

**Tabelle 4-6: Anzahl der Messpunkte für die jeweils 20 Messungen der Messreihe 2 (OK-I 1: Oberkiefer des Weitstandes mit Scanmethode 1; UK-I 1: Unterkiefer des Weitstandes mit Scanmethode 1; OK-I 2: Oberkiefer des Weitstandes mit Scanmethode 2; UK-I 2: Unterkiefer des Weitstandes mit Scanmethode 2)**



**Abbildung 4-18: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Messpunkte getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 2**

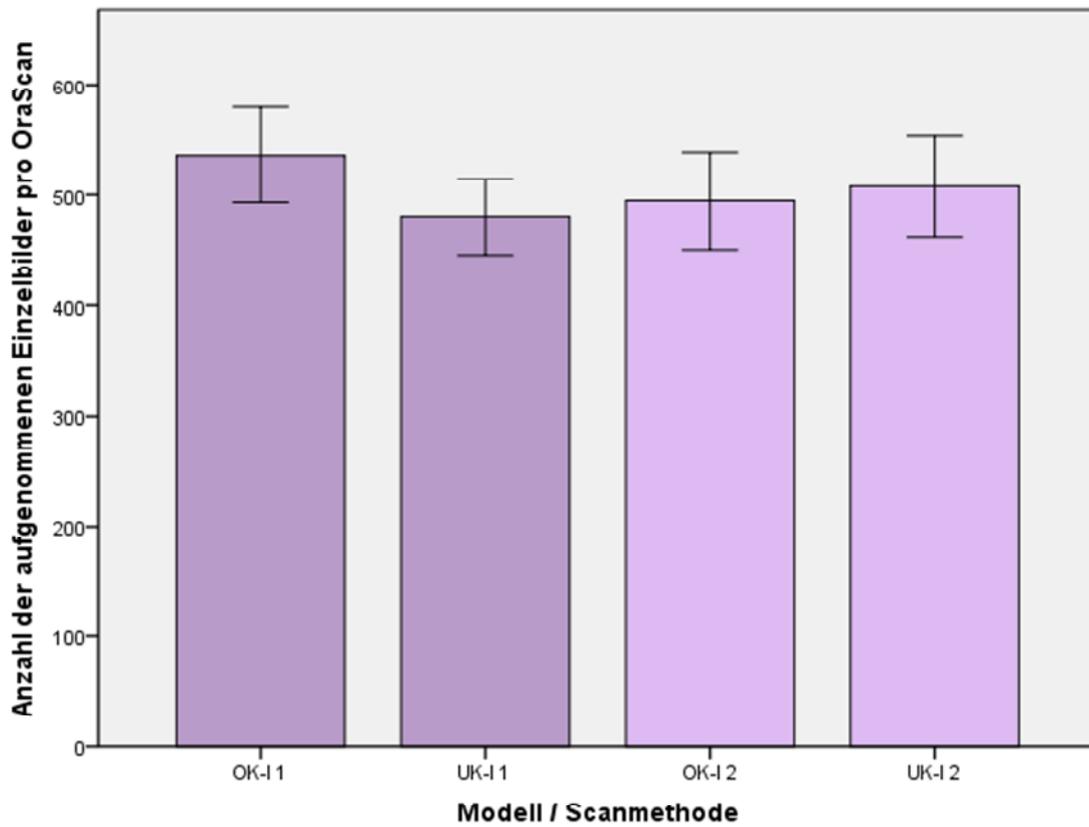
(OK-I 1: Oberkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 1; UK-I 1: Unterkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 1; OK-I 2: Oberkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 2; UK-I 2: Unterkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 2)

Die Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder pro OraScan lag zwischen 428 (Minimum) und 625 (Maximum) (Tabelle 4-7).

Bei der Bildanzahl gab es für das Oberkiefermodell mit Weitstand keinen signifikanten Unterschied zwischen den Scanmethoden 1 und 2 ( $p \leq 0,005$ ). Für den Unterkiefer des Weitstandes gab es ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen der Messreihe 1 und 2 (einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA) (Abbildung 4-19).

Modell	Modell Weitstand			
	Scanmethode 1		Scanmethode 2	
	OK-I 1	UK-I 1	OK-I 2	UK-I 2
1	625	488	611	545
2	622	483	559	490
3	571	460	489	503
4	571	473	496	576
5	549	547	498	492
6	500	477	534	523
7	457	455	503	510
8	552	429	572	579
9	519	428	480	479
10	546	441	499	495
11	492	450	484	612
12	472	480	473	554
13	494	480	489	529
14	535	493	446	488
15	526	475	437	434
16	524	535	461	477
17	561	550	445	460
18	558	502	466	457
19	523	460	488	488
20	529	500	466	467
Mittelwert	536	480	495	508

**Tabelle 4-7: Anzahl der aufgenommenen Bilder je OraScan für die jeweils 20 Messungen der Messreihe 2 für die Scanmethoden 1 und 2 (OK: Oberkiefer; UK: Unterkiefer)**



**Abbildung 4-19: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 2 (OK-I 1: Oberkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 1; UK-I 1: Unterkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 1; OK-I 2: Oberkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 2; UK-I 2: Unterkiefermodell [lückig] gescannt mit Methode 2)**

## **5 Diskussion**

In der nachfolgenden Diskussion wird zunächst auf das Material (die Gipsmodelle) eingegangen.

Sodann wird die Methode der Untersuchung diskutiert. Die Schwerpunkte liegen dabei auf der Erörterung nachfolgender Themen: Zweckdienlichkeit der Scanmethode 2, Vorbereitung der Modelle, externe, den Scanvorgang beeinflussende Faktoren (der resultierende Einfluss auf die Scengenauigkeit, der Gesamtfehler bei der Digitalisierung in Relation zum Methodenfehler).

Weiterhin werden die Ergebnisse der Untersuchung beleuchtet und ein Fazit gezogen.

### **5.1 Material**

#### **5.1.1 Materialauswahl**

Für die vorliegende Studie wurden für den Scanvorgang von Zähnen anstelle des sonst klinischen Vorgehens im Patientenmund Gipsmodelle gewählt. Diese wurden gescannt, um weitere Fehlerquellen durch den Faktor „Patient“ auszuschließen, die ansonsten zusätzlich zu den scanvorgangimmanenten Fehlerquellen aufgetreten wären. Es sollte ausschließlich auf die Scanmethode fokussiert werden; die weitaus schwieriger zu kontrollierenden Einflussfaktoren beim Scannen in der Mundhöhle (Speichel, Weichteile, wie z. B. Lippen, Zunge, Wange sowie Schluckreflex, Mundöffnungsweite, der Einfluss von Arti-Spray und zahnärztlichen Restaurationen) sollten nicht untersucht werden.

Die Modellauswahl sollte die häufigsten Zahn( fehl)stellungen widerspiegeln. Bei den Gipsmodellen mit Engstand beziehungsweise Weitstand wurde jeweils ein Modellpaar mit der entsprechenden Zahnfehlstellung ausgewählt. Ziel der Studie war es lediglich festzustellen, ob die Zahnstellung ein Einflussfaktor ist, nicht aber den Effekt unterschiedlich ausgeprägter Lücken beziehungsweise Engstände zu untersuchen.

### 5.1.2 Modelllagerung

Studien über die Lagerung von Gipsmodellen haben ergeben, dass sich Modelle aus Superhartgips über einen Untersuchungszeitraum von 56 Tagen nicht signifikant dreidimensional verändern [57]. Da die Modelle unter konstanten Bedingungen gelagert wurden, ist davon auszugehen, dass die Gipsmodelle auch über den Zeitraum, den vorliegende Untersuchung in Anspruch nahm, formstabil geblieben sind. Die Messreihe 1 wurde in einem Zeitraum von 56 Tagen durchgeführt, die Messreihe 2 innerhalb von 74 Tagen. Die Gesamtdauer der Untersuchung lag somit bei 103 Tagen.

## 5.2 Methode

### 5.2.1 Scanmethoden

Es wurde untersucht, ob eine der zwei untersuchten Scanmethoden bezüglich der Scangenauigkeit überlegen ist.

Es wird vermutet, dass es beim Scannen des Zahnbogens durch das Aneinanderfügen der Einzelbilder zu einer transversalen Ungenauigkeit kommen kann (Abschnitt 3.2). Es ist davon auszugehen, dass der Prozess des Aufeinanderregistrierens zweier vom OraScanner aufgenommener Bilder einen Fehler enthält [82]. Das führt zu Ungenauigkeiten innerhalb des Scans. Je mehr Einzelbilder aneinander gefügt werden, desto größer ist der sich dadurch ergebende Fehler [76]. In der Dissertation von *Klingbeil* [43] wurde nachgewiesen, dass beim Scannen größerer Bereiche mit dem OraScanner größere Ungenauigkeiten auftreten als beim Scannen kleinerer Bereiche.

Um herauszufinden, ob tatsächlich eine transversale Ungenauigkeit beim Scannen von Zahnbögen auftritt, wurden die Modelle mit zwei verschiedenen Methoden gescannt (siehe Abschnitt 3.2.2). Durch die zweite Scanmethode sollten transversale Ungenauigkeiten im virtuellen Modell vermindert werden. Je mehr Einzelbilder zwischen zwei Punkten liegen, desto größer ist der zu erwartende Fehler zwischen diesen beiden Punkten [43]. Die Ergebnisse (siehe Abschnitt 4.2) sprechen für eine größere Scangenauigkeit der Methode 2

gegenüber Methode 1, mittels des im „Kreis-Scannens“ beim Scanvorgang mit Methode 2 durch das Einbeziehen der Transversalen. Jedoch sind die Unterschiede nicht so groß wie erwartet. Man hätte deutliche Unterschiede beim Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen bei den virtuellen Modellen der beiden Messreihen erwartet. Es ist aber zu berücksichtigen, dass Fehler bei Scanmethode 2 bei Betrachtung der Mittelwerte nicht mehr auffallen, da hier nicht nur die Transversale betrachtet wird, sondern das ganze Modell. Beim Oberkiefermodell mit Weitstand ist ein Unterschied zu verzeichnen, während er beim Unterkiefermodell mit Weitstand vernachlässigbar gering ist. Dieses Ergebnis liegt indes nicht nur an den guten Scaneigenschaften des OraScanners, sondern vielmehr auch am guten Registriermodus desselben [34]. Die Scanmethode 2 ist besser geeignet, der transversalen Breitendifferenz beim Scannen eines Zahnbogens entgegenzuwirken. Es ist festzuhalten, dass die Scanmethode 2 für das Scannen von Gipsmodellen demnach sehr gut geeignet ist, da sich die Gipsmodelle modifizieren lassen (Abschnitt 3.1.2). Für das intraorale Scannen am Patienten ist diese Methode allerdings weniger praktikabel. Beim Oberkiefer wäre es wahrscheinlich noch möglich, ohne Probleme über den Gaumen des Patienten zu scannen. Beim Unterkiefer hingegen scheidet die Variante des „im Kreis“-Scannens aus, da der Mundboden des Patienten von der beweglichen Zunge bedeckt, Speichel vorhanden und deshalb keine Aufnahme über den Mundboden möglich ist.

Neben der benutzten Scanmethode 1 gibt es eine weitere durch den Hersteller zugelassene Scanmethode. Ein Unterschied dieser Scanmethode zu den hier genutzten Scanmethoden besteht allerdings nur für den Frontzahnbereich. Hier wird nicht serpentinenförmig über die Zahnreihe gescannt, sondern die Frontzähne werden nacheinander erst von vestibulär, einschließlich Inzisalkante der Zähne, und dann von oral, einschließlich der Inzisalkante der Zähne (oder umgekehrt), gescannt. Da hier aber mehr verschiedene Segmente durchs Scannen in der Software rechnerisch aneinander gefügt werden müssen, ist anzunehmen, dass der Fehler durch das „Matching“ am Ende bei dieser Methode größer ist. Deswegen wurde bei dieser Untersuchung von dieser Scanmethode abgesehen.

### 5.2.2 Vorbereitung der Modelle

Gründe für den Genauigkeitsverlust bei der Digitalisierung resultieren auch aus der Beschaffenheit des zu scannenden Objektes. Das Gipsmodell ist von seiner Oberfläche her so strukturiert, dass es beim Scannen zu Reflexionen an der Gipsoberfläche kommt. Diese so genannten Volumenstreuer sind problematisch für die Triangulation und erhöhen die Messunsicherheit [32]. Aus diesem Grund muss die Oberfläche mattiert werden bei den verwendeten Scannern. Dazu wurde in dieser Untersuchung ein mattierendes Pulver - das Arti-Spray - mit einer Präzisionsdüse aufgetragen. Durch das Auftragen des Arti-Sprays, einem Wirkstoffgemisch mit Treibgas (Isobutan) und die dadurch entstandene oberflächlich mattierende Schicht ist mit Ungenauigkeiten zu rechnen. Diese aufgetragene Schicht ist nicht überall gleichmäßig auf dem Modell verteilt. Das Einsprühen kann einen Fehler beim Scannen erzeugen. Vor allem im okklusalen Fissurenrelief und in den Approximalräumen ist mit einer Pulveransammlung zu rechnen und dadurch mit einer Erhöhung der Schichtdicke. Daher spielt auch die Geschicklichkeit des Benutzers beim Auftragen eine sehr große Rolle [63]. Es muss beim Besprühen des Modells auch darauf geachtet werden, dass man durchgehend und nicht intermittierend sprüht, um Verklumpungen des Pulvers und damit späteren Ungenauigkeiten vorzubeugen [8].

Untersuchungen der prothetisch-konservierenden CAD/CAM-Technik haben ergeben, dass die auf die Modelle aufgebrachte Puderschicht einen relevanten Einfluss auf die Genauigkeit der Erfassung der Objekte hat. So ermittelten *Quaas* et al., dass die mittlere Schichtstärke der aufgetragenen Pulverschicht bei Occluspray bei 24,6  $\mu\text{m}$  liegt [75]. In dieser Studie wurden Cerec Powder, Cerec Liquid und Powder sowie Occluspray verglichen. Wobei das Occlusionsspray sich am besten eignete und sich vom Cerec Powder (mit einer mittleren Schichtstärke von 55,6  $\mu\text{m}$ ) signifikant unterschied. *Meyer* et al. ermittelten in einer anderen Studie durch ein zweidimensionales Streckenmessverfahren sehr inhomogene Puderschichtdicken zwischen 13 und 32  $\mu\text{m}$  [63]. Resultat aus diesen Untersuchungen ist, dass die puderbedingten Formabweichungen den Gesamtfehler bei der Digitalisierung erhöhen und daraus ein Gesamtfehler von 20  $\mu\text{m}$  bis 85  $\mu\text{m}$  resultiert [35, 49, 58, 63, 75]. Ein Verzicht auf die Puderapplikation bei der Digitalisierung ist jedoch nicht in Erwägung zu ziehen, da es zu Ungenauigkeiten bei der Erfassung der Oberfläche käme [75]. Sofern die oben genannte Puderschichtdicke bei der Puderapplikation nicht

überschritten wird, ist das Vorgehen tolerabel. Davon ist hier, aufgrund der Erfahrung der Verfasserin mit dem Material, auszugehen.

Nach heutigem Stand könnte man überlegen, Scan-Gips für die Untersuchung zu verwenden. Der Vorteil von Scan-Gips liegt an der speziellen Einfärbung des Gipses. Diese verhindert beim Scannen Reflexionen an der Modelloberfläche, so dass auf die Puderapplikation vor dem Scanvorgang verzichtet werden kann. Zum Zeitpunkt der Untersuchung war der Scan-Gips allerdings noch nicht so weit erforscht, als dass man valide Aussagen bei Benutzung hätte treffen wollen. Erfahrungen mit Scan-Gips beim OraScanner zeigen allerdings, dass dieser nicht ausreichend ist in Bezug auf Reflexionen und damit die Erfassung der zu scannenden Gipsoberfläche weiterhin nicht zufriedenstellend ist.

Des Weiteren bleibt zu überlegen, ob es bei der Scanmethode 2 bei der Gestaltung des am Modell festgeklebten Pattern Resin LS Streifen sinnvoller gewesen wäre, ein Muster in den Kunststoffstreifen einzubringen anstelle der willkürlich strukturierten Oberfläche durch Einkerbungen. Hier wurde jedoch mit Absicht eine unregelmäßig strukturierte Oberfläche gewählt. Für den OraScanner spielt es beim Erfassen der Oberfläche keine Rolle, ob ein regelmäßiges Muster eingescannt wird oder nicht. Beim Prozess des Zusammenfügens der einzelnen Bilder ist jedoch die Beschaffenheit der Oberfläche von zentraler Bedeutung. Das Zusammenfügen von unregelmäßigen Strukturen ist erfahrungsgemäß beim „Matching“ der Bilder weniger fehlerbehaftet.

### **5.2.3 Externe Faktoren beim Scannen**

Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor auf die Scangenaugigkeit ist die Beleuchtung im Umfeld des Scanobjektes beim Scannen [73]. Beim SureSmile-Verfahren handelt es sich um ein Strukturiertes-Licht-Verfahren. Bei dunklerer Umgebung kann der Scanner das auf das Gipsmodell projizierte Muster wegen fehlenden Störlichts leichter erfassen. Es gibt vom Hersteller keine vorgeschriebenen Angaben zur Umgebungsbeleuchtung. Auch in der Literatur gibt es keine Angaben, die den Einfluss des Umgebungslichtes genauer quantifizieren beziehungsweise qualifizieren. Daher wurde für die durchgeführte Studie die

Umgebung nicht zusätzlich beleuchtet (siehe Abschnitt 3.2), was den Lichtbedingungen beim Scannen in der Mundhöhle entspricht. Dabei wurde vermieden, das Modell direkt mit einer starken Lichtquelle, wie zum Beispiel einer OP-Leuchte am Behandlungsstuhl, anzuleuchten. Um den Einfluss des Umgebungslichtes immer gleich und so gering wie möglich zu halten, wurde strikt darauf geachtet, die Scans immer bei gleichen Lichtverhältnissen durchzuführen.

### **5.2.4 Gesamtfehler der Digitalisierung**

#### **5.2.4.1 Gesamtfehler**

Der Gesamtfehler der Digitalisierung setzt sich additiv aus Digitalisierungs- und Fertigungsfehlern zusammen [84]. Unter Fertigungsfehlern versteht man Fehler bei der Modellherstellung des Gipsmodells.

Der Fertigungsfehler (hier bezogen auf die Modellherstellung) in dieser Studie kann ausgeschlossen werden. Es wurde mit nur jeweils einem Modell gearbeitet, folglich ist der durch Abformung und Modellherstellung entstehende Fehler [53, 81] zwar vorhanden, er nimmt aber keinen Einfluss auf die Ergebnisse dieser Studie. Die Modelle wurden zu Beginn einmal gepudert. Im Anschluss wurde auf ein Nach-Pudern verzichtet, um eine Verfälschung der Modelloberfläche durch eine zu dicke Puderschicht zu vermeiden. Da beim Scanvorgang der zu scannende Bereich des Gipsmodells nicht berührt wurde (weder durch den Scanner noch durch den Behandler), musste die Puderschicht während einer Messreihe auch nicht erneuert werden.

Obwohl eine Validierung der verwendeten Software und Geräte im Rahmen der Zertifizierung gemäß DIN EN ISO 13485 des Herstellers OraMetrix, stattgefunden hat, sagt das alleine nichts über die tatsächliche Genauigkeit aus.

Für die Herstellung des Referenzscans wurden die Modelle nicht noch einmal neu gepudert, sondern mit derselben Puderschicht wie für die OraScans verwendet. Es ist zu berücksichtigen, dass es, bedingt durch Verpackung für einen Transport der Modelle, zu einem Verlust der ursprünglichen Puderschichtdicke kam. Die Puderschichtdicke auf den

Modellen war beim Scannen mit dem Neo Scan, der zeitlich nach dem Transport erfolgte, deshalb geringer als beim Scannen mit dem OraScanner vor dem Transport. Es wurde jedoch bewusst auf ein zusätzliches (Nach-)Pudern der Modelle verzichtet, um den Fehler durch das Pudern nicht mehr als nötig zu erhöhen. Demnach muss beim Referenzscan ebenfalls der Digitalisierungsfehler berücksichtigt werden.

Der Digitalisierungsfehler, erhöht durch den Fehler durch die puderbedingten Formabweichungen (Abschnitt 5.2.2), entspricht deshalb dem Gesamtfehler und stellt die Genauigkeit des Systems dar.

Grundannahme dieser Untersuchung ist, dass der Digitalisierungsfehler und damit der Gesamtfehler so niedrig ist, dass eine ausreichende Scangenaugigkeit gegeben ist. Verhielte es sich nicht so, könnte nicht bestimmt werden, ob die Zahnstellung beziehungsweise die Scanmethode einen Einfluss auf die Scangenaugigkeit des SureSmile-Systems haben. Denn wenn das System an sich schon ungenau wäre, hätte eine Untersuchung von Einflüssen (Zahnstellung, Scanmethode) auf die Scangenaugigkeit keinen Sinn.

Dass eine ausreichende Scangenaugigkeit gegeben ist, wird durch die Dissertation von *Klingbeil* bestätigt [43]. In dieser wurde mittels eines Kalibrierungsmodells die Scangenaugigkeit des OraScanners ermittelt. Hierzu wurde ein mit kalibrierten Kugeln speziell vorbereitetes und mit Arti-Spray besprühtes Gipsmodell in drei Segmente unterteilt und diese Segmente mit dem OraScanner einzeln gescannt. Es fand dann eine Auswertung statt, in der die Vermessung der Zahnabstände innerhalb der einzelnen Segmente vorgenommen wurde. Im Rahmen dieser Untersuchung stellte sich heraus, dass die Standardabweichung innerhalb eines Segmentes gering ist, über mehrere Segmente jedoch größer wird. Das bedeutet, dass die Grundgenauigkeit des Systems mit  $26\ \mu\text{m}$  an sich hoch ist und sich mit den Herstellerangaben von  $25\ \mu\text{m}$  für die Scangenaugigkeit des OraScanners deckt. Beim Scannen von mehreren Segmenten nimmt die Scangenaugigkeit jedoch ab und liegt bei bis zu  $50\ \mu\text{m}$  [43]. Vorliegende Untersuchung bestätigt die vorgenannte Feststellung von *Klingbeil*, indem sie klarstellt, dass die Scangenaugigkeit mit steigender Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern (zwischen Anfangs- und Endpunkt des zu scannenden Bereichs) abnimmt.

Entscheidend für die Auswertung der Daten dieser Untersuchung ist die Genauigkeit des Referenzscanners. Diese ist bekannt (siehe Abschnitt 3.2.4) und beträgt laut Herstellerangaben  $\pm 25\ \mu\text{m}$ . Sie sollte nicht unter der des zu beurteilenden Scanners liegen.

Das ist hier gegeben und so ist eine aussagekräftige Auswertung der Daten möglich. Eine höhere Scangenaugigkeit des Referenzscanners wäre noch besser gewesen. Es war zum Zeitpunkt der Untersuchung jedoch kein genauere Scanner verfügbar (Abschnitt 5.3.4).

### 5.2.4.2 Digitalisierungsfehler

Die Datenqualität und damit die Genauigkeit eines Scans hängen zu einem großen Teil von der Datenerfassung und deren Bearbeitung durch eine Software ab. Es ist davon auszugehen, dass der OraScanner beim Einscannen desselben Modells nie zweimal das absolut Gleiche misst. Die Messung ist durch das kohärente Rauschen – selbst bei extrem guter Wiederholgenauigkeit – fehlerbehaftet [32]. Eine Anwendung spezifischer Filter in der Software zur Eliminierung von Rauschen und Streupunkten führt zu einer Verbesserung der Datenqualität [57, 58, 82]. Die Datenqualität ist nicht abhängig von der Anzahl der Messpunkte [55, 103], sondern von der Anzahl der aneinandergesetzten Bilder. Das Aneinanderfügen vieler Bilder bringt eine schlechtere Qualität der Daten mit sich, als wenn nur wenige Bilder aneinandergesetzt worden wären. Die Datenqualität ist letztendlich entscheidend für die Präzision der auf dem 3-D-Modell aufbauenden Schritte (zum Beispiel die Anfertigung einer Krone). Da die Anforderungen an die Präzision hoch sind, sollten die einzelnen in die Prozesskette einfließenden Fehler (Digitalisierungs- und Fertigungsfehler) möglichst gering sein [83]. Auch spielt die Größe der Überlappung beim Aneinanderfügen der Bilder eine Rolle. Bei einer größeren Überlappung kommt es zu mehr Fehlern als bei einer geringeren Überlappung der zwei aneinander zu fügenden Einzelbilder [82].

Die erreichbare Messgenauigkeit des SureSmile-Systems bei der Digitalisierung hängt primär vom Triangulationswinkel, von der Bildfeldgröße und der Anzahl der Kamerabildelemente ab [20]. Der Triangulationswinkel des SureSmile-Systems ist bauartbedingt 13 Grad und damit eher klein. Ein kleiner Triangulationswinkel führt zu einer niedrigen Auflösung, ergibt aber einen großen Höhenmessbereich [10, 100]. Die Bildfeldgröße liegt beim OraScanner bei zirka 15 x 20 mm. Die Auflösung des CCD-Sensors beträgt 1,31 Megapixel. Der OraScanner hat damit einen definierten Höhenmessbereich, der bei 12 mm liegt. Befindet sich das zu scannende Objekt außerhalb dieses Bereiches, so werden dort keine Messwerte aufgenommen. Der fertige Scan weist

dann an diesen Stellen „Löcher“ auf, die ihrerseits durch die nachfolgende Bearbeitung der digitalen Scandaten zu Ungenauigkeiten führen. Eine weitere Konsequenz bei Verlassen des Höhenmessbereichs ist das Abreißen der Aufnahme während des Scanvorganges. Das wiederum führt zu längeren Aufnahmezeiten durch stets neues Ansetzen des OraScanners und das aufwändige Finden einer passenden Bildsequenz zum Wiedereinstieg in den Scanvorgang. Der Scanvorgang wäre zwar zum Teil leichter, wenn der OraScanner einen größeren Höhenmessbereich hätte, aber aufgrund der sich damit ergebenden geringeren Auflösung ist dies nicht empfehlenswert – den Triangulationswinkel dabei als konstante Größe annehmend.

Laut *Sachdeva* liegt die Messgenauigkeit des SureSmile-Systems pro Messpunkt bei unter 50 µm [87]. Die Studie von *Klingbeil* konnte dieses Ergebnis mit einer Messgenauigkeit von 20 – 50 µm belegen [43].

Für die Digitalisierung der Gipsmodelle wurde der gleiche Scanner benutzt, der für das intraorale Scannen am Patienten vorgesehen ist. Der hierfür benutzte OraScanner verfügt nur über einen kleinen Spiegel (18 x 18 mm). Durch diesen kleinen Spiegel kann immer nur ein kleiner Ausschnitt des zu scannenden Objektes erfasst werden. Das Zusammenführen der einzelnen Ausschnitte geschieht in Echtzeit in der Software. Das Erfassen eines großen Segments (auf einem Bild) ist besser für die Scangenauigkeit als das sequentielle Aneinanderfügen mehrerer kleiner Segmente (auf jeweils einem Bild) [74, 82]. Das Aneinanderfügen von mehreren kleinen Segmenten zu einem großen Segment birgt Fehler in sich. Je mehr Segmente aneinandergefügt werden, desto größer ist der entstehende Fehler. In einer Untersuchung von *Rudolph et al.* betrug für ein optisches Dreikoordinaten-Messgerät (Streifenprojektionsverfahren) beim Zusammensetzen von Segmenten, dem „Matching“, die mittlere Abweichung zwischen den Flächen und ihren zugrundeliegenden Punktwolken zwischen 1,90 µm und 18,24 µm [82]. Das so genannte „Matching“ ist das Zusammensetzen der registrierten, sich überlappenden Einzelbilder zu einem Gesamtbild des gescannten Zahnbogens auf dem Bildschirm. Daher kann es durchaus zu nicht vernachlässigbaren Ungenauigkeiten durch den Matchingvorgang kommen. Der Fehler wird umso größer, je weiter der zugeordnete Bereich vom Zentrum der Zuordnung entfernt ist und je mehr Segmente zusammengesetzt werden. Es muss daher bei zusammengesetzten Datensätzen der auftretende Zuordnungsfehler berücksichtigt

werden [61, 76, 81, 82]. Ein deutlich größerer Scanbereich reduziert den entstehenden Fehler durchs „Matching“, vergrößert aber den Scanner. Da der OraScanner hauptsächlich für die intraorale Anwendung am Patienten konzipiert ist, würde dies deutlich die ohnehin schon schwierige intraorale Handhabung einschränken. Im Vergleich zu anderen Scansystemen, die größer und schwerer sind, wie zum Beispiel den Scannern des Cerec-Verfahrens, überzeugt der OraScanner durch seine bessere Bedienbarkeit: er ist für die scannende Person deutlich kleiner und leichter zu handhaben [93]. Durch Interpolation bei der Triangulation – eine Art der Approximation – werden weitere Punkte zur Oberflächenbeschreibung anhand der vorhandenen Dreiecksflächen konstruiert. Diese interpolierten Werte liegen auf der Oberfläche des Dreiecks. Durch diese interpolierten Werte kommt es ebenfalls zu Abweichungen von der realen Oberfläche und somit zu Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung [82]. Beim OraScanner werden allerdings keine weiteren Punkte zur Beschreibung der Oberfläche hinzugefügt. Existieren keine Werte für einen Bereich, wird dies im entstandenen Scan wie bereits oben beschrieben durch ein „Loch“ dargestellt.

Eine weitere Rolle bei der Erfassung eines Objektes spielt dessen Oberflächenbeschaffenheit. So ist es für den Scanner leichter, eine vergleichsweise glatte Oberfläche zu erfassen und wiederzugeben als eine stark strukturierte. Bei „glatten“ Objektoberflächen weisen die digitalen Scandaten eine geringere Anzahl an Oberflächendreiecken auf als die einer strukturierten Objektoberfläche, was die Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung vermindert.

### 5.2.5 Methodenfehler

Der Methodenfehler wurde nach *Dahlberg* ermittelt (siehe Abschnitt 3.3.4).

Der Methodenfehler erfasst quantitativ den sich aus folgenden Faktoren zusammensetzenden Fehler: Fehler bei der Vorbereitung der Modelle, Fehler beim Scannen, Fehler bei der Digitalisierung in der SureSmile-Software, Fehler bei der Digitalisierung in der Software GeoAnalyzer.

In dieser Untersuchung lag der Methodenfehler für das Oberkiefermodell mit Weitstand bei 0,028 mm und für das Unterkiefermodell mit Weitstand bei 0,020 mm.

Zwischen den 20 Messungen des Unterkiefermodells mit Weitstand der Messreihen 1 und 2 wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Der Messfehler für das Unterkiefermodell mit Weitstand ist klinisch nicht relevant.

Zwischen den 20 Messungen des Oberkiefermodells mit Weitstand der Messreihen 1 und 2 wurde allerdings ein signifikanter Unterschied ermittelt. Auf die möglichen Ursachen des Methodenfehlers für das Oberkiefermodell mit Weitstand wird im Folgenden eingegangen.

Ein Fertigungsfehler bei der Modellherstellung kann ausgeschlossen werden, da in der gesamten Untersuchung mit demselben Modell gearbeitet wurde. Ein methodischer Fehler durch die Modellvorbereitung (Mattierung der Oberfläche der Gipsmodelle mit Arti-Spray) kann indes ausgeschlossen werden (vgl. Abschnitte 5.1.1 und 5.2.2). Auch er sollte durch das sorgfältige Arbeiten gering ausfallen.

Der Fehler beim Scanvorgang wurde auf ein Minimum reduziert, indem alle Scans von derselben erfahrenen Behandlerin durchgeführt wurden (Abschnitt 3.2.3). Vor Beginn dieser Studie hatte die Untersucherin einen Übungszyklus von über 200 Scans an verschiedenen Modellen durchgeführt.

Der Fehler durch die Digitalisierung ist vorhanden, wie im Abschnitt 5.2.4 näher erläutert wurde. Wahrscheinlich erklärt sich hierdurch der Unterschied im Methodenfehler zwischen dem Ober- und Unterkiefermodell mit Weitstand. Trotz der ähnlichen Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern für das Ober- und Unterkiefermodell, variiert die Anzahl der Messpunkte (Abschnitt 4.1) stark. Daraus lässt sich ableiten, dass das Oberkiefermodell mit Weitstand schwerer für den OraScanner zu erfassen war als das Unterkiefermodell. Dies erklärt sich unter Umständen durch die im Oberkiefermodell lückiger stehenden Zähne.

Insgesamt lässt sich festhalten, dass der Methodenfehler eine Summation aus den verschiedenen die Scangenaugigkeit beeinflussenden Faktoren ist. Es lässt sich konstatieren, dass der Methodenfehler von der Puderschichtdicke stark geprägt wird, vergleicht man den Methodenfehler von 20 beziehungsweise 28  $\mu\text{m}$  und die durch Occluspray erzeugte Puderschichtdicke von 24,6  $\mu\text{m}$  [75]. Grundlage für die Referenz- und OraScans waren

Modelle mit derselben Puderschicht, da die Modelle nur einmal zu Beginn der Untersuchung gepudert wurden. Trotzdem kann man den Einfluss der Puderschicht auf den Methodenfehler nicht ausschließen. Es ist davon auszugehen, dass es auf einem Transport der Modelle zur Herstellung des Referenzscans zu einem geringen Verlust der Puderschichtdicke durch das Verpacken der Modelle gekommen ist (Abschnitt 5.2.4). Der Fehler durch die Digitalisierung würde demnach gering sein.

### **5.3 Ergebnisse**

#### **5.3.1 Visuelle Auswertung der Ergebnisse**

Die größten Abweichungen zwischen den OraScans und dem entsprechenden Referenzscan sind in der Abbildung des Oberkiefermodells mit Weitstand (Abbildung 4-4) zu finden. Die Abbildung mit den geringsten Abweichungen ergab sich für das Unterkiefermodell mit Weitstand (Abbildung 4-5).

Die Tatsache, dass das Oberkiefermodell mit Engstand laut Abbildung 4-1 auch nur sehr geringe Abweichungen aufweisen dürfte, deckt sich nicht mit der entsprechenden Abbildung (Abbildung 4-2). Abbildung 4-2 ist zwar nur eine Überlagerung, die aber repräsentativ für die 20 Screenshots des Oberkiefermodells mit Engstand ist. Hier lässt sich allerdings vermuten, dass dies seine Ursache darin hat, dass die Auswertung mit absoluten Werten vorgenommen wurde, die Abbildung aber zwischen positiven und negativen Werten unterscheidet. Für die statistische Auswertung wurden jedoch absolute Werte benötigt, um das Ausmitteln der Werte durch die positiven beziehungsweise negativen Vorzeichen zu vermeiden. Diese positiven beziehungsweise negativen Vorzeichen sind dadurch entstanden, dass die beiden Scans (OraScan und Referenzscan) für die Auswertung im GeoAnalyzer visuell möglichst deckungsgleich übereinander gelagert wurden, wodurch sich positive beziehungsweise negative Differenzen zwischen den Oberflächen der beiden Scans ergeben. Dabei liegt der OraScan manchmal gleichsam „über“ beziehungsweise „unter“ dem Referenzscan. Die Überlagerung von OraScan und dem Referenzscan im GeoAnalyzer wurde „best fit“ registriert. Das bedeutet, dass die Software vor dem Schritt

der Registrierung die Position sucht, in der die meisten Überlappungen zwischen den beiden Scans zu finden sind. Der Methodenfehler für diese Doppelüberlagerung im GeoAnalyzer liegt nach *Schubert et al.* bei 30-40  $\mu\text{m}$  [94]. Die Auswertung der „best-fit-Registrierung“ im GeoAnalyzer kann also aufgrund des geringen Methodenfehlers als geeignet angesehen werden.

Bei allen Modellen mit tiefen Fissuren ist im Bereich der Fissur eine Abweichung vom Referenzscan zu verzeichnen. Darauf wird in Abschnitt 5.3.5 noch genauer eingegangen.

Auch lässt sich bemerken, dass der Betrachter der Screenshots eine transversale Breitenveränderung auf den Modellen vermuten kann. Dies ergibt sich durch folgende Beobachtung: Ist in einem Quadranten im Molarenbereich von oral eine Abweichung farblich dargestellt, so findet sich im gegenüberliegenden Quadranten von bukkal bis auf die Kaufläche der entsprechenden Zähne ebenfalls die gleiche farbliche Abweichung dargestellt (siehe zum Beispiel Abbildung 4-7).

Vergleicht man die Screenshots der Messreihe 2, so stellt man fest, dass es für das Unterkiefermodell mit Weitstand (Abbildungen 4-10 und 4-12) keine bemerkenswerten optischen Veränderungen zwischen Scanmethode 1 und 2 gibt. Beim Unterkiefer sind die größten Abweichungen des OraScans zum Referenzscan im Bereich des okklusalen Fissurenreliefs zu finden.

Betrachtet man hingegen das Oberkiefermodell mit Weitstand (Abbildungen 4-9 und 4-11), so sind die Abweichungen im ersten Quadranten größer als im zweiten Quadranten. Der Unterschied zwischen Scanmethode 1 und 2 liegt darin, dass die Abweichungen im ersten Quadranten bei der Scanmethode 1 größer sind, was sich farblich in einem kräftigeren, leicht ins Orange gehenden Gelbton in diesem Bereich darstellt. Man hätte die Scans aber auch so übereinander lagern können, dass die Abweichungen im zweiten Quadranten größer sind. Diese visuelle Unterscheidung spricht für das Vorhandensein einer transversalen Breitendiskrepanz im Molarenbereich, die sich, abhängig von der gewählten Scanmethode, größer oder kleiner darstellt.

### 5.3.2 Einfluss der Zahnstellung auf die Scangenaugigkeit

Nach den Ergebnissen der Messreihe 1 (siehe Abschnitt 4.1) hat die Zahnstellung einen signifikanten Einfluss auf die Scangenaugigkeit: Abweichungen von einer normalen Zahnstellung (hier: Engstand beziehungsweise Weitstand) führen zu einer Veränderung (Verbesserung beziehungsweise Verschlechterung) der Scangenaugigkeit.

Betrachtet man zunächst die verschiedenen Modellpaare (Engstand, Weitstand und gerade nebeneinander stehende Zähne), so ist festzustellen, dass das Modellpaar mit den gerade nebeneinander stehenden Zähnen das einzige ist, das keinen signifikanten Unterschied auf dem Niveau  $p \leq 0,003$  aufweist. Daraus resultiert, dass es für das ausgewählte Modellpaar keinen Unterschied in Bezug auf die Scangenaugigkeit macht, ob das Ober- oder Unterkiefermodell gescannt wird.

Vergleicht man überdies die Auswertungen der einzelnen Modelle untereinander (Oberkiefer- und Unterkiefermodell der drei Zahnstellungen), so kann man feststellen, dass es bezüglich der Zahnstellungen signifikante Unterschiede gibt.

Daraus resultieren wiederum signifikante Unterschiede zwischen den Modellen mit Weitstand beziehungsweise mit Engstand beim Scannen (siehe Abbildung 4-1). Wenn man die Mittelwerte und Standardabweichungen für die Modelle des Weit- und des Engstandes betrachtet, ist abschließend zu konstatieren, dass bei einem Engstand im Oberkiefer die Scangenaugigkeit höher ist als im Unterkiefer. Beim Weitstand hingegen ist es genau umgekehrt: hier ergibt sich für den Unterkiefer eine höhere Scangenaugigkeit.

Folglich ist zu vermuten, dass ein größerer Weitstand beziehungsweise stärkerer Engstand schlechter zu scannen ist, was im Ergebnis mit einer geringeren Scangenaugigkeit einhergeht.

Ursachen für einen ungenauen Scan sind unter anderem die schwer zu scannenden Approximalflächen. Vor allem beim Weitstand kommt es bei der Digitalisierung der Zähne im Bereich des Approximalraumes zu Abschattungen [74]. Die Datensätze sind an diesen Stellen lückenhaft und somit ist die Beschreibung der Oberfläche des Zahnes nicht vollständig [6]. Diese fehlenden Oberflächendaten werden im digitalen Modell im

unbearbeiteten OraScan als „Loch“ dargestellt. Einzelne kleine „Datenlöcher“ werden (wie im Abschnitt 3.1.1.2 beschrieben) bei der Digitalisierung direkt geschlossen. Dies wiederum führt zu Ungenauigkeiten [6]. Über den Einfluss der Approximalflächen auf die Scangenauigkeit des SureSmile-Systems liegen keine weiteren Studienergebnisse vor, die Genauigkeit der Rekonstruktion dieser Flächen wurde von *Breustedt* [11] näher untersucht. Größere „Datenlöcher“ bleiben als „Loch“ im Scan bestehen und führen daher nicht zu Ungenauigkeiten, da sie in die Auswertung nicht eingehen.

Anhand der Ergebnisse dieser Untersuchung könnte man vermuten, dass Scans von Engständen im Durchschnitt genauer sind als Scans von Weitständen. Genaueres bliebe aber noch zu untersuchen. Die Eigenschaften des Neo Scanners machen keinen Unterschied beim Scannen von Eng- oder Weitständen, was die Scangenauigkeit betrifft. Der Neo Scanner erfasst beim Scannen erst den ganzen Zahnkranz und füllt dann die Lücken auf. Diese Eigenschaft macht ihn resistenter gegen Scanfehler, da nicht einzelne Bilder zusammengefügt werden.

Ein weiterer Fehlerfaktor ist das Vorbereiten des Modells mit Arti-Spray. Anstelle des flüssigen Opakers wie er beim intraoralen Scannen Verwendung findet, wurde entsprechend der Empfehlung von Orametrix für die Mattierung der Oberfläche der Gipsmodelle Arti-Spray verwendet. Die gleichmäßige und dünne Applikation ist ausschlaggebend für die Scangenauigkeit [8], da es beim Besprühen des Gipsmodelles vor allem an Ecken und Kanten zu einer Ansammlung von Pulver kommt [76, 85]. Dadurch erhöht sich die Schichtdicke des Pulvers [75]. Vor allem beim Engstand kommt es in den Zwischenräumen der verschachtelt stehenden Zähne durch Puderablagerungen zu Verfälschungen der Zahnoberfläche, wodurch die Scangenauigkeit herabgesetzt wird (siehe Abschnitt 5.2.2). Beim Weitstand kann es durch Puderablagerungen approximal ebenfalls zu Veränderungen im Breitenverhältnis der Zähne kommen.

Es bleibt festzuhalten, dass der Einfluss der Zahn( fehl)stellung auf die Scangenauigkeit stark mit der Güte der Puderapplikation bei der Scanvorbereitung verbunden ist. Deshalb sollte einer gleichmäßigen und dünnen Applikation von mattierenden Pudern bei der Scanvorbereitung in praxi größte Beachtung geschenkt werden.

### 5.3.3 Einfluss der Scanmethode auf die Scengenauigkeit

In Scanreihe 2 wurde der Frage nachgegangen, ob die beiden untersuchten Scanmethoden einen signifikanten Einfluss auf die Scengenauigkeit haben. Eine Ausgangshypothese dieser Studie besagt, dass es beim Scannen mit der Methode 1 – vom Hersteller definiert als die Standardmethode des SureSmile-Systems – zu einer transversalen Breitenveränderung (Aufdehnung oder Verschmälerung) der Scans im Molarenbereich kommt. Daher wurde die Scanmethode 2 entwickelt, die mit dem Erfassen des Gaumens beziehungsweise des Mundbodens den Scanvorgang zu einem Kreis schließt und damit eine transversale Breitenveränderung verhindern soll. Bei dieser Methode wurde mit nur einem Modellpaar – dem des Weitstandes – fortgefahren (wie im Abschnitt 4.2 beschrieben).

Die Morphologie des transversalen Verbinders (der auf dem Modell quer über den Gaumen beziehungsweise Mundboden geklebte Streifen aus Pattern Resin LS) war perfekt und entsprach allen an ihn gestellten Anforderungen: unregelmäßig und scanbar. Hierdurch kann eine Verfälschung der transversalen Breitendifferenz weitestgehend ausgeschlossen werden. Diese ist durch einen zusätzlichen Fehler beim Aneinanderfügen der gescannten Einzelbilder bedingt (Abschnitt 5.2.2).

Es bleibt zu überlegen, ob die transversale Breitenveränderung noch deutlicher geworden wäre, hätte man nur die vestibulären/ oralen Zahnflächen überlagert. Denn beim Aneinanderfügen von schwieriger zu scannenden Bereichen (zum Beispiel Zahnflächen unterhalb des Zahnäquators bei starken Krümmungen der Zähne, tiefe Fissuren, Zahnengstände) kommt es schneller zu Fehlern bei der Zuordnung zwischen den Einzelbildern und damit zu Ungenauigkeiten [82].

Die Ergebnisse (Tabelle 4-5) zeigen, dass Scanmethode 2 genauere Ergebnisse liefert als Scanmethode 1.

Vergleicht man den Mittelwert der mittleren Abweichungen aller Scans der beiden Methoden, so erkennt man, dass er bei Scanmethode 1 sowohl beim Oberkiefer als auch beim Unterkiefer verglichen mit Scanmethode 2 höher liegt. Beim Oberkiefer liegt die durchschnittliche mittlere Abweichung bei Scanmethode 2 um 37  $\mu\text{m}$  höher, beim Unterkiefer hingegen nur 4  $\mu\text{m}$ . Das heißt, die Abweichung zwischen den beiden

Scanmethoden ist beim Oberkiefer deutlich höher als beim Unterkiefer. Geht man jedoch von der Ausgangshypothese aus, so war der Unterschied zwischen Methode 1 und 2 deutlich größer erwartet worden (siehe Abschnitt 2.4).

Gleiches gilt, wenn man die größten Abweichungen vom Mittelwert der Mittelwerte der beiden Scanmethoden (Maximum und Minimum) betrachtet. Das Maximum gemessen am Oberkiefermodell mit Weitstand bei der Methode 1 lag um 41  $\mu\text{m}$  höher als bei Methode 2. Betrachtet man das Unterkiefermodell mit Weitstand, so lag das Maximum für Methode 1 sogar um 5  $\mu\text{m}$  unter dem von Methode 2. Das zweite Ergebnis ist nicht wie erwartet ausgefallen, betrachtet man jedoch die Rohdaten, fällt auf, dass es sich um einzelne Extremwerte handelt, die nicht dem Gesamtbild entsprechen.

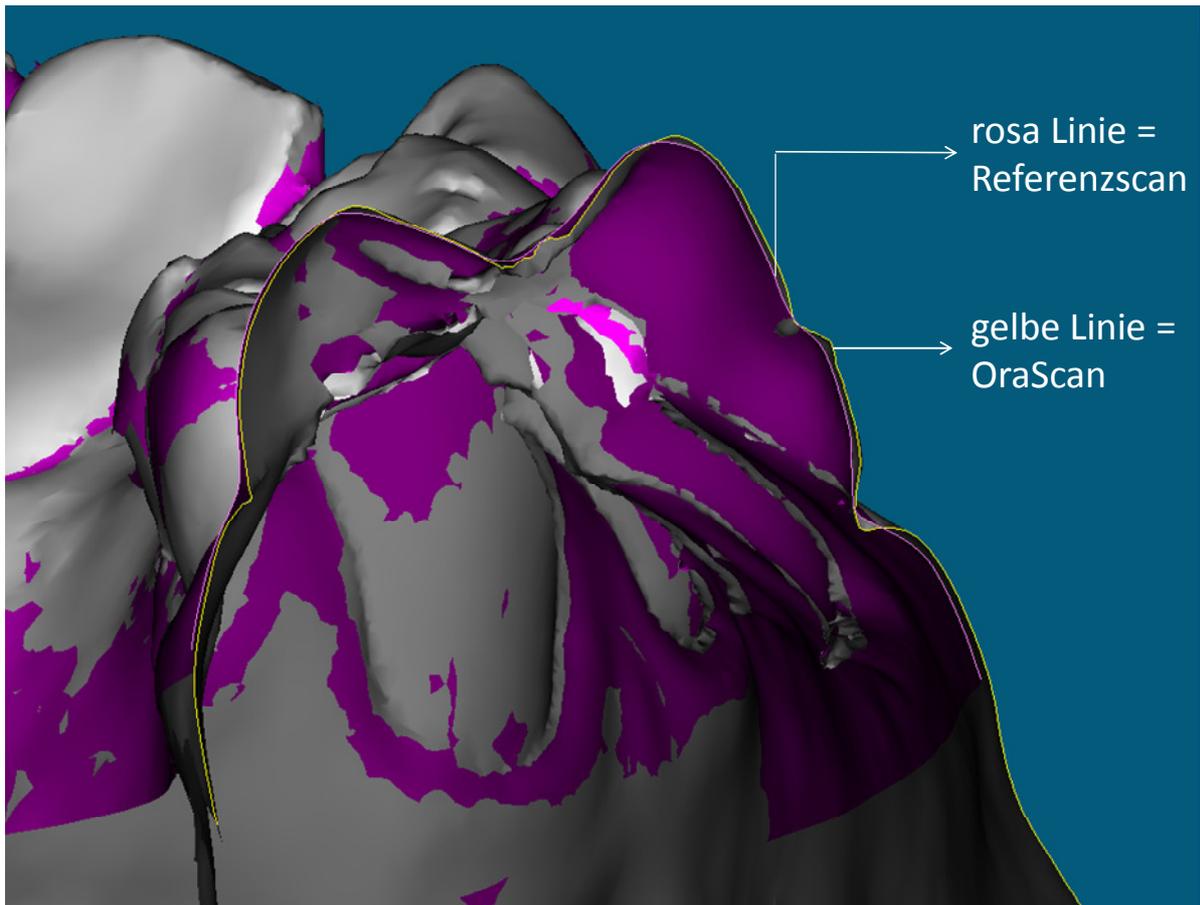
Damit wäre die anfängliche Vermutung (Forschungsfrage 2) zumindest insoweit bestätigt, dass es beim Scannen eines Zahnbogens zu einer transversalen Breitenveränderung kommt. Die hier vorliegende transversale Breitenveränderung ist jedoch nur von geringer Größe. Für das Oberkiefermodell mit Weitstand liegt sie im Mittel bei 37  $\mu\text{m}$  und für das Unterkiefermodell mit Weitstand bei 4  $\mu\text{m}$ . Für den Unterkiefer des Weistandes ist die transversale Aufdehnung zu vernachlässigen.

In der Studie von *Klingbeil* [43] wurde die Genauigkeit des OraScanners im Mittel mit 26  $\mu\text{m}$  im Nahbereich angegeben. Laut Herstellerangaben liegt die Messgenauigkeit des OraScanners bei 20-50  $\mu\text{m}$  [34, 43].

Dieses Ergebnis bedeutet, dass der OraScanner und der Referenzscanner in Bezug auf die Scangenaugigkeitswerte dicht beieinander liegen. Die Genauigkeit des Referenzscanners ist mit 25  $\mu\text{m}$  angegeben (Abschnitt 3.2.4). Es wäre für ein noch aussagekräftigeres Ergebnis besser gewesen, wenn der Referenzscanner eine noch höhere Genauigkeit im Vergleich zum OraScanner aufgewiesen hätte. Zum Zeitpunkt der Studie war der unter Punkt 3.2.4 bereits beschriebene Neo Scan der geeignetste Scanner, wie im Vorfeld der Studie eruiert wurde. Andere Scanner schieden aus, wie zum Beispiel der Laserscanner Vivid700 von Minolta. Im Allgemeinen wies er zwar eine gute Scangenaugigkeit auf (20  $\mu\text{m}$ ), war aber bei der Abbildung von Vertiefungen für vorliegende Untersuchung ungeeignet, da die Scangenaugigkeit hier nur 70  $\mu\text{m}$  beträgt [48]. Letzteres wurde durch Überlagerung eines mit diesem Scanner gefertigten Scans und einem OraScan praktisch überprüft und bestätigt.

Beachtet man die visuelle Auswertung der Ergebnisse (Abbildungen 4-15 und 4-17), so lässt sich erkennen, dass beim Unterkiefer – verglichen mit den anderen gescannten Modellen – die hauptsächlichsten Abweichungen zwischen den beiden Scannern im Bereich des Fissurenreliefs der Zähne auftraten. Querschnitte der überlagerten Scans (Referenzscan mit auszuwertendem Scan) im GeoAnalyzer zeigen, dass das Fissurenrelief in den Scans des OraScanners deutlicher ist. Das bedeutet, dass der OraScanner besser in der Lage ist, tiefe Fissuren genauer abzubilden (Abbildung 5-1). Das wiederum spiegelt sich in einer höheren Messgenauigkeit wieder. Die SureSmile-Software ist demnach in der Lage, bei der virtuellen Behandlungsplanung sehr gute okklusale Kontakte herzustellen. Das wiederum führt zu einer stabilen Okklusion bei einem vorhersagbaren Behandlungsergebnis. Störkontakte (Vorkontakte oder Infraokklusion der Zähne) werden damit auf ein Minimum reduziert.

Mit der Scanmethode 2 lassen sich Scans mit einer größeren Genauigkeit erzielen. Man muss hierbei beachten, dass Scanmethode 2 für das Scannen von Modellen sehr gut geeignet ist, für das Scannen im Patientenmund jedoch weniger (Abschnitt 5.2.1).



**Abbildung 5-1:** Abbildung eines Querschnittes im Molarenbereich der Überlagerung eines OraScans mit dem entsprechenden Referenzscan

### 5.3.4 Anzahl der aufgenommenen Bilder pro OraScan

Betrachtet man Tabelle 4-3, so wird deutlich, dass die Anzahl der aufgenommenen Bilder je OraScan der Messreihe 1 mit der Anzahl der Messpunkte korreliert (Tabelle 4-4). Die Modelle mit einer geringen Anzahl an Messpunkten (unter 160.000) weisen eine geringe Anzahl an aufgenommenen Bildern auf (unter 500 pro OraScan, zum Beispiel das Oberkiefermodell mit Engstand und das Unterkiefermodell mit Weitstand). Die Modelle mit einer höheren Anzahl von aufgenommenen Bildern (über 500 pro OraScan), haben ebenso eine mittlere bis hohe Anzahl an Messpunkten (über 230.000). Daher lässt sich ein Zusammenhang zwischen der Anzahl aufgenommener Bilder und Messpunktezahl

bestätigen. Durch die höhere Zahl aufgenommener Bilder kommt es automatisch zu einer höheren Anzahl an Messpunkten und es entsteht eine zerklüftete Oberfläche des Scans. Wie bereits im Abschnitt 5.2.4.1 erwähnt, kommen die vermehrt auftretenden Löcher im Scan bei einer höheren Anzahl an aufgenommenen Bildern durch den größeren Fehler beim „Matching“ zustande.

Betrachtet man nunmehr die Tabelle 4-7, so würde man, dem Vorerwähnten entsprechend, bei Messreihe 2 im Durchschnitt mehr Bilder als bei Messreihe 1 erwarten, da bei Messreihe 2 zusätzlich der palatinale beziehungsweise linguale Anteil zum Schließen des Scanvorganges am Ausgangspunkt mitregistriert wurde. Dies ist der Fall beim Unterkiefermodell mit Weitstand, jedoch nicht beim Oberkiefermodell mit Weitstand.

Ebenso würde man bei Betrachtung der Anzahl der Messpunkte erwarten, dass das Unterkiefermodell mit Weitstand nach obiger Aussage eine Anzahl von aufgenommenen Bildern von im Durchschnitt unter 500 pro OraScan hätte. Dies trifft für Scanmethode 1 zu, nicht aber für Scanmethode 2. Dieser Unterschied kann damit begründet werden, dass für Scanmethode 2 zwar mehr Bilder aufgenommen werden mussten, diese aber auf die Anzahl an Messpunkten keinen Einfluss hatte, weil diese Daten des OraScans nicht im Referenzscan enthalten sind. Diese Aussage wird jedoch bei Betrachtung des Oberkiefermodells mit Weitstand nicht bestätigt. Ebenso wenig lässt sich beim Oberkiefermodell mit Weitstand ein deutlicher Zusammenhang zwischen der Anzahl an Messpunkten und der Anzahl an aufgenommenen Bildern nach obiger Aussage erkennen, was vermutlich an der nur mittleren Korrelation zwischen diesen beiden Variablen liegt.

Als Konsequenz daraus sollte man in praxi bei Modellen, bei denen man eine höhere Anzahl an aufzunehmenden Einzelbildern vermutet, Scanmethode 2 wählen, da diese in solchen Fällen bessere Ergebnisse liefert als Scanmethode 1. Eine höhere Anzahl an Einzelbildern ist bei folgenden Modellcharakteristika zu erwarten: größere Kiefer, starke Zahnfehlstellungen, schwer zugängliche Bereiche. Bei den beiden letztgenannten muss man für genaue Abbildungen einen höheren Scanaufwand treiben, was dann mit einer höheren Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern und damit Messpunkten für dieses Modell verbunden ist.

### 5.3.5 Anzahl der Messpunkte

Die Anzahl der Messpunkte (Abschnitt 4.1) pro Scan hat einen deutlichen Einfluss auf die Scengenauigkeit. Die Anzahl der Messpunkte pro Scan ist allerdings nicht unbedingt mit der Anzahl an aufgenommenen Bildern pro Scan gleichzusetzen. Somit ist der Unterschied zwischen der Scanmethode 1 und 2 durch die zusätzlich registrierte palatinale beziehungsweise linguale Oberfläche nicht für die Anzahl an Messpunkten relevant, da diese Daten des OraScans nicht im Referenzscan enthalten sind.

Analysiert man die Tabellen 4-2 und 4-6 und bringt diese in Relation mit den Boxplots der Abbildungen 4-1 und 4-13, so ist festzustellen, dass die Modelle mit einer geringen Anzahl von Messpunkten (unter 160.000 Messpunkten), wie das Oberkiefermodell mit Engstand und das Unterkiefermodell mit Weitstand, Median-Werte aufweisen, die eine höhere Scengenauigkeit nahelegen, als das Modell mit der höchsten Anzahl an Messpunkten (über 320.000 Messpunkte, Oberkiefer Weitstand). Die Modelle mit einer ähnlichen Anzahl an Messpunkten (230.000 bis 285.000 Messpunkten) weisen ähnliche Mediane auf (Unterkiefer mit Engstand, Oberkiefer mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen, Unterkiefer mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen).

Geometrisch „schwierige“ Oberflächen stellen sich im Scan durch eine Oberfläche mit vielen kleinen Oberflächendreiecken dar, im Vergleich zu leicht zu erfassenden Oberflächen, die sich durch weniger und größere Oberflächendreiecke auszeichnen. Da jede Spitze eines Oberflächendreiecks einem Messpunkt entspricht, haben Modelle mit einer für den OraScanner schwer zu erfassenden Objektgeometrie dementsprechend eine hohe Anzahl an Messpunkten.

Setzt man dieses Ergebnis in Relation zur verwendeten Scanmethode, so ergibt sich, dass für Scans mit einer höheren Anzahl an Messpunkten, die Scanmethode 2 genauere Scanergebnisse liefert als Methode 1 (zum Beispiel für das Oberkiefermodell mit Weitstand). Bei Modellen, die eine geringe Anzahl an Messpunkten aufweisen (unter 160.000 Messpunkten), ist die Wahl der Scanmethode nicht relevant für das Scanergebnis.

## 5.4 Fazit

Fazit Frage 1: Die Zahnstellung hat Einfluss auf die Scangenaugigkeit.

Fazit Frage 2: Die Wahl der Scanmethode hat Einfluss auf die Scangenaugigkeit. Scanmethode 2 führt zu einer größeren Scangenaugigkeit in der Transversalen. Klinisch ist diese Scanmethode jedoch schwierig bis nicht praktikabel.

Fazit Frage 3: Die Anzahl der benötigten Einzelbilder und die Anzahl der Messpunkte korrelieren (mittelstark, Spearmans Rangkorrelationskoeffizient  $r=0,34$ ) miteinander und beeinflussen die Scangenaugigkeit. Je geringer die Anzahl an Einzelbildern und Messpunkten ausfällt, desto besser ist das Scanergebnis. Ist die Anzahl der Einzelbilder hoch, so sollte bei Modellen für ein besseres Scanergebnis die Scanmethode 2 bevorzugt werden. Aber: Scanmethode 2 ist im Patientenmund kaum bis nicht anwendbar.

## 6 Abkürzungen

BAS	Bending Art System
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CCD	Charged Coupled Devices (= Ladungsgekoppelte Bauelemente)
Cerec	Ceramic Reconstruction
CMOS	Complementary Metal-Oxide Semiconductor (=komplementärer Metall-Oxid-Halbleiter)
CT	Computertomographie
DGKFO	Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
MASER	Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation
STL	Standard Triangulation Language

## 7 Literaturverzeichnis

1. Alcaniz M, Montserrat C, Grau V, Chinesta F, Ramon A, Albalat S. An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment. *Med Image Anal* 1998;2:61-77.
2. Alford TJ, Roberts WE, Hartsfield JK, Eckert GJ, Snyder RJ. Clinical outcomes for patients finished with the SureSmile method compared with conventional fixed orthodontic therapy. *Angle Orthod* 2011;81:383-388.
3. Artmann N, Langsch B, Bareis U. „Digital et al.“ in der Kieferorthopädie. <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/kieferorthopaedie/grundlagen/digital-et-al-der-kieferorthopaedie.2014> 13.08.2014 Zugriff am 13.10.2014
4. Baumrind S, Carlson S, Beers A, Curry S, Norris K, Boyd RL. Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:132-142.
5. Becker J, Heidemann D. Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993;48:611-617.
6. Beers AC, Choi W, Pavlovskaja E. Computer-assisted treatment planning and analysis. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:117-125.
7. Bell WH, Guerrero CA. *Distraction Osteogenesis of the Facial Skeleton*. Hamilton: BC Decker; 2007.
8. Beuttell J. Powdering for a perfect picture. *Int J Comput Dent* 1998;1:35-39.
9. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. *J Orofac Orthop* 1999;60:136-151.
10. Breuckmann B. *Bildverarbeitung und optische Meßtechnik in der industriellen Praxis*. München: Franzis; 1993.
11. Breustedt A. *Präzision der softwarebasierten Kontaktpunktmodellierung bei der SureSmile®-Technik*. Berlin: Charité - Universitätsmedizin Berlin; Zahnmed Diss 2013.
12. Brockhaus. *Enzyklopädie*. 21. Ausg. ed. Leipzig, Mannheim: Bibliographisches Institut; 2006. p. 106.
13. Bücheler E, Lackner K-J, Thelen M. *Einführung in die Radiologie - Diagnostik und Interventionen*. 11. Ausg. Stuttgart: Thieme 2006.

14. Cacciafesta V, Miethke R-R, Jost-Brinkmann P-G. Bending Art System - State of the art and first impressions. *Kieferorthop* 1995;9:247-254.
15. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R. Das Bending Art System: Eine computergesteuerte Biegemaschine für kieferorthopädische Drähte. *Inf Orthod Kieferorthop* 1997;29:71-81.
16. Cacciafesta V, Scheifele C, Becker J, Miethke R-R, Jost-Brinkmann P-G. Replantation and splinting of avulsed incisors with the Bending Art System - Discussion and patient report. *Kieferorthop* 1997;11:115-122.
17. Commer P, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Construction and testing of a computer-based intraoral laser scanner for determining tooth positions. *Med Eng Phys* 2000;22:625-635.
18. Costalos PA, Sarraf K, Cangialosi TJ, Efstratiadis S. Evaluation of the accuracy of digital model analysis for the American Board of Orthodontics objective grading system for dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:624-629.
19. Dahlberg G. *Statistical methods for medical and biological students*. London: Allen & Unwin; 1948.
20. Dirksen D, Diederichs S, Runte C, von Bally G, Bollmann F. Three-dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitized models. *J Orofac Orthop* 1999;60:152-159.
21. Droschl H, Bantleon HP, Muchitsch AP, Weiland F. Eine neue Methode zur quantitativen und qualitativen Messung von Zahnbewegungen. *Fortschr Kieferorthop* 1992;53:11-15.
22. Drost C, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R. Zeitaufwandstudie zum Bending Art System. *Kieferorthop* 1998;12:57-60.
23. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Laibe J, Menzel E. Continuous arch wire technique using the bending art system. *J Orofac Orthop* 1997;58:198-205.
24. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dent Implantol Update* 2008;19:1-4.
25. Garino F, Garino B. Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod* 2002;3:250-254.
26. Grunheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:436-443.
27. Gühring J. *3D-Erfassung und Objektrekonstruktion mittels Streifenprojektion*. Stuttgart: Universität Stuttgart; Diss 2002.

28. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. *J Orthod* 2004;31:62-70.
29. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part II. *J Orthod* 2004;31:154-162.
30. Halazonetis DJ. Acquisition of 3-dimensional shapes from images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:556-560.
31. Harms V. Physik für Mediziner und Pharmazeuten. 14. Lindhöft: Harms Verlag; 1998.
32. Häusler G. Über die kluge Auswahl und Anwendung optischer 3D-Sensoren. *Photonik* 2004;58-61.
33. Hayasaki H, Martins RP, Gandini LG, Saitoh I, Nonaka K. A new way of analyzing occlusion 3 dimensionally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:128-132.
34. Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:619-625.
35. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM - fillings of the future? *Int Dent J* 1997;47:247-258.
36. Hirschfelder U. Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT). Stellungnahme DGKFO; 2008.
37. Ihlow D, Cronau M, Kubein-Meesenburg D, Heine G, Dathe H, Hansen C, Nagerl H. An experimental method for in vivo analysis of biomechanical asymmetries of the periodontium. *J Orofac Orthop* 2003;64:321-329.
38. Janssen J, Laatz W. Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows. 6. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 2007. p. 246.
39. Jost-Brinkmann P-G, Cacciafesta V, Miethke R-R. Computer-aided fabrication of bonded lingual retainers. *J Clin Orthod* 1996;30:559-563.
40. Jost-Brinkmann P-G, Cacciafesta V, Riemeier F. Lingual treatment with the Bending Art System In: Romano R, editor. *Lingual Orthodontics*. London: B. C. Decker; 1998. pp. 224.
41. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 2010;38:323-330.
42. Kauffmann GW, Moser E, Sauer R. Radiologie. 3. München: Elsevier; 2006.

43. Klingbeil W. Genauigkeit des Orascanners am Gebissmodell im Suresmile-Verfahren. Kiel: Christian-Albrechts-Universität; Zahnmed Diss 2006.
44. Kremer S. Grundlagen - Der Laser. <http://www.holographie-online.de/wissen/grundlagen/laser/laser.html>.2001 Zugriff am 21.04.2012
45. Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:578-581.
46. Kurbad A, Reichel K. InEOS--new system component in Cerec 3D. Int J Comput Dent 2005;8:77-84.
47. Kurbad A. Impression-free production techniques. Int J Comput Dent 2011;14:59-66.
48. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:342-348.
49. Loos R. Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D®. Dresden: Technischen Universität; Zahnmed Diss 2008.
50. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. Int J Dent 2012;2012:813768.
51. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. Eur J Radiol 2009;71:461-468.
52. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;106:106-114.
53. Luthardt R, Sandkuhl O, Brakhage P, Kühmstedt P, Lazarek K. Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung - Modellherstellung - Digitalisierung Dtsch Zahnärztl Z 1999;54:627-630.
54. Luthardt R, Quaas S, Rudolph H, von Koenigsmarck V, Weber A. Computerzähne. <http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne.html>.2001 06.01.2012 Zugriff am 05.02.2012
55. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Aktuelle CAD/ CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. [http://www.spitta.de/Produktfamilien/Fachinformationen/Zahn%C3%A4rztliche\\_Prothetik/96\\_index+M5c725ea6d6f.html](http://www.spitta.de/Produktfamilien/Fachinformationen/Zahn%C3%A4rztliche_Prothetik/96_index+M5c725ea6d6f.html).2002 29.01.2002 Zugriff am 29.04.2012

56. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 2002;5:165-176.
57. Luthardt R, Kuhmstedt P, Walter M. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater* 2003;19:19-24.
58. Luthardt R, Quaas S, Rudolph H. Chancen und Risiken dentaler CAD/CAM-Systeme. *Dentalzeitung* 2010;11.
59. Mah J, Bumann A. Technology to create the three-dimensional patient record. *Semin Orthod* 2001;7:251-257.
60. Mah J, Sachdeva R. Computer-assisted orthodontic treatment: the SureSmile process. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:85-87.
61. Mehl A, Gloger W, Hickel R. Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997;52:520-524.
62. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997;76:1799-1807.
63. Meyer BJ, Mörmann WH, Lutz F. Optimierung der Puderapplikation bei der Cerec-Methode mit umweltfreundlichen Treibgassystemen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:1462-1468.
64. Miller AJ, Maki K, Hatcher DC. New diagnostic tools in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:395-396.
65. Miller RJ, Kuo E, Choi W. Validation of Align Technology's Treat III digital model superimposition tool and its case application. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:143-149.
66. Mollwo E, Kaule W. *Maser und Laser*. 1. Auflage ed. Mannheim: Bibliographisches Institut; 1966. pp. 31-39.
67. Müller-Hartwich R. Die Lage der Okklusionsebene in Relation zu den Kiefergrundebenen - Eine fernröntgenologische Studie an 11- bis 15-jährigen Patienten. Berlin: Charité - Universitätsmedizin Berlin; 2004.
68. Müller-Hartwich R, Präger TM, Jost-Brinkmann P-G. SureSmile--CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires. *Int J Comput Dent* 2007;10:53-62.
69. Orametrix. SureSmile User Manual, Volume I - Hardware Reference Manual; Release 4.2. Berlin; 2005. p. A.

70. Orametrix. SureSmile User Manual, Volume III - Hardware Reference Manual; Release 4.2. Richardson, Texas, USA; 2005. p. Scan 6-5.
71. Osten W. Stand und Perspektiven der streifenbasierten optischen Messtechnik. *Photonik* 2005;37:48-51.
72. Pauls AH. Behandlungsgenauigkeit mittels individualisierter Brackets in der Lingualtechnik. *Fortschr Kieferorthop* 2010;71:348-361.
73. Przybilla H-J. Streifenprojektion – Grundlagen, Systeme und Anwendungen. [http://www.hochschule-bochum.de/fileadmin/media/fb\\_v/labore/photogrammetrie/Artikel/Veroeffentlichungen/Przybilla/Streifenprojektion.pdf](http://www.hochschule-bochum.de/fileadmin/media/fb_v/labore/photogrammetrie/Artikel/Veroeffentlichungen/Przybilla/Streifenprojektion.pdf). 2007 24.10.2007 Zugriff am 30.12.2011
74. Quaas S, Sporbeck H, Luthardt R. Analyse der Digitalisiergenauigkeit von Gesamtmodellen bei Mehrfachmessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:543-545.
75. Quaas S, Loos R, Sporbeck H, Luthardt R. Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;60:96-99.
76. Quaas S. CAD/CAM-Systeme für die Praxis. *ZM* 2008;98:52-58.
77. Radloff W. *Laser in Wissenschaft und Technik*. Heidelberg: Spektrum Akademischer Verlag; 2010.
78. Redaktion. Intraorale Scansysteme im Überblick (Teil 1). *Digital Dentalnews* 2011;5:46-50.
79. Redaktion. Intraorale Scansysteme im Überblick (Teil 2). *Digital Dentalnews* 2011;5:52-56.
80. Reich S, Vollborn T, Wolfart S. Die optische intraorale Abformung - vier Systeme im Überblick. *Dtsch Zahnärztl Z* 2012;67:177-189.
81. Rudolph H, Bornemann G, Quaas S, Schöne C, Weber A, Benzinger S, Luthardt RG. Innovatives Modell zur Prüfung der internen und okklusale Paßgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;57:540-544.
82. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 2002;5:155-164.
83. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:559-569.

84. Rudolph H, Schöne C, Luthardt R. Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2004;59:73-77.
85. Rudolph H, Luthardt R, Walter M. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med* 2007;37:579-587.
86. Rupprecht S, Neukam FW. Bildgebende Verfahren. In: Hausamen J-E, Becker J, Neukam FW, Reichart PA, Schliephake H, Schmelzeisen R, editors. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Berlin, Chicago, London, Kopenhagen, Paris, Barcelona, Mailand, Istanbul, São Paulo, Tokio, Neu-Delhi, Moskau, Prag und Warschau: Quintessenz 2003. pp. 23-53.
87. Sachdeva R. SureSmile technology in a patient-centered orthodontic practice. *J Clin Orthod* 2001;35:245-253.
88. Sachdeva R. Sure-Smile: technology-driven solution for orthodontics. *Tex Dent J* 2002;119:608-615.
89. Sachdeva R, Fruge JF, Fruge AM, Ingraham R, Petty WD, Bielik KL, Chadha J, Nguyen P, Hutta JL, White L. SureSmile: a report of clinical findings. *J Clin Orthod* 2005;39:297-314.
90. Sachs L. *Angewandte Statistik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 2006.
91. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:101-105.
92. Schachner H. *Kleine Theorie zur Computertomographie*. Düsseldorf: Lehmanns Verlag; 2006. pp. 25-64.
93. Scholz RP, Sachdeva RC. Interview with an innovator: SureSmile Chief Clinical Officer Rohit C. L. Sachdeva. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:231-238.
94. Schubert K, Halbich T, Jost-Brinkmann P-G, Müller-Hartwich R. Präzision beim indirekten Kleben lingualer Brackets mit dem Quick-Modul-System (QMS)<sup>®</sup>. *J Orofac Orthop* 2013;74:6-17.
95. Schulze C. *Lehrbuch der Kieferorthopädie, Band 3*. 2. ed. Berlin, Chicago, London, São Paulo, Tokio: Quintessenz 1993. p. 300.
96. Sohmura T, Wakabayashi K, Lowmunkong R, Hojo H, Kusumoto N, Okuda H, Kojima T, Nakamura T, Yatani H, Takahashi J. 3D shape measurement of dental casts using medical X-ray CT. *Dent Mater J* 2004;23:121-128.

97. Stopp S, Maier T, Lüth TC. Neue Verfahren in der computergestützten dentalen Implantologie. *Der MKG-Chirurg* 2008;1:10-21.
98. Straumann. Scannen 2.0: die digitale Abdruckname mit iTero™. Starget. Basel: Straumann AG; 2011. p. 22-26.
99. Strietzel FP. Diagnostik und Planung vor der implantatprothetischen Rehabilitation. In: Reichart PA, Hausamen J-E, Becker J, Neukam FW, Schliephake H, Schmelzeisen R, editors. *Zahnärztliche Chirurgie*. Berlin, Chicago, London, Paris, Barcelona, Istanbul, São Paulo, Tokio, New Delhi, Moskau, Prag und Warschau: Quintessenz 2002. pp. 400-408.
100. Strietzel R, Lahl C, editors. *CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis*. München: Neuer Merkur 2007.
101. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:367-378.
102. Svejda M, Chiari S, Bantleon H-P. Laborprozesse in der Lingualtechnik - Unterschiedliche Varianten. *Inf Orthod Kieferorthop* 2005;37:255-262.
103. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
104. Torassian G, Kau CH, English JD, Powers J, Bussa HI, Marie Salas-Lopez A, Corbett JA. Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. *Angle Orthod* 2010;80:474-481.
105. Turpin DL. Computers coming on-line for diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod* 1990;60:163.
106. van der Linden FP, Boersma H, Zelders T, Peters KA, Raaben JH. Three-dimensional analysis of dental casts by means of the optocom. *J Dent Res* 1972;51:1100.
107. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 2012;7:e43312.
108. Wiechmann D. Lingual orthodontics (part 2): archwire fabrication. *J Orofac Orthop* 1999;60:416-426.
109. Wiechmann D, Rummel V, Thalheim A, Simon JS, Wiechmann L. Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:593-599.

110. Wiesner G. Anforderung an die Digitale Volumetomografie in der Zahnarztpraxis. Digital Dentalnews 2011;5:46-50.
111. Wikipedia. 3-D. <http://de.wikipedia.org/wiki/3-D>.2014 03.10.2014 Zugriff am 13.10.2014
112. Wollnack J. Prinzip der dreidimensional messenden videometrischen Messsysteme. Dreidimensional messende videometrische Messsysteme. Hamburg-Harburg: Technische Universität 2005.
113. Yamamoto K, Toshimitsu A, Mikami T, Hayashi S, Harada R, Nakamura S. Optical measurement of dental cast profile and application to analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics. Front Med Biol Eng 1989;1:119-130.
114. Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T. A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. Med Eng Phys 2000;22:293-300.

## 8 Anhang

### 8.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Gliederungsübersicht der verschiedenen Scanverfahren.....	7
Abbildung 2-2: Prinzip der Streifentriangulation .....	9
Abbildung 2-3: Projektion des Streifenmusters des OraScanners auf ein Gipsmodell.....	9
Abbildung 2-4: Prinzip der Lasertriangulation.....	12
Abbildung 2-5: Prinzip der Computertomographie .....	15
Abbildung 3-1: SureSmile Scanstation .....	23
Abbildung 3-2: SureSmile OraScanner.....	24
Abbildung 3-3: Schematische Darstellung des OraScanners mit Projektor und Kamera ....	25
Abbildung 3-4: Komponenten des OraScanners.....	25
Abbildung 3-5: Ober- und Unterkiefermodell (Normalstand) .....	30
Abbildung 3-6: Ober- und Unterkiefermodell (Engstand) .....	31
Abbildung 3-7: Ober- und Unterkiefermodell (Weitstand) .....	31
Abbildung 3-8: Vorbereitete Modelle für die Scanmethode 2.....	33
Abbildung 3-9: Flussdiagramm des Ablaufs der Untersuchung .....	34
Abbildung 3-10: Die lila Markierung beschreibt den orovestibulären Weg des OraScanners; .....	36
Abbildung 3-11: Fotoserie (Bild 1 bis 20) des Scannens der Seitenzähne eines Quadranten mit dem OraScanner .....	39
Abbildung 3-12: Die lila Markierung beschreibt den orovestibulären Weg des OraScanners .....	40
Abbildung 3-13: Darstellung eines im Rahmen der Aufbereitung korrigierten Artefakts (Umschlagfalte).....	43
Abbildung 3-14: Schematische Darstellung des farblichen Ergebnisses des Registrierungsprozesses im GeoAnalyzer durch Überlagerung von OraScan und Referenzscan .....	45
Abbildung 3-15: Darstellung zweier überlagerter Scans (OraScan und Referenzscan) im GeoAnalyzer .....	45

Abbildung 4-1: Box-Whisker-Plot-Darstellung der mittleren Abweichungen der Mittelwerte zwischen OraScan und Referenzscan getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 1.....	55
Abbildung 4-2: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Engstand .....	57
Abbildung 4-3: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Engstand .....	58
Abbildung 4-4: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Weitstand .....	59
Abbildung 4-5: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Weitstand .....	60
Abbildung 4-6: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen im GeoAnalyzer.....	61
Abbildung 4-7: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit gerade nebeneinander stehenden Zähnen im GeoAnalyzer.....	62
Abbildung 4-8: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Messpunktzahl getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 1. Alle Modelle unterscheiden sich signifikant voneinander auf dem Niveau $p \leq 0,001$ .....	65
Abbildung 4-9: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 1. ....	67
Abbildung 4-10: Scatterplot für die mittleren Messpunktabweichungen zwischen den OraScans und den entsprechenden Referenzscans in Abhängigkeit von der Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern pro OraScan der Messreihe 1 .....	69
Abbildung 4-11: Scatterplot für die mittleren Messpunktabweichungen zwischen den OraScans und den entsprechenden Referenzscans in Abhängigkeit von der Anzahl an Messpunkten zwischen Referenzscan und OraScan der Messreihe 1 .....	69
Abbildung 4-12: Scatterplot für die Anzahl an aufgenommenen Einzelbildern pro OraScan in Abhängigkeit von der Anzahl an Messpunkten zwischen Referenzscan und OraScan der Messreihe 1 .....	70

Abbildung 4-13: Box-Whisker-Plots der mittleren Messpunktabweichungen zwischen den OraScans (Methode 1 oder 2) und den entsprechenden Referenzscans getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 2 .....	72
Abbildung 4-14: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Weitstand .....	73
Abbildung 4-15: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Weitstand .....	74
Abbildung 4-16: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Oberkiefers mit Weitstand .....	75
Abbildung 4-17: Darstellung eines dem Referenzscan überlagerten OraScans des Unterkiefers mit Weitstand .....	76
Abbildung 4-18: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Messpunkte getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 2 .....	78
Abbildung 4-19: Balkendiagramm der Mittelwerte mit Standardabweichung der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder getrennt nach den verschiedenen Modellen der Messreihe 280	
Abbildung 5-1: Abbildung eines Querschnittes im Molarenbereich der Überlagerung eines OraScans mit dem entsprechenden Referenzscan .....	99
Abbildung 8-1: Einstellungen für Abstandsmessungen im GeoAnalyzer .....	127

## 8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Übersicht einiger Scanverfahren in der Kieferorthopädie .....	18
Tabelle 3-1: Werte zur Berechnung des Methodenfehlers .....	52
Tabelle 4-1: Ergebnisse der beschreibenden Statistik für Messreihe 1.....	54
Tabelle 4-2: Anzahl der Messpunkte für die jeweils 20 Scans der Messreihe 1.....	64
Tabelle 4-3: Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder je OraScan für die jeweils 20 Scans der Messreihe 1 .....	66
Tabelle 4-4: Rangkorrelationskoeffizienten $r$ nach Spearman für die mittleren Abweichungen zwischen den Messpunkten, der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder beziehungsweise der Anzahl der Messpunkte für alle OraScans der Messreihe 1.....	68
Tabelle 4-5: Ergebnisse der beschreibenden Statistik zu Messreihe 2.....	71
Tabelle 4-6: Anzahl der Messpunkte für die jeweils 20 Messungen der Messreihe 2.....	77
Tabelle 4-7: Anzahl der aufgenommenen Bilder je OraScan für die jeweils 20 Messungen der Messreihe 2 für die Scanmethoden 1 und 2 (OK: Oberkiefer; UK: Unterkiefer).....	79

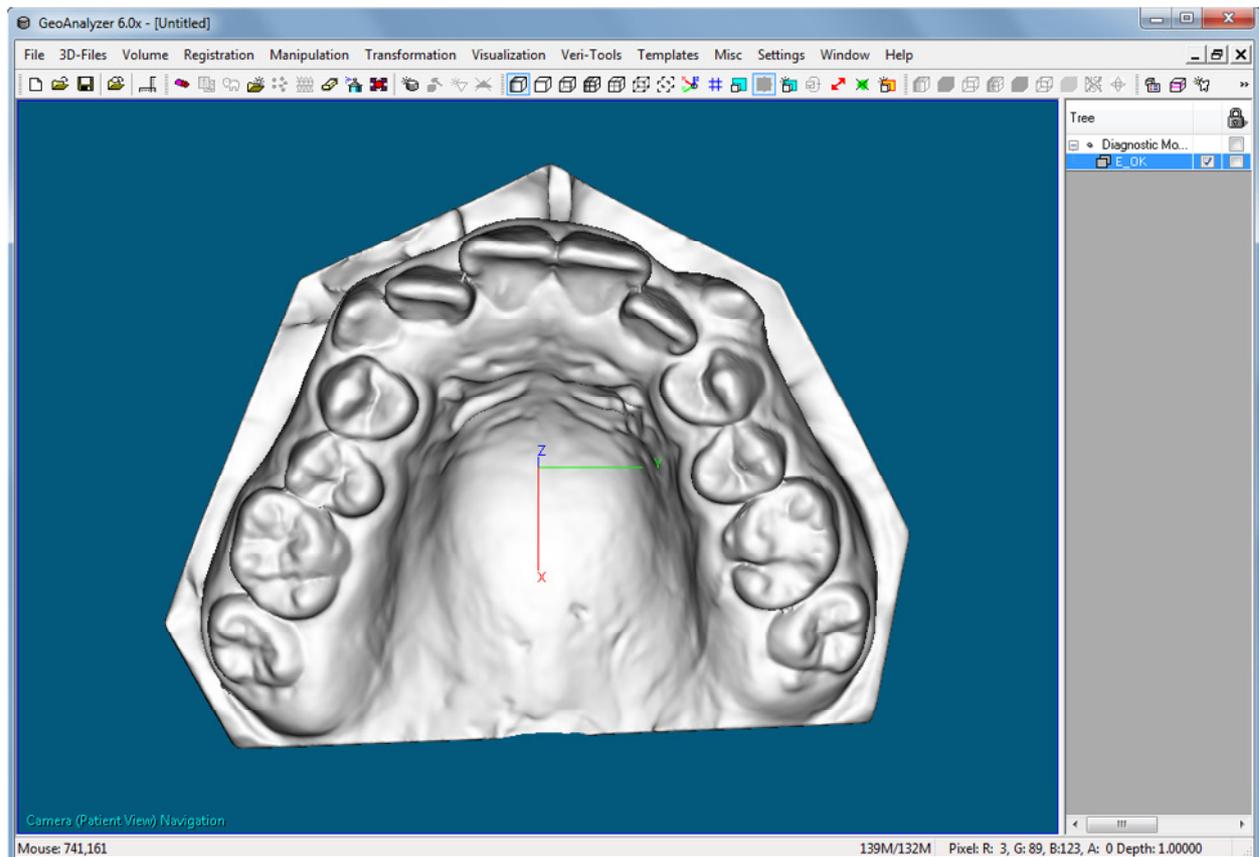
### 8.3 Materialverzeichnis

Material 3-1: SureSmile® System (Seriennummer: 01311); Firma: Orametrix GmbH; Berlin, Deutschland.....	22
Material 3-2: OraScanner® (Seriennummer 10.128.0.3500010001SN01); Firma: Orametrix, Inc., Richardson, USA. ....	26
Material 3-3: Honigum-Light (Inhalt 25ml, Bestellnummer 909539) mit Automix-Dispenser Type 25 1:1 (Bestellnummer 110253); Firma: DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland; Provil novo putty regular soft (Inhalt 450ml Base und 450ml Katalysator, Bestellnummer 66004372); Firma: Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland.....	29
Material 3-4: Die-Keen™ (Farbe grün, Inhalt 45kg, Bestellnummer 46598); Firma: Miles Inc. Dental Products, South Bend, USA. ....	29
Material 3-5: Arti-Spray® (Farbe weiss, Inhalt 75ml, Bestellnummer BK285) mit Präzisionsdüse für Arti-Spray® (Bestellnummer BK289); Firma: Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland .....	29
Material 3-6: GC Pattern Resin LS (Bestellnummer 335201); Firma: GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland .....	32
Material 3-7: Neo Scan® (Seriennummer: 3DDS-0201-02099); Firma: Cynovad Inc., Montreal, Kanada .....	41
Material 3-8: SPSS Statistics 19 für Windows; Firma: IBM, New York, USA.....	47

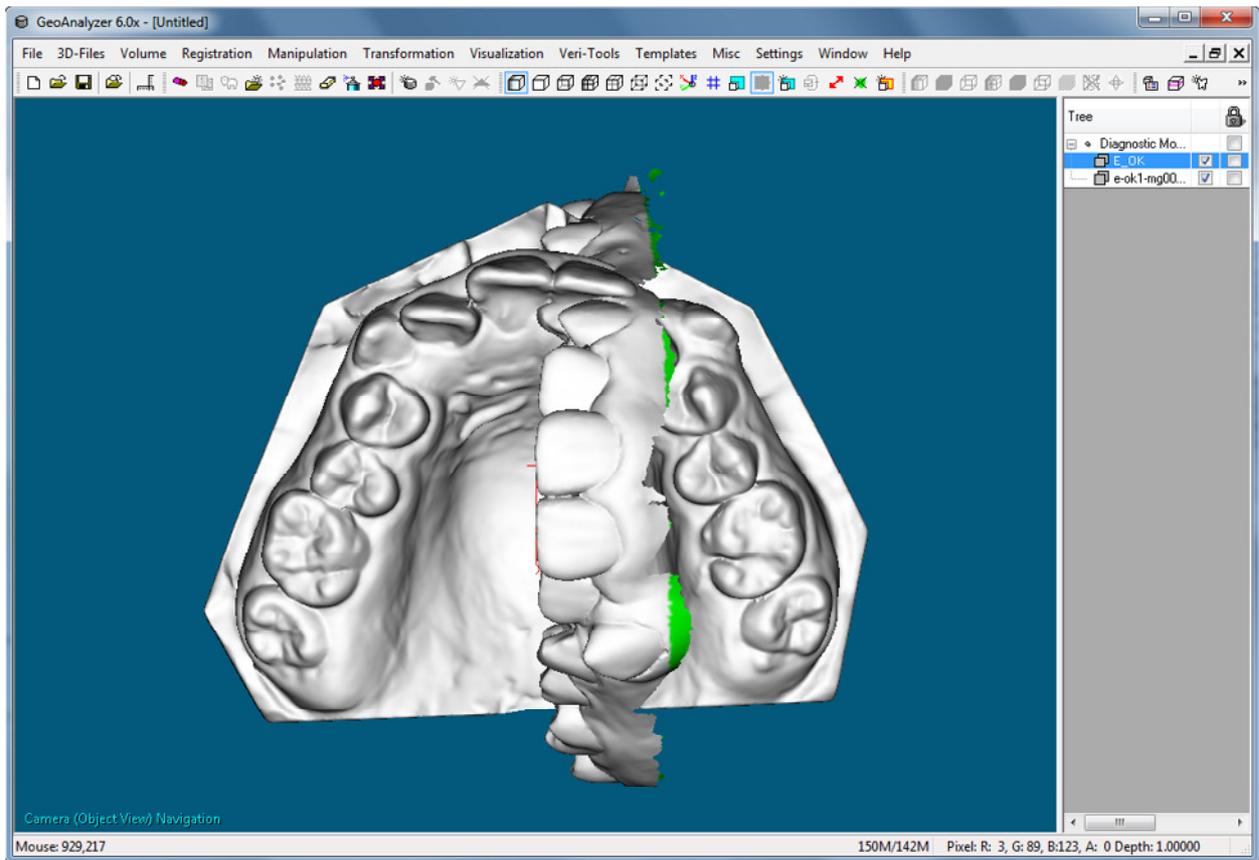
## 8.4 Protokoll: Vorgehensweise im GeoAnalyzer

Im Folgenden wird die Vorgehensweise bei der Nutzung der Software GeoAnalyzer für den Vergleich der OraScan-Daten mit den entsprechenden Referenzscan-Daten beschrieben. Anhand der Darstellung eines OraScans mit dem entsprechenden Referenzscan wird das Vorgehen exemplarisch für alle OraScans dargestellt.

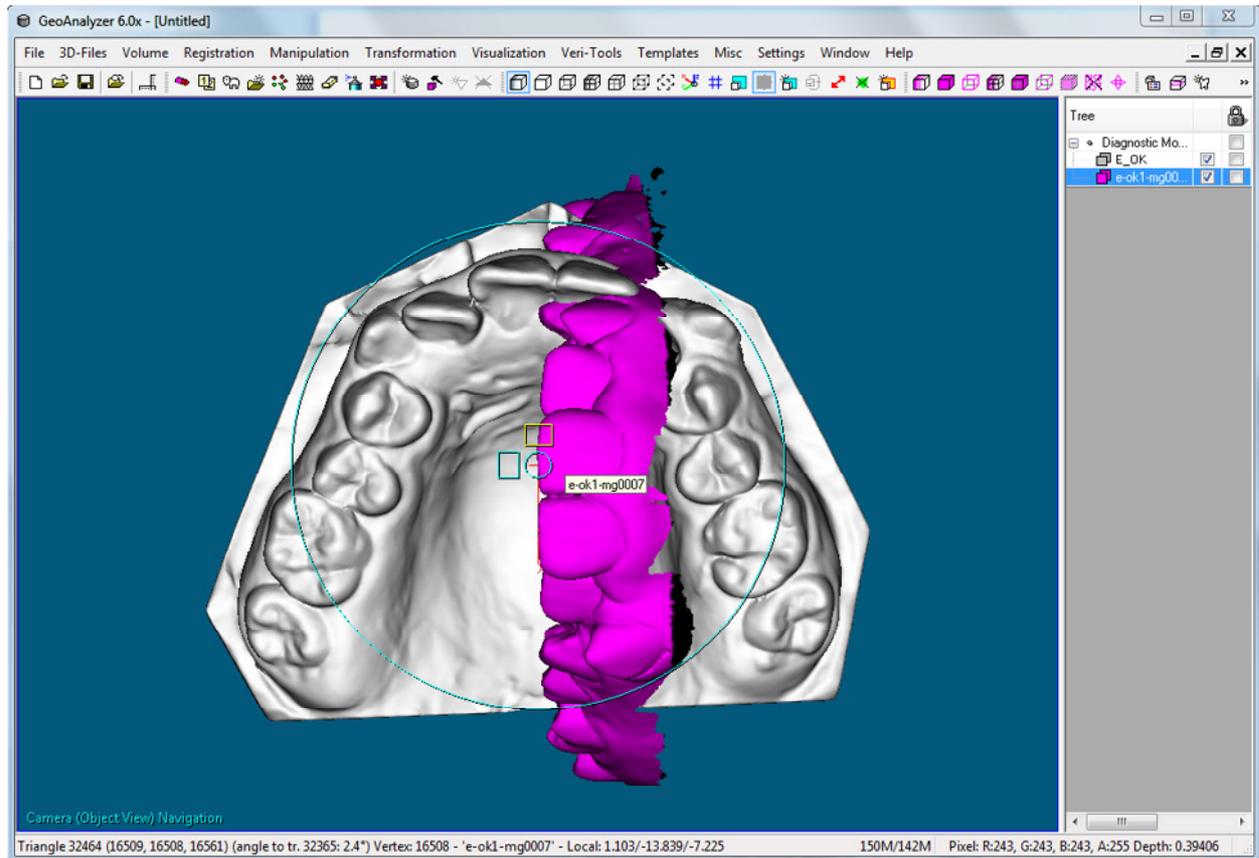
1. Zunächst wird der Referenzscan im GeoAnalyzer geladen.



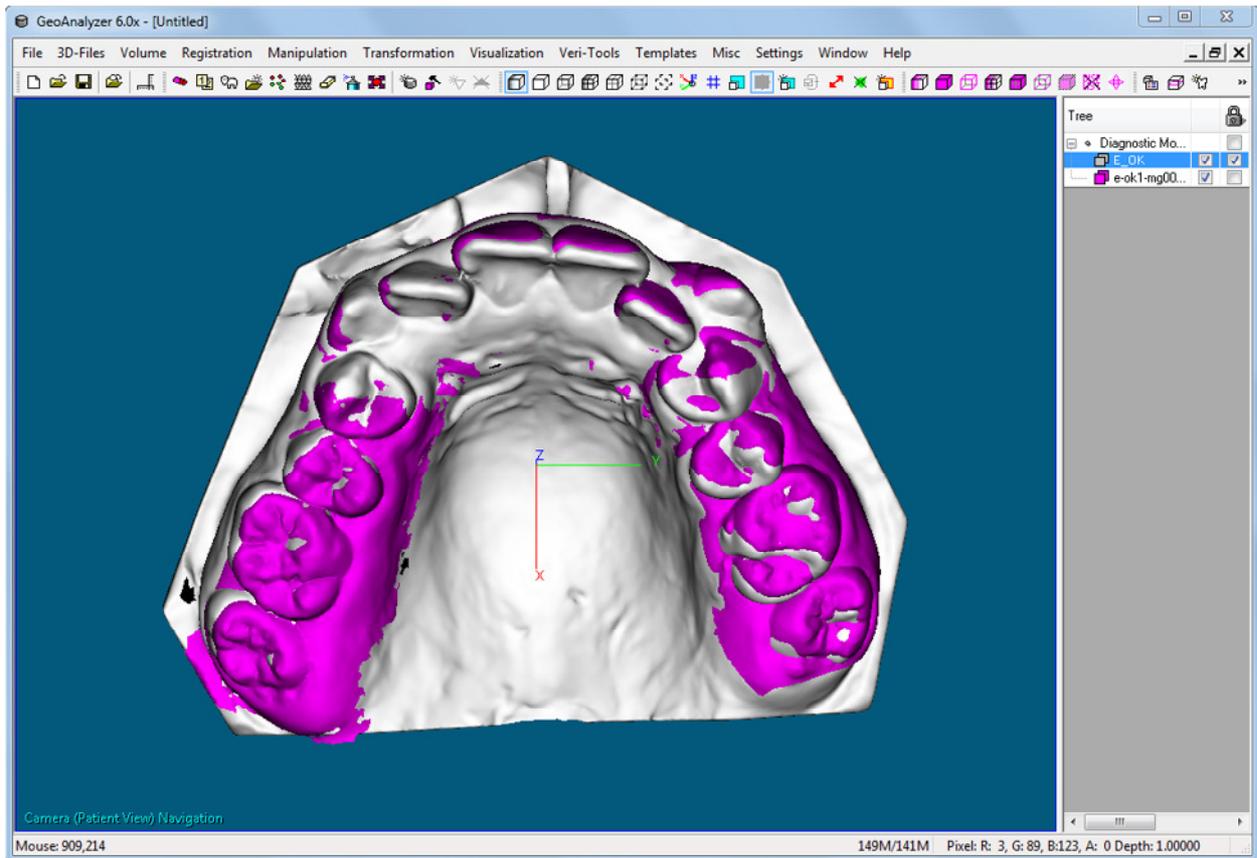
2. Dann wird der OraScan dazu geladen.



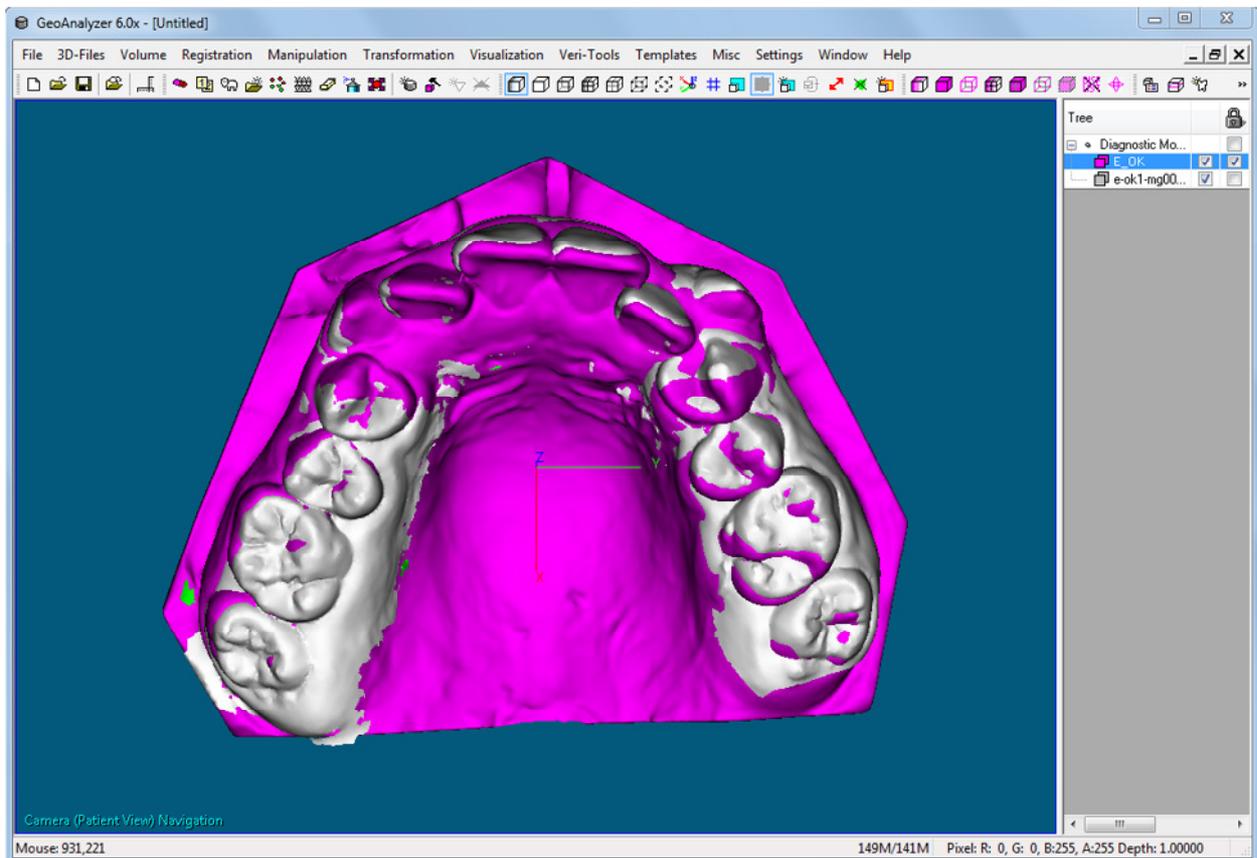
3. Der OraScan wird nun selektiert, indem er mit dem Cursor der Maus markiert und dadurch rosa gefärbt wird.



4. Der OraScan wird nun manuell am Referenzscan ausgerichtet. Dabei wurde durch die Untersucherin darauf geachtet, dass durch das Ausrichten des OraScans am Referenzscan eine maximale Deckung der beiden Scans über den gesamten Zahnkranz erzielt wurde. Auf dem Bildschirm stellt sich das Ausrichten am Ende durch eine Durchmischung des weißlich-gräulichen Referenzscan mit dem rosa OraScan dar.

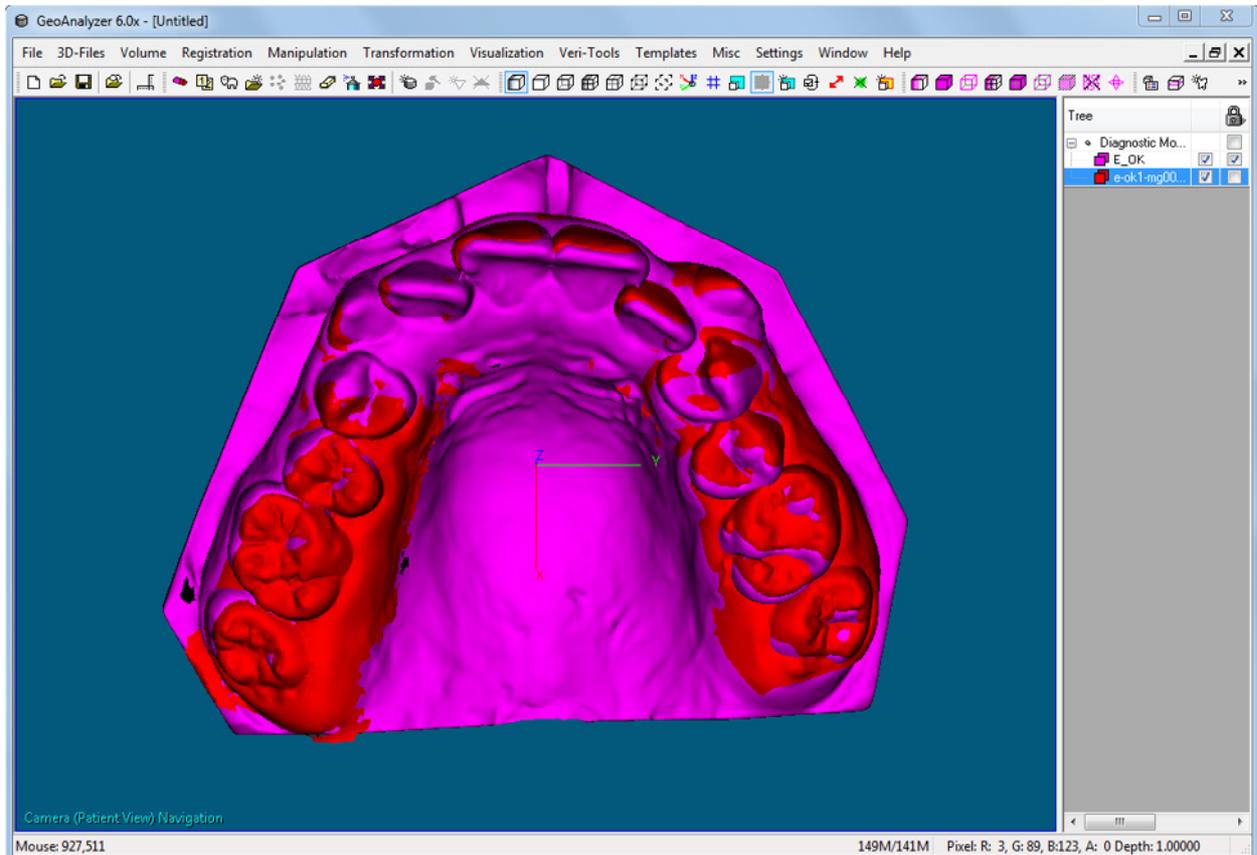


5. Der nächste Schritt ist die Registration. Dazu wird der Referenzscan mit der Maus angeklickt und damit selektiert. Er färbt sich rosa und der OraScan erscheint jetzt weißlich-gräulich.



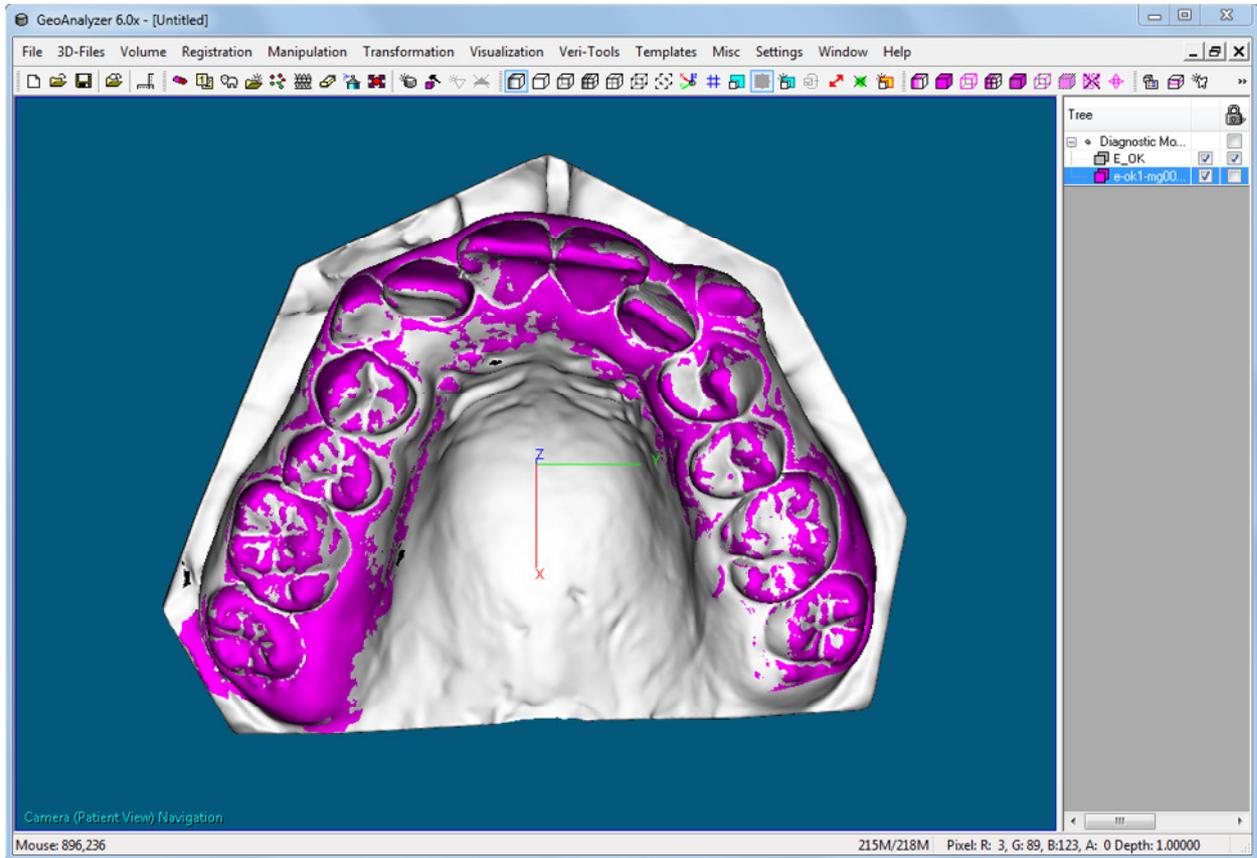
6. Nun wird die „Ctrl“-Taste gedrückt und gehalten, damit der sogleich beschriebene nächste Schritt ausgeführt werden kann.

7. Jetzt wird zusätzlich der OraScan angeklickt und damit selektiert. Er färbt sich dadurch rot.



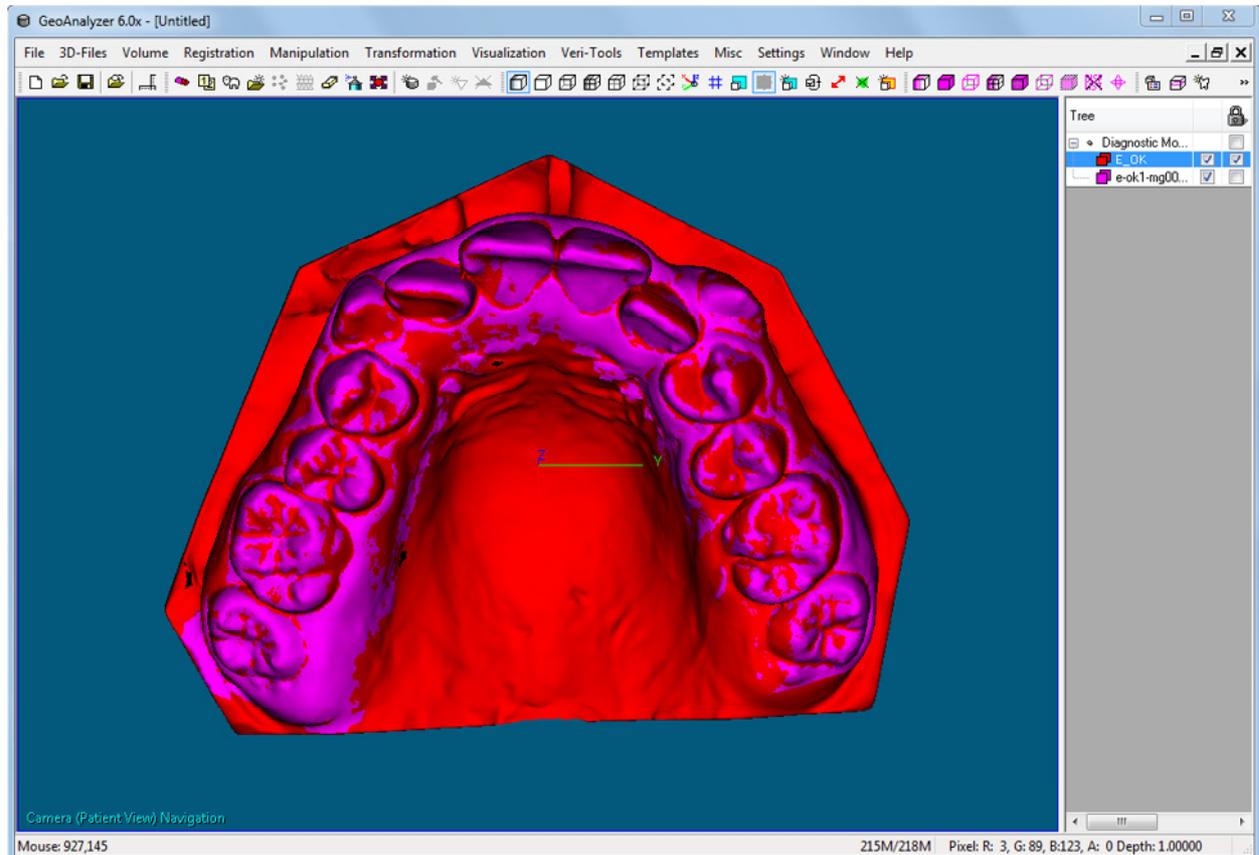
8. Nun folgt die Registration durch das Anklicken des Reiters „Registration“ in der Taskleiste und das Anwählen des Unterpunktes „model-to-model“. Bei diesem Schritt werden die beiden Scans „best-fit“, das heißt bestmöglich passend, durch die Software aneinander ausgerichtet.

9. Mit den nächsten Schritten kommt es zur Abstandsmessung zwischen der Oberfläche des OraScans zum Referenzscan. Dies geschieht wie folgt. Zuerst wird die Selektion invertiert, so dass im Ergebnis der OraScan rosa gefärbt ist.



10. Nun wird wieder die „Ctrl“-Taste gedrückt und gehalten.

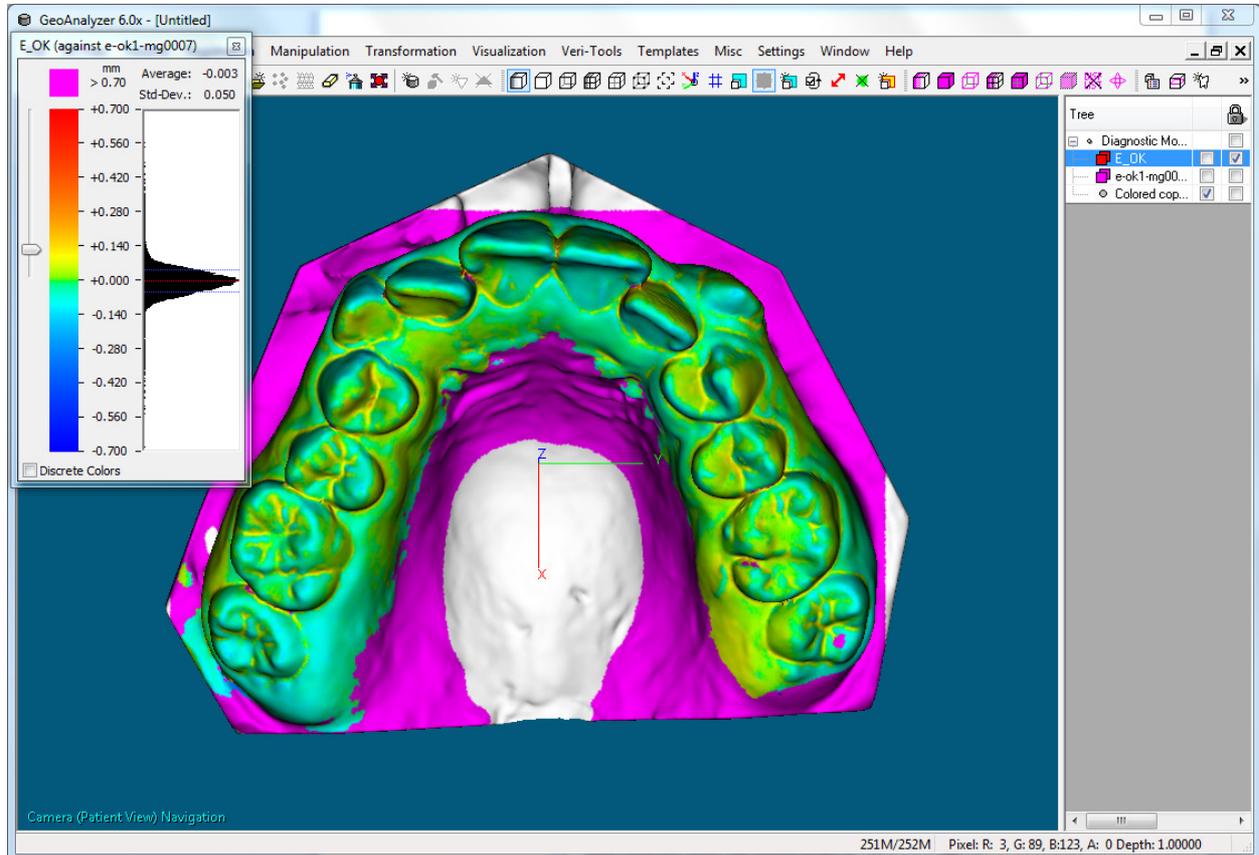
11. Durch das Drücken und Halten dieser Taste wird der Referenzscan selektiert und färbt sich rot.



12. Jetzt wird wieder der Reiter „Registration“ in der Taskleiste angewählt und der Unterpunkt „Measure Point Distances“ angeklickt. Mit diesem Schritt wird die Abstandsmessung und Bewertung (negativer oder positiver Abstandswert) durch die Software ausgeführt.

13. Im letzten Schritt werden die Abstandswerte folgendermaßen gespeichert. Über den Reiter „File“ wird der Unterpunkt „Save As“ angewählt und mit „New Folder“ durch Eingabe des Namen des Scans derselbe gespeichert.

14. Auf dem Bildschirm stellen sich die gewonnenen Abstandswerte farblich wie folgt dar:  
gelb-rötlicher Verlauf für positive Abstandswerte, bläulich für negative Abstandswerte.  
Ein Screenshot der Abbildung wird ebenfalls gespeichert.



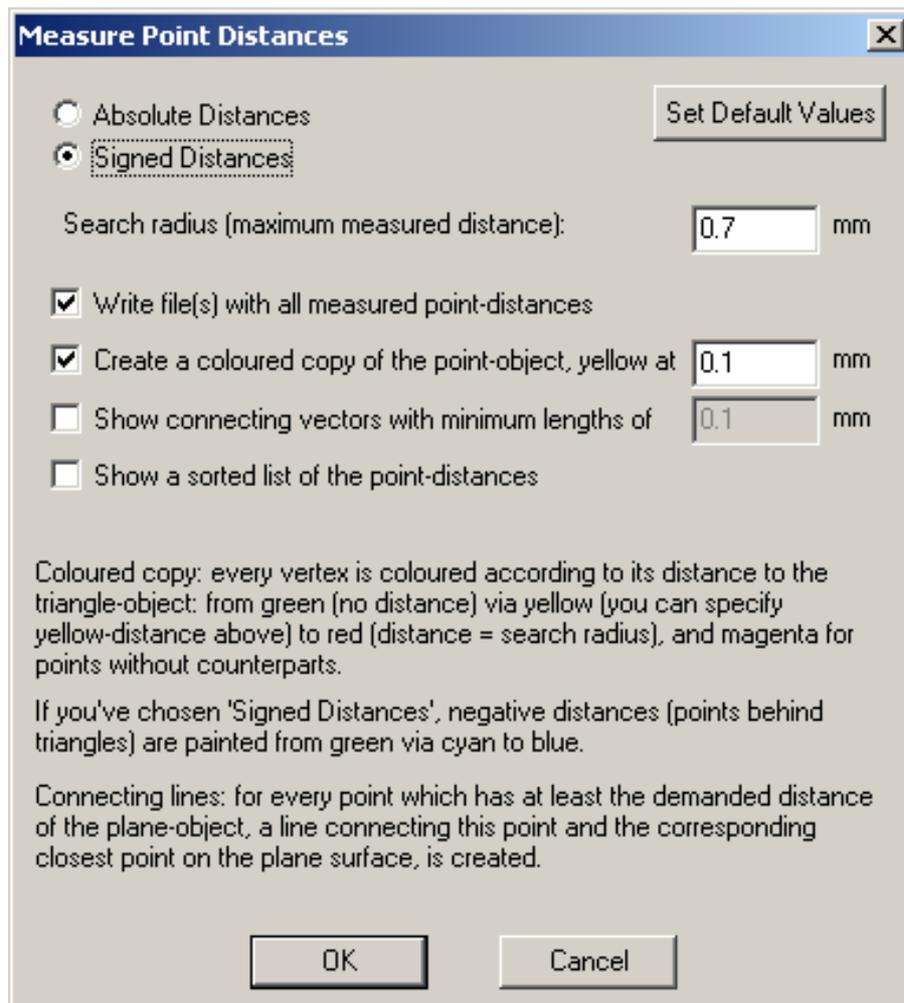


Abbildung 8-1: Einstellungen für Abstandsmessungen im GeoAnalyzer

## 8.5 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Manuela Brauner, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Einfluss der Zahnstellung und zweier Scanmethoden auf die Genauigkeit eines intraoralen Scanners in vitro“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

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

Berlin, den 29.04.2015

Manuela Brauner

## **8.6 Lebenslauf**

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

## **8.7 Danksagung**

Prof. Dr. P.-G. Jost-Brinkmann danke ich herzlich für die Überlassung des Themas.

Dr. R. Müller-Hartwich gilt mein herzlicher Dank für seine unermüdliche und stets freundliche Hilfe und Unterstützung bei dieser Arbeit.

Priv.-Doz. Dr. Dr. W. Hopfenmüller danke ich für die Beratung im Zusammenhang mit Fragestellungen zur statistischen Auswertung.

Der Firma OraMetrix, insbesondere Herrn F. Riemeier, Herrn P. Sporbart und Herrn G. Liere, danke ich für die technische Unterstützung bei der Datengewinnung und für die Beantwortung von Fragen rund um das SureSmile System.

Der Firma Dentaureum, vor allem Dr. Reise, danke ich für die Herstellung der Referenzscans.

Meiner Familie, vor allem meinem Ehemann, danke ich für die ausdauernde Ermutigung und Geduld.