

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

DISSERTATION

Genauigkeit der Rekonstruktion des approximalen
Kontaktpunktes bei konventionellen Set-up-Modellen

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Christian Butzeck

aus Menden

Datum der Promotion: 26.06.2022

Inhaltsverzeichnis

1	Abbildungsverzeichnis	1
2	Tabellenverzeichnis	3
3	Abstract	5
3.1	Introduction	5
3.2	Materials and methods.....	5
3.3	Results.....	6
3.4	Conclusion	6
4	Zusammenfassung.....	7
4.1	Einleitung	7
4.2	Materialien und Methoden	7
4.3	Ergebnisse.....	8
4.4	Fazit.....	8
5	Einleitung und Fragestellung	9
5.1	Set-up-Varianten.....	10
5.1.1	Das diagnostische Set-up	10
5.1.2	Das therapeutische Set-up.....	11
5.1.3	Das kephalometrische Set-up	14
5.2	Erfassung der approximalen Zahnflächen	14
5.3	Fragestellung	16

6	Materialien und Methoden	17
6.1	Auswahl der menschlichen und der Kunststoffzähne	17
6.2	Digitalisierung der Referenzzähne	18
6.3	Herstellung der Testkiefer	21
6.4	Abformung	22
6.5	Gipsmodellherstellung und 2. Scanvorgang	23
6.6	Separieren der einzelnen Zähne	24
6.7	Scannen der separierten Testzähne	26
6.8	Ablauf der Digitalisierung	26
6.9	Ablauf der Auswertung, statistische Analyse	31
6.9.1	Methodenfehler	34
7	Ergebnisse	36
7.1	Methodenfehler	36
7.2	Ergebnisse der Kontaktpunktanalyse	36
7.2.1	Auswertung der Unterschiede der Kontaktpunkte in X-, Y- und Z-Achse	36
7.2.2	Vergleich der einzelnen Zahngruppen (Molaren, Prämolaren und Frontzähne)	38
7.2.3	Nichtparametrische Tests	42
7.3	Ergebnisse des Vergleichs der Kontaktpunktanalyse bei konventioneller und digitaler Set-up-Herstellung	45
7.3.1	Auswertung der Lokalisierung der approximalen Kontaktpunkte bei digitalen und konventionellen Set-up-Modellen	45
7.3.2	Nichtparametrische Tests	47

8	Diskussion	50
8.1	Diskussion der Materialien und Methoden	50
8.1.1	Auswahl der Zähne	50
8.1.2	Herstellung der Zahnbogenmodelle	51
8.1.3	Abformung.....	53
8.1.4	Gipsmodelle	53
8.1.5	Scanvorgang	54
8.1.6	Der Scanner und die Digitalisierung	55
8.1.7	Die Softwareanalyse	57
8.2	Diskussion der Ergebnisse	60
8.2.1	Veränderungen der Approximalkontakte in der Echtzahngruppe und der Kunststoffzahngruppe	60
8.2.2	Vergleich der Kontrollgruppe aus Kunststoff mit der Testgruppe	62
8.2.3	Unterschiede der Werte nach Position im Kiefer	64
8.2.4	Digital versus konventionell – Vergleich der Ergebnisse nach Herstellungsart des Set-up-Modells	65
8.3	Klinische Relevanz der Ergebnisse	67
9	Literaturverzeichnis	70
10	Eidesstattliche Versicherung	80
11	Lebenslauf	81
12	Danksagung	82

1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: In Wachs aufgestelltes Set-up	10
Abbildung 2: frasaco-Modelle für die Kontrollgruppe	18
Abbildung 3a und b: (a) SureSmile Handscanner mit abgewinkelttem Spiegel, (b) mit Titandioxid beschichtetes Modell aus Gips.....	20
Abbildung 4: Fertiges Testkiefermodell mit modellierter Gingiva und Kunststoffsockel .	21
Abbildung 5: Fertige Korrekturabformungen zweier Testkiefer.....	22
Abbildung 6: Ausgegossener und bearbeiteter Zahnkranz.....	23
Abbildung 7: Separieren des Zahnes 35 bis fast zum Kontaktpunkt.....	24
Abbildung 8: Separierter und bearbeiteter Gipszahn eingeklemmt in die Enden eines Okklusionspapierhalters	25
Abbildung 9: Referenzzähne im Oberkiefermodell nach erfolgter "best fit"-Registrierung. Die Oberfläche des Oberkiefermodells ist lila eingefärbt.	27
Abbildung 10: Farblich dargestellte Diskrepanzen nach der „best fit“-Registrierung, Unterschiede der Objektoberflächen werden durch eine Farbskala in mm dargestellt.	27
Abbildung 11: Gescanntes Kiefermodell zur Registrierung der Zahnpositionen mit jeweils zahnspezifischen Koordinatensystemen.....	28
Abbildung 12: Referenz- und Testzähne in registrierten Positionen.....	29
Abbildung 13: Zahnspezifisches Koordinatensystem an einem Frontzahn; mit freundlicher Genehmigung von Dr. Ariane Peters	30
Abbildung 14: Festlegen des approximalen Kontaktpunktes im GeoAnalyzer®	31
Abbildung 15: Darstellung eines Box-Whisker-Plots.....	33

Abbildung 16: Übereinandergelegte Hüllmodelle zur Bestimmung des Methodenfehlers, mit freundlicher Genehmigung von Dr. Ariane Peters geb. Breustedt	35
Abbildung 17: Darstellung der X-, Y- und Z-Werte bei der Echtzahn- und Frasacogruppe als Box-Whisker-Plots	38
Abbildung 18: Darstellung der X-Werte der Echtzahn- und Frasacogruppe in Bezug auf ihre Position im Zahnbogen als Box-Whisker-Plots	39
Abbildung 19: Darstellung der Y-Werte der Echtzahn- und Frasacogruppe in Bezug auf ihre Position im Zahnbogen als Box-Whisker-Plots	40
Abbildung 20: Vergleich der Z-Werte der Echtzahn- und Frasacogruppe in Bezug auf ihre Position im Zahnbogen als Box-Whisker-Plots	41
Abbildung 21: Darstellung der Differenzen der X-, Y- und Z-Werte zwischen der digitalen Kontaktpunktmodellation nach BREUSTEDT und der konventionellen Kontaktpunktmodellation als Box-Whisker-Plots	46
Abbildung 22: Zu starke Applikation von SureWhite™ an der Inzisalkante und daraus folgendes fehlerhaftes 3-D-Modell	55
Abbildung 23: Festlegung der Kontaktpunkte an den Referenzzähnen	59
Abbildung 24: frasaco-Modell mit sichtbar freien interdentalen Dreiecken	63
Abbildung 25: Unterschiede in der orovestibulären Ausdehnung des Kontaktpunktes zwischen einem Frontzahn und einem Molaren	65
Abbildung 26: Empfehlung des Systems OrthoCAD® zur approximalen Schmelzreduktion	68

2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: X-, Y- und Z-Werte der Unterschiede zwischen der Echtzahngruppe und den Referenzzähnen	37
Tabelle 2: X-, Y- und Z-Werte der Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und den Referenzzähnen	37
Tabelle 3: Die Differenzen der X-Werte zwischen tatsächlicher und der in geschlossener Zahnreihe ermittelten Echtzahn- und Kunststoffzahngruppe	42
Tabelle 4: Die Differenzen der Y-Werte zwischen tatsächlicher und der in geschlossener Zahnreihe ermittelten Echtzahn- und Kunststoffzahngruppe	43
Tabelle 5: Die Differenzen der Z-Werte zwischen tatsächlicher und der in geschlossener Zahnreihe ermittelten Echtzahn- und Kunststoffzahngruppe	43
Tabelle 6: Differenzen der Y-Werte in Bezug auf die 3 Zahngruppen	44
Tabelle 7: Zusammenfassung der Differenzen der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung beim konventionellen Set-up	45
Tabelle 8: Zusammenfassung der Differenzen der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung beim digitalen Set-up nach BREUSTEDT	46
Tabelle 9: Median-Werte der Differenz der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung zwischen dem konventionellen und digitalen Set-up nach BREUSTEDT	47
Tabelle 10: Absolute Differenzen zwischen der digitalen und der konventionellen Kontaktpunktmodellation	47
Tabelle 11: Y- und Z-Werte des konventionellen Set-up-Modells in der Frontzahnregion	48
Tabelle 12: Y- und Z-Werte des digitalen Set-up-Modells in der Frontzahngruppe	49
Tabelle 13: Streuung der Echtzahngruppe	61

Tabelle 14: Vergleich der maximalen Ausreißer der Kontroll- und Testgruppe	62
Tabelle 15: Vergleich der maximalen Ausreißer beim konventionellen und digitalen Set-up für X-, Y- und Z-Werte.....	66
Tabelle 16: Vergleich der 25er und 75er Perzentile beim konventionellen und digitalen Set-up.....	67

3 Abstract

3.1 Introduction

Set-up models are an important tool for diagnostics and therapy planning in today's dentistry and especially in orthodontics. Set-up models can be manufactured using a classical plaster model or digitally using a computer. Since the set-ups are used for model measurements, they should accurately reflect the morphological characteristics of the dental arch. Both types of models can be used to model the set-up either by means of an impression or a scan. This results in inaccuracies in the approximal area since neither a scanner nor an impression can capture this area. The aim of this study was to determine the accuracy of the contact point reconstruction in conventional set-up models.

3.2 Materials and methods

For this purpose, 7 upper and 7 lower jaw models composed from extracted teeth were produced, molded, separated and processed. The plaster teeth were subsequently digitized using the OraScanner® (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) and compared to the approximal surface of the 3-D-models of the reference teeth with the GeoAnalyzer® (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) software.

3.3 Results

For the total of 364 remodeled contact points, the evaluations showed a deviation of the clinically relevant mesiodistal position of 0.08 mm (median, X-value). The orovestibular deviation was 0.19 mm (Y-value) and the incisoapical direction 0.34 mm (Z-value). The maximum deviations of the original contact points were 1.6 mm (X-value), 2.67 mm (Y-value) and 5.55 mm (Z-value).

A preceding study by BREUSTEDT was used to draw up data on the remodeling of the contact point in digital set-up models. The comparison of the results did not show any significant differences in the clinically most relevant mesiodistal deviation, but the conventional set-up model turned out to be more accurate in the orovestibular and incisoapical direction.

3.4 Conclusion

The reconstruction inaccuracy of the approximal contact is relatively high.

If suppliers of orthodontic appliances based on conventional set-ups provide the orthodontist with specifications for interproximal enamel reduction (IPR) with an accuracy of 0,1mm, these should be checked critically, since the inaccuracy in the manufacturing method, by adding the average error of 0.08 mm, already results in an error of 0.16 mm in the approximal space. Due to the high outliers of up to 5.5 mm, the contact point determination in the set-up should be checked for plausibility by the orthodontist.

Whether the differences in the reconstruction of the contact point between the investigated digital and the conventional set-up are of clinical relevance is questionable.

4 Zusammenfassung

4.1 Einleitung

Set-up-Modelle stellen in der heutigen Zahnmedizin und vor allem in der Kieferorthopädie ein wichtiges Werkzeug für die Diagnostik und Therapieplanung dar. Set-up-Modelle können im klassischen Verfahren durch ein Gipsmodell oder digital mithilfe eines Computers hergestellt werden. Da die Set-ups für Modellvermessungen benutzt werden, sollten sie die morphologischen Merkmale der Zahnreihe präzise wiedergeben.

Bei beiden Herstellungsarten erfolgt die Aufstellung des Set-ups mithilfe einer Erfassung der Patientensituation, entweder mittels einer Abformung oder eines Scans. Dabei entstehen Ungenauigkeiten im approximalen Bereich, da weder ein Scanner noch eine Abformmasse diesen Bereich erfassen kann.

Die Rekonstruktion des interdentalen Bereiches mit dem Kontaktpunkt der Zähne erfolgt bei der konventionellen Herstellung im Labor durch Beschleifen der separierten Zähne oder durch einfaches Schließen der nicht erfassten Bereiche.

Digital werden mittels einer Zahndatenbank die fehlenden Informationen der Zahnoberfläche ersetzt. Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit der Rekonstruktion von Kontaktpunkten bei konventionell hergestellten Set-up-Modellen zu ermitteln.

4.2 Materialien und Methoden

Zu diesem Zweck wurden 7 Oberkiefer- und 7 Unterkiefermodelle hergestellt, abgeformt, separiert und bearbeitet. Die Gipszähne wurden anschließend mithilfe des OraScanners® (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) digitalisiert und mit den 3-D-

Modellen der Referenzzähne mit dem Programm GeoAnalyzer® (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) verglichen.

4.3 Ergebnisse

Bei den insgesamt 364 rekonstruierten Kontaktpunkten ergaben die Auswertungen eine Abweichung der klinisch relevanten mesiodistalen Position von 0,08 mm (Median, X-Wert). Die orovestibuläre Abweichung betrug 0,19 mm (Y-Wert) und die inzisoapikale 0,34 mm (Z-Wert). Die maximalen Abweichungen der ursprünglichen Kontaktpunkte betragen 1,6 mm (X-Wert), 2,67 mm (Y-Wert) und 5,55 mm (Z-Wert).

Durch eine Vorgängerstudie von BREUSTEDT konnte auf Daten der Remodellation des Kontaktpunktes bei digitalen Set-up-Modellen zurückgegriffen werden. Der Vergleich der Ergebnisse ergab keine signifikanten Unterschiede in der klinisch relevantesten mesiodistalen Abweichung, allerdings stellte sich bei der orovestibulären und inzisoapikalen Abweichung das konventionelle Set-up-Modell als genauer heraus.

4.4 Fazit

Die Rekonstruktionsungenauigkeit des Approximalkontaktes ist relativ hoch. Wenn Anbieter von kieferorthopädischen Apparaturen, die auf konventionellen Set-ups beruhen, dem Behandler Vorgaben zur approximalen Schmelzreduktion mit einer Genauigkeit von 0,1 mm machen, so sollten diese kritisch betrachtet werden, da die Ungenauigkeit in der Herstellungsweise durch Addition des durchschnittlichen Fehlers von 0,08 mm eine Abweichung von 0,16 mm im approximalen Raum ergeben. Aufgrund der hohen Ausreißer von bis zu 5,5 mm sollte die Kontaktpunktfestlegung im Setup durch den Behandler auf Plausibilität überprüft werden. Ob die Unterschiede bei der Rekonstruktion des Kontaktpunktes zwischen dem digitalen und dem konventionellen Set-up klinisch relevant sind, ist fraglich.

5 Einleitung und Fragestellung

Set-up-Modelle nehmen in der heutigen Zahnmedizin in vielen Bereichen einen wichtigen Platz ein. Sie dienen der Behandlungsplanung, der Veranschaulichung und Analyse von Problemen, der Herstellung von definitivem und provisorischem Zahnersatz oder der Planung und Herstellung von kieferorthopädischen Apparaturen.

In der Prothetik dienen separierte Modelle zur Herstellung von Kronen und Brücken. Die Herstellung dieser sogenannten „Meistermodelle“ ist dem Herstellungsverfahren eines kieferorthopädischen Set-up-Modells ähnlich. Auch hier werden mittels einer Abformung oder eines digitalen Scans Modelle hergestellt und die einzelnen Zähne getrennt. Die Passung der prothetischen Restaurationen wird beim digitalen Herstellungsprozess dem konventionellen Prozess als gleichwertig angesehen [1].

Set-up-Modelle haben in der heutigen kieferorthopädischen Behandlung einen hohen Stellenwert. Das Set-up stellt für den Behandler, den Techniker und nicht zuletzt den Patienten bei Planung, Abschätzung des Behandlungsumfangs und Visualisierung der Behandlung eine wertvolle Hilfe dar.

Bei der Herstellung von Set-up-Modellen kann man zwischen verschiedenen Verfahren unterscheiden. Mit Einführung digitaler Methoden sind zum klassischen Set-up anhand von Gipsmodellen softwarebasierte Verfahren und Mischformen hinzugekommen, die das klassische Set-up zunehmend verdrängen.

Mit Fortschreiten der technologischen Entwicklung werden heutzutage häufig digitale Set-up-Modelle erstellt. Das Invisalign™-System zum Beispiel nutzt digitale Set-ups, um CAD/CAM-gesteuert individualisierte Therapieschienen herzustellen [2]. Virtuelle Set-up-Modelle bieten zusätzlich den Vorteil, computergestützt verschiedene Behandlungsoptionen schneller als beim konventionellen Set-up überprüfen zu können [3].

5.1 Set-up-Varianten

Es gibt mehrere Set-up-Varianten, die in ein diagnostisches, ein therapeutisches und ein kephalometrisches Set-up unterschieden werden.

5.1.1 Das diagnostische Set-up

Der Begriff diagnostisches Set-up wurde zuerst von KESLING [4] geprägt. Er sorgte damit jedoch gleich für Unschärfen in der Nomenklatur, da er das Set-up für die Herstellung des von ihm erfundenen Positioners benutzte und dadurch das Set-up auch für eine Therapie einsetzte [5-8].

Heutzutage wird das diagnostische Set-up so aufgefasst, dass entweder auf einem Modell Zähne in Wachs oder anderen Materialien aufgestellt werden, oder in einem virtuellen Set-up die Zähne positioniert werden. So kann das spätere Behandlungsziel wiedergegeben sowie Art, Umfang und Varianten der nötigen Behandlungsmaßnahmen verglichen werden [9-11]. Ein Beispiel für ein Set-up ist in Abbildung 1 zu sehen.



Abbildung 1: In Wachs aufgestelltes Set-up

Nach VARDIMON [12] ist eine Indikation für ein diagnostisches Set-up immer dann gegeben, wenn mehrere Therapievorschläge bzw. Extraktionsmoglichkeiten zur Lösung eines kieferorthopädischen Befundes existieren.

Laut DRESCHER et al. [13] kann man anhand eines diagnostischen Set-ups folgende Fragestellungen diskutieren:

1. Wie groß ist der Platzbedarf?
2. Sind Extraktionen notwendig? Wenn ja, welche Zahnextraktion führt zum besten Ergebnis?
3. Wie groß ist der zu erwartende Verankerungsbedarf?
4. Welche Zähne beziehungsweise Segmente sollen bewegt werden?

5.1.2 Das therapeutische Set-up

Das therapeutische Set-up hingegen dient direkt der Fertigung eines kieferorthopädischen Gerätes wie zum Beispiel eines Positioners [4, 14, 15] oder in der Chirurgie zur Festlegung der postoperativen Kieferposition [16-19]. Außerdem kann mit einem therapeutischen Set-up die ideale Bracketposition bei der Straight-Wire-Technik festgelegt werden [20].

In der modernen Kieferorthopädie wird das therapeutische Set-up in vielen Fällen rein digital durchgeführt. Einige Systeme kombinieren das Set-up zusätzlich mit DVT- oder CT-Aufnahmen des Patienten, um so nicht nur die koronalen Anteile zu erfassen, sondern auch Wurzelausrichtung und Knochenverhaltnisse darzustellen [21, 22].

Exemplarisch für die Nutzung des digitalen Set-ups werden im Folgenden verschiedene Systeme und deren Vorgehensweisen erläutert.

5.1.2.1 Lingualtechnik

Für die Benutzung eines therapeutischen Set-up-Modells in der Lingualtechnik wird hier beispielhaft das Incognito®-System (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) vorgestellt.

Das Incognito®-System ist eine kieferorthopädische Behandlungsmethode für die festsitzende linguale Multibrackettechnik.

Nach Abformung der Zähne mittels eines Polysiloxans oder durch einen intraoralen Scan wird ein Modell der Zahnfehlstellung hergestellt. Je nach Behandlerwunsch wird nun ein rein digitales oder ein konventionelles Set-up-Modell erstellt. Das Incognito-System benutzt keine vorgefertigten Lingualbrackets. Die Brackets werden individuell für jeden Zahn und Patienten hergestellt [23]. Die Bracketbasen und die Slotpositionen werden nach der Morphologie der linguale Flächen der Zähne und des Ziel-Set-up-Modells modelliert und mittels „Rapid Prototyping“ in Gold überführt. Durch ein Klebtray erhält der Behandler die Möglichkeit, die Brackets indirekt adhäsiv zu befestigen.

Neben der Individualisierung der Brackets ist es sinnvoll, auch die Bögen für jeden Patienten individuell herzustellen. Die Bogengeometrie ist das Resultat von Bracketgeometrie, -position und Set-up errechnet durch die CAD/CAM-Software. Stahl-, TMA-, und NiTi-Bögen werden durch einen speziellen Biegeroboter (Orthomate®-System, Syrinx Medical Technologies, Berlin, Deutschland) hergestellt [24, 25].

Ausgang für eine optimale Behandlung ist ein digitales oder konventionelles Set-up der Zahnpositionen des Patienten. Dieses Set-up ist notwendig, um die Bracketbasen individuell herstellen zu können und eine ideale Bracketpositionierung zu erreichen [26, 27].

5.1.2.2 Schienentherapie

Beispielhaft soll hier die Verwendung des Set-ups bei dem Invisalign®-System (Align Technology® Inc., Santa Clara, CA, USA) vorgestellt werden.

Das Invisalign Behandlungskonzept ist seit 1999 auf dem Markt und wird ständig weiterentwickelt, um auch schwierigere Zahnfehlstellungen mit dem System behandeln zu können [28-32].

Das Invisalign-System stellt auf Basis eines digitalen Ziel-Set-up-Modells durchsichtige Schienen her, die aufgrund der vorher berechneten nötigen Zahnbewegungen schrittweise auf das Endergebnis hinarbeiten.

Der Behandler kann selbst entscheiden, ob er eine konventionelle Abformung einschickt oder die Patientensituation mittels eines Scanners intraoral erfasst.

Bei konventioneller Vorgehensweise werden die digitalen Modelle mittels eines Computertomographen erzeugt [33, 34].

Der Behandler erstellt einen Behandlungsplan, der digital an Align Technology® übermittelt wird. Das digitale Set-up wird nun nach den Zielvorstellungen des Behandlers konstruiert. Mit einer speziellen Software (ClinCheck®) kann der Behandler das geplante Ziel der Behandlung schrittweise online kontrollieren und gegebenenfalls korrigieren.

Aufgrund der Planung werden nun stereolithographische Kunststoffmodelle der einzelnen Therapieschritte gefertigt und Kunststoffschienen hergestellt. Der Patient trägt jede einzelne Schiene je nach Größe der Schritte 1-2 Wochen, bis das jeweilige Behandlungsziel erreicht ist [35].

5.1.2.3 SureSmile®-System

Das SureSmile®-System (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) wurde entwickelt, um Diagnostik, Planung und Kontrolle der Behandlung in einem System zu vereinen und damit die Therapiezeit zu verkürzen, Behandlungsfehler zu minimieren und das Ergebnis vorhersagbarer zu gestalten.

Zum Einsatz kommt es bei Multibracketapparaturen und Alignerbehandlungen. Die Bracketpositionen des Patienten werden digitalisiert und in die Software eingelesen.

Das System benutzt ein digitales Set-up-Modell, um die Zielvorstellungen des Behandlers zu simulieren. Für Patienten kann diese Simulation das Therapieziel sichtbar machen.

Durch das Set-up kann das System CAD/CAM-gestützt individuelle Drähte durch einen Drahtbiegeroboter herstellen.

Gerade kurz vor Abschluss einer Behandlung bieten maschinell individualisierte Bögen den Vorteil, dass bei nur noch geringen Zahnbewegungen der Biegeroboter kleinste Biegungen präzise in den Bogen einarbeiten kann [36-40].

5.1.3 Das kephalometrische Set-up

Das kephalometrische Set-up stellt am Fernröntgenseitenbild die Veränderungen der skelettalen Anteile durch kieferorthopädische und -chirurgische Therapie dar. Das kephalometrische Set-up kann naturgemäß die Situation nur in zwei Dimensionen darstellen [41].

5.2 Erfassung der approximalen Zahnflächen

Alle Set-up-Modelle von lückenlosen Zahnreihen haben eine gemeinsame Ungenauigkeit: Die Erfassung der approximalen Kontaktpunkte bzw. -flächen.

Die Kontaktstellen der Zähne liegen normalerweise im Approximalraum auf Höhe des anatomischen Äquators und sind punkt- bzw. linienförmig [42].

Ohne Separieren der Zähne ist dieser Bereich weder durch eine Abformmasse noch durch digitales Einscannen darzustellen. Bei der klassischen Modellherstellung spielt diese Ungenauigkeit keine Rolle, beim Set-up werden allerdings alle Gipszähne separiert, damit die Zähne neu aufgestellt werden können.

Bei konventionellen Set-ups werden die Zähne von apikal approximal bis zum Kontaktpunkt zersägt und dann gebrochen. Dadurch soll der Bereich der Ungenauigkeit möglichst klein gehalten werden, da bei einem kompletten Zersägen der Modelle der Substanzabtrag mindestens die Dicke des Sägeblattes betragen würde. Trotzdem ist eine genaue Rekonstruktion der Approximalflächen fraglich.

Bei digitalen Set-up-Modellen werden die Zähne virtuell separiert. Dies bietet den Vorteil eines sogenannten „Nullschnittes“, die digitalisierten Zähne können ohne Substanzverlust getrennt werden. Einige Systeme rekonstruieren die nicht erfassten Bereiche aus einer Zahndatenbank, andere gleichen die Fehlstellen mittels des vorhandenen Datensatzes aus. Die Problematik der nicht erfassten Approximalflächen bleibt jedoch auch bei dieser Methode bestehen [27, 43].

Warum könnten diese Ungenauigkeiten zum Problem werden?

1. Bei rotierten Zähnen können die Rekonstruktionen nach dem Aufstellen des Ziel-Set-ups an relevanten Stellen liegen und dadurch zu Messfehlern führen.
2. Bei nicht parodontal geschädigten Patienten ist die Stelle des Kontaktpunktes am Modell schwer einzuschätzen, da die Papille den Approximalraum ausfüllt. Beim fertigen Set-up kann dadurch die Lage des Kontaktpunktes falsch ausgewählt werden.
3. Bei großen Ungenauigkeiten kann es durch Addition zu einer Verkürzung oder Verlängerung der Zahnreihe kommen.
4. Die Einschätzung des Platzbedarfes einzelner Zähne kann falsch eingeschätzt werden.
5. Bei größeren Ungenauigkeiten könnten Vorgehensweisen, wie zum Beispiel die Berechnung des Platzbedarfes bei der approximalen Schmelzreduktion (ASR), fehlerhaft sein.

Vergleiche von konventionellen und digitalen Set-up-Modellen wurden bereits durchgeführt. Die Resultate der Untersuchungen zeigen, dass keine signifikanten Unterschiede bei den beiden Set-up-Methoden vorliegen [44-46]. Aktuelle Studien, bei denen virtuelle Set-up-Modelle mit 3-D-Druckern ausgedruckt wurden, zeigen allerdings Diskrepanzen von bis zu 1,55 mm [47]. Quantitative Set-up-Fehler bei der Rekonstruktion sind jedoch bei beiden Set-up Varianten vorhanden [48, 49].

Die Genauigkeit der Rekonstruktion der approximalen Zahnflächen bei konventionellen Set-up-Modellen wurde bisher noch nicht untersucht. Die vorliegende Studie soll nun herausfinden, wie präzise die Rekonstruktion bei konventionellen Set-up-Modellen ist.

Durch eine frühere Studie unserer Arbeitsgruppe von BREUSTEDT, die die Genauigkeit der Rekonstruktion der Approximalflächen bei virtuellen Modellen mit einer ähnlichen Methode beschrieben hat, ist es möglich, die Genauigkeit der Rekonstruktion zwischen konventioneller und digitaler Set-up-Herstellung zu vergleichen [50].

5.3 Fragestellung

1. Wie groß sind die Abweichungen der Kontaktflächen zwischen einem konventionellen Set-up und den Originalzähnen?
2. Gibt es Unterschiede in der Abweichung des Kontaktpunktes?
3. Gibt es Unterschiede in der Ungenauigkeit zwischen Frontzähnen, Prämolaren und Molaren?
4. Ist ein digitales Set-up mittels SureSmile® (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) im Gegensatz zum konventionellen Set-up beim Rekonstruieren der approximalen Bereiche im Vorteil?
5. Sind die Abweichungen klinisch relevant?

6 Materialien und Methoden

6.1 Auswahl der menschlichen und der Kunststoffzähne

In dieser Studie wurden 7 Patienten simuliert. Dabei ergab sich eine Anzahl von 14 „Kiefern“ mit 196 Echtzähnen. Um die Modelle möglichst realitätsnah zu halten, wurden nur extrahierte humane Zähne ausgewählt. Um Ungenauigkeiten in der Morphologie der Zähne zu minimieren, wurden nur karies- sowie füllungsfreie Testzähne ohne prothetische Versorgungen ausgewählt. Die Zähne stammten aus einer Sammlung der Charité - Universitätsmedizin Berlin, wurden in einem flüssigen Medium (Chloramin T) gelagert und wurden über Jahre durch die chirurgische Abteilung und innerhalb der Studentenkurse gesammelt. Durch die große Anzahl und das nicht bestimmbare Alter der gesamten Zahnsammlung ist es unmöglich, die ausgewählten Zähne einzelnen Patienten zuzuordnen.

Die Zähne eines Kiefers stammten somit nicht vom selben Menschen. Daher unterschied sich die Morphologie der Approximalkontakte von In-vivo-Situationen. Deshalb wurden als Kontrollgruppe 4 Modelle mit 64 Kunststoffzähnen (AG 3-ZE, frasaco, Tettnang, Deutschland) hergestellt. Diese Kunststoffzähne sind maschinell gefertigt und bieten die Vorteile aufeinander abgestimmter Kontaktpunkte und gleichzeitiger Separierbarkeit der einzelnen Referenzzähne mit der originalen approximalen Oberfläche. Abbildung 2 zeigt ein Ober- und ein Unterkiefermodell der Kontrollgruppe.



Abbildung 2: frasaco-Modelle für die Kontrollgruppe

6.2 Digitalisierung der Referenzzähne

Um mit einem Oralscanner eine Digitalisierung der Testzähne zu ermöglichen, darf die Oberfläche der Testzähne nicht spiegeln oder Lichtreflexionen begünstigen [51, 52]. Human- und Kunststoffzähne wurden deshalb einzeln mit einer rasch trocknenden Titandioxid-Emulsion beschichtet (SureWhite™, OraMetrix®, Richardson, TX, USA). Die Referenzzähne wurden mit einem Streichholz und Sekundenkleber an einer Stelle auf der Zahnwurzel fixiert. Durch das Streichholz kann der Zahn gut in der Hand gehalten werden, wobei die nicht erfassten Bereiche der Zahnoberfläche sehr gering ausfallen.

Die Titandioxid-Emulsion wurde dünn mit einem speziellen Pinselapplikator flüssig aufgetragen (SureWhite™, OraMetrix®, Richardson, TX, USA). Dabei wurde versucht, eine dicke Schicht zu vermeiden, um Differenzen zwischen dem Originalzahn und der digitalen Form so klein wie möglich zu halten. Die Schicht sollte gleichmäßig sein und alle relevanten Oberflächen bedecken. Dadurch wird es möglich, die Zähne mittels eines optischen Scanners (OraScanner®, OraMetrix®, Richardson, TX, USA) zu digitalisieren und ein 3-D-Modell des Zahnes zu erstellen.

Dieser Scan stellte jeweils die Originalgeometrie des Zahnes dar und war damit das Referenzmodell für den späteren Vergleich. Der OraScanner® bietet mit seinem Auflösungsvermögen von 50 µm eine ausreichende Genauigkeit [51, 53].

Der OraScanner® ist ein Teil des SureSmile® Systems (OraMetrix®, Richardson, TX, USA). Die Erfassungseinheit ist ein optischer Scanner, der computergestützt Einzelbilder der Patientensituation anfertigt und diese in ein 3-D-Modell umrechnet. Um schwierig zu erreichende Bereiche in der Mundhöhle zu erfassen, ist am Scanner ein Umlenkspiegel befestigt, der den Scanbereich im 90°-Winkel darstellt [54].

Der Scanner funktioniert nach dem Prinzip der aktiven Triangulation. Dabei wird auf Abschnitte der Zähne ein geometrisches Muster projiziert und das über den Spiegel aufgenommene Bild unter einem bekannten Winkel auf einen CCD-Sensor übertragen. Der CCD-Chip (charged-coupled device) ist ein lichtempfindlicher Sensor, bei dem Fotodioden das aufgenommene Licht digitalisieren.

Durch Kenntnis des Winkels und des geometrischen Musters auf der Zahnoberfläche kann durch die Verzerrung ein dreidimensionales Modell des gescannten Bereiches errechnet werden. Zum Errechnen eines größeren digitalen 3-D-Modells als des erfassten kleinen Bereiches werden viele Einzelbilder durch Überlappung zu einem Modell zusammengefügt. Die Einzelbilder müssen eine ausreichende Überlagerung aufweisen, damit der Computer sie richtig zusammenfügen kann. Während des gesamten Scanprozesses können das eingescannte Objekt und seine Zusammensetzung auf einem Bildschirm überprüft werden. Fehlstellen oder nicht erfasste Bereiche sind somit erkenn- und korrigierbar. Die Übertragung der Daten erfolgt in Echtzeit [55].

Die Position der Intraoralkamera im Raum muss nicht bei jeder neuen Aufnahme bekannt sein. Dadurch kann der Scanner referenzfrei arbeiten und muss nicht positionsgemäß kalibriert werden.

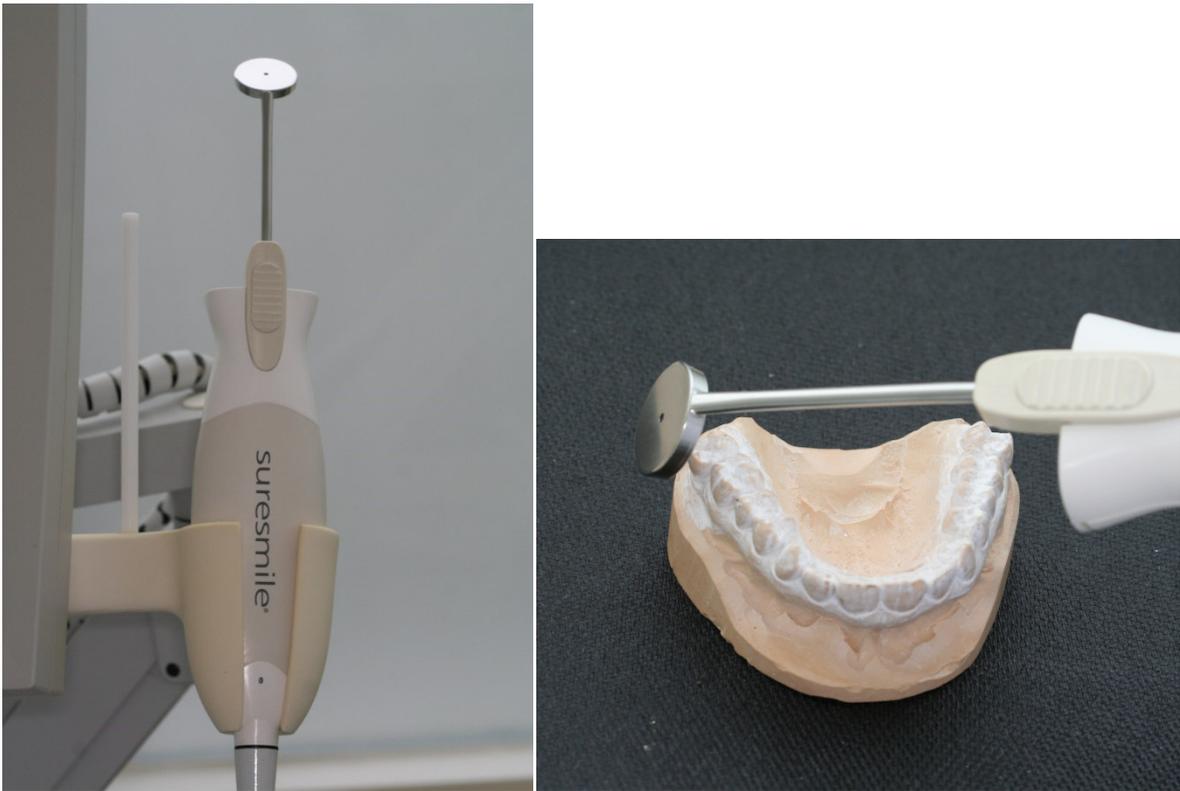


Abbildung 3a und b: (a) SureSmile Handscanner mit abgewinkeltem Spiegel, (b) mit Titandioxid beschichtetes Modell aus Gips

Die Weitergabe der Daten erfolgt im STL-Format (Surface Tessellation Language). Dabei wird die Oberfläche der einzelnen Objekte durch eine sogenannte „Parkettierung“ mithilfe von aneinander gelegten Dreiecken dargestellt. Je höher die Anzahl der Dreiecke desto genauer wurde ein Bereich erfasst. Bei komplexen Oberflächenstrukturen werden viele kleine Dreiecke benötigt, um die Objekte korrekt wiederzugeben. Je kleiner ein Scanner diese einzelnen Dreiecke auflösen kann, desto höher ist sein Auflösungsvermögen.

6.3 Herstellung der Testkiefer

Die Echtzähne wurden manuell zu Modellen zusammengesetzt. Die Modelle bestehen aus zwei Schichten: Die erste Schicht besteht aus Wachs und dient der ersten freihändigen Aufstellung einer angenommenen Patientensituation. Zusätzlich stellt diese Schicht die künstliche Gingiva dar. Die zweite Schicht befindet sich apikal und besteht aus lichthärtendem Kunststoff. Sie verankert die Zähne und verhindert Verschiebungen durch die Abformmasse.

Die Zähne wurden idealisiert aufgestellt. Um spätere Fehler zu vermeiden, war es wichtig, dass der Approximalkontakt der einzelnen Zähne stets gegeben war. Der Approximalkontakt der Zähne wurde mit einem Mikroskop mit 10-facher Vergrößerung kontrolliert. Die Papillen wurden so modelliert, dass der Approximalraum stets bis zum Kontaktpunkt ausgefüllt wurde. Offene Approximalräume, wie bei einer zurückgezogenen Gingiva, wurden nicht simuliert.



Abbildung 4: Fertiges Testkiefermodell mit modellierter Gingiva und Kunststoffsockel

6.4 Abformung

Die Abformung der Testkiefer wurde mittels eines Korrekturverfahrens vorgenommen. Als Abformmaterial wurde ein additionsvernetzendes Polysiloxan (Provil Novo®, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) verwendet.

Bei der Primärabformung wurde mit einer Platzhalterfolie (Plicafol®, US Dental, Tübingen, Deutschland) ausreichend Platz für das spätere dünnfließende Korrektursilikon (Provil Novo medium flow®, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) geschaffen. Durch die dünnfließende 2. Phase war es möglich, auch feinste Strukturen mit der Abformung zu erfassen. Bei dem Abziehen der Abformung vom Zahnkranz kommt es zu Deformationen der Abformmasse durch untersichgehende Bereiche. Das Polysiloxan stellt sich nach einer gewissen Zeit zurück in die ursprüngliche Situation. Damit diese Rückstellung der Abformmasse abgeschlossen ist, wurde die Abformungen erst nach 24 Stunden ausgegossen [56].



Abbildung 5: Fertige Korrekturabformungen zweier Testkiefer

6.5 Gipsmodellherstellung und 2. Scanvorgang

Die Abformungen wurde nun mit unter Vakuum angemischtem Superhartgips Typ 4 (OCTA STONE®, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) ausgegossen. Beim Ausgießen wurde durch langsames und kontinuierliches Auffüllen der Abformung von dorsal auf dem Rüttler auf Blasenfreiheit und korrekte Wiedergabe der Ausgangssituation geachtet. Zusätzlich wurden die Modelle nach Entformung mit einer Lupenbrille mit 2,8-facher Vergrößerung optisch auf Fehlstellen kontrolliert.



Abbildung 6: Ausgegossener und bearbeiteter Zahnkranz

Um die Ursprungspositionen der einzelnen Zähne im CAD-Programm reproduzieren zu können, wurden die Zahnkränze digitalisiert.

Dazu wurden nach einer Trocknungszeit von 48 Stunden die Zahnkränze ebenfalls mit einer Titandioxid-Emulsion (SureWhite™, Firma OraMetrix®, Richardson, TX, USA) beschichtet, um Reflexionen beim Scanvorgang mit dem OraScanner™ zu verhindern.

Der Scanvorgang erfolgte nach den Vorgaben der Firma OraMetrix® zur Digitalisierung von Modellen mittels des OraScanner®. Dabei wird der Scanner in der sogenannten „Serpentinen-Technik“ über das gesamte Modell geführt. Durch diese Technik wird das Modell mit möglichst wenigen Einzelbildern (Frames) erfasst.

Da das 3-D-Bild durch Überlagerung der einzelnen Frames erstellt wird, entstehen Ungenauigkeiten. Um diesen unvermeidbaren Fehler so klein wie möglich zu halten, sollten so wenige Frames wie möglich erstellt werden. Die Vorgaben der Firma OraMetrix® geben für ein Modell eine maximale Frameanzahl von 750 an [55]. Alle Digitalisierungen dieser Studie sind mit maximal 500 Frames pro Kiefer umgesetzt worden.

6.6 Separieren der einzelnen Zähne

Die ausgegossenen Zahnkränze wurden nach den Standardprozeduren der Charité wie nachfolgend beschrieben segmentiert [57]. Dabei wurden zuerst die Zähne mittels einer Trennscheibe (Diamantscheibe Giflex-tr®, Bredent, Senden, Deutschland) bei 20.000 min^{-1} bis kurz vor dem Kontaktpunkt von basal nach koronal getrennt.



Abbildung 7: Separieren des Zahnes 35 bis fast zum Kontaktpunkt

Die approximalen Kontaktpunkte wurden nicht zersägt, sondern gebrochen. Dadurch wurde versucht, die Ungenauigkeiten bei der Separation durch die Dicke der Trennscheibe möglichst gering zu halten.

Mit einer Fräse wurden scharfe Kanten und Unregelmäßigkeiten, wie Gipsperlen und Überhänge, vorsichtig entfernt.

Da es bei dieser Studie nicht notwendig war, die einzelnen Zähne in einem Wachs-Setup aufzustellen, konnte das Beschleifen der Basis reduziert werden. Durch die größere Gipsbasis ist die Handhabung der Zähne beim Digitalisierungsprozess deutlich einfacher.



Abbildung 8: Separierter und bearbeiteter Gipszahn eingeklemmt in die Enden eines Okklusionspapierhalters

6.7 Scannen der separierten Testzähne

Nach dem Segmentieren wurden die Gipszähne einzeln mit dem OraScanner® digitalisiert. Der Vorgang ähnelt der Prozedur der Digitalisierung der Referenzzähne (vgl. Kapitel 6.2). Allerdings wurde der Gipszahn mit einem Okklusionspapierhalter an der Basis fixiert.

Durch das Aufnahmeverfahren werden Einzelbilder des Zahnes zu einem dreidimensionalen Objekt zusammengefügt. An den Schnittstellen der einzelnen Bilder entstehen leichte Ungenauigkeiten, die sich bei erhöhter Bilderanzahl addieren.

Um Fehler bei der Digitalisierung so gering wie möglich zu halten, wurde pro Zahn eine Obergrenze von 50 Einzelbildern (Frames) festgelegt.

6.8 Ablauf der Digitalisierung

Nun ist es möglich, die eingescannten Gipszähne mit den digitalen Abbildern der Originalzähne zu vergleichen. Dies geschah im Rahmen der vorliegenden Arbeit mit dem Programm GeoAnalyzer® der Firma OraMetrix®. Dieses Programm ermöglicht eine Überlagerung zweier Scans in drei Dimensionen. Dabei werden die Zähne mit der sogenannten „best fit“-Methode übereinandergelegt. Das Programm berechnet dabei die Position der beiden Objekte, bei der die Oberflächen in höchstmöglicher Kongruenz zueinander liegen. Wie in Abbildung 9 zu sehen, werden Diskrepanzen bei der Überlagerung farblich dargestellt. Die zusammengefügten Objekte sind unterschiedlich eingefärbt. Bei großen Differenzen ist jeweils ein Objekt farblich stark hervorgehoben. Zusätzlich wurden die zusammengefügten Modelle noch mit einer genaueren Darstellung auf unrealistische Zusammensetzungen überprüft (Abb. 10) und gegebenenfalls manuell korrigiert.

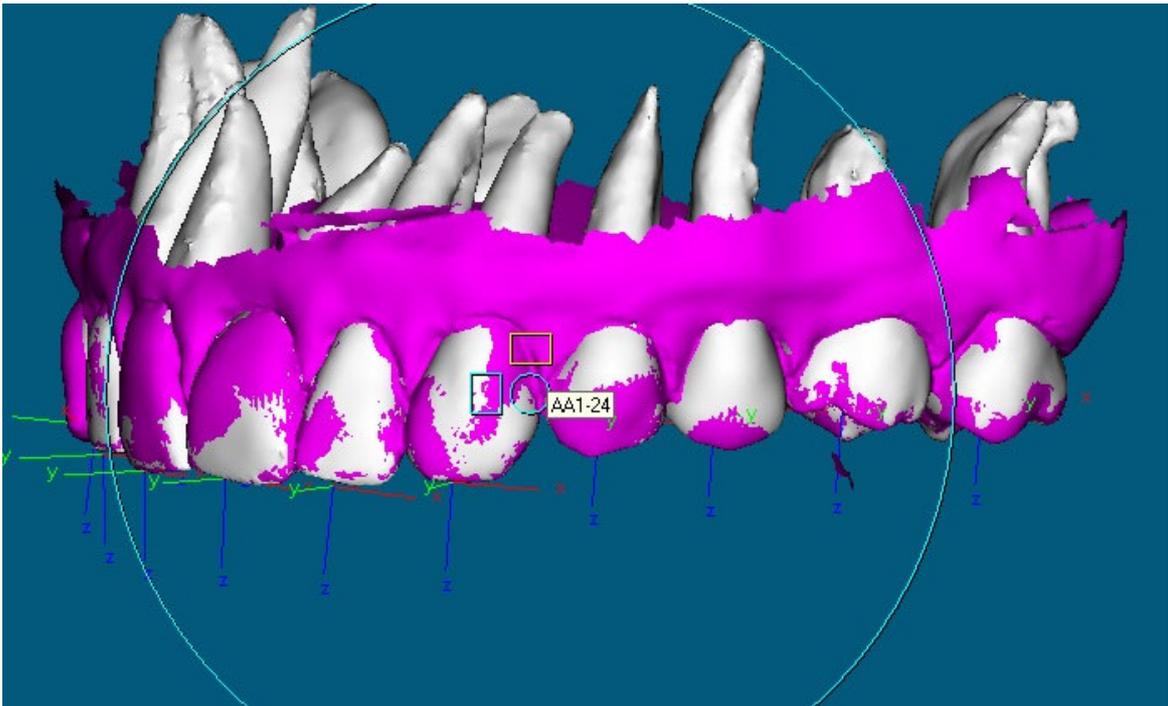


Abbildung 9: Referenzzähne im Oberkiefermodell nach erfolgter "best fit"-Registrierung. Die Oberfläche des Oberkiefermodells ist lila eingefärbt.

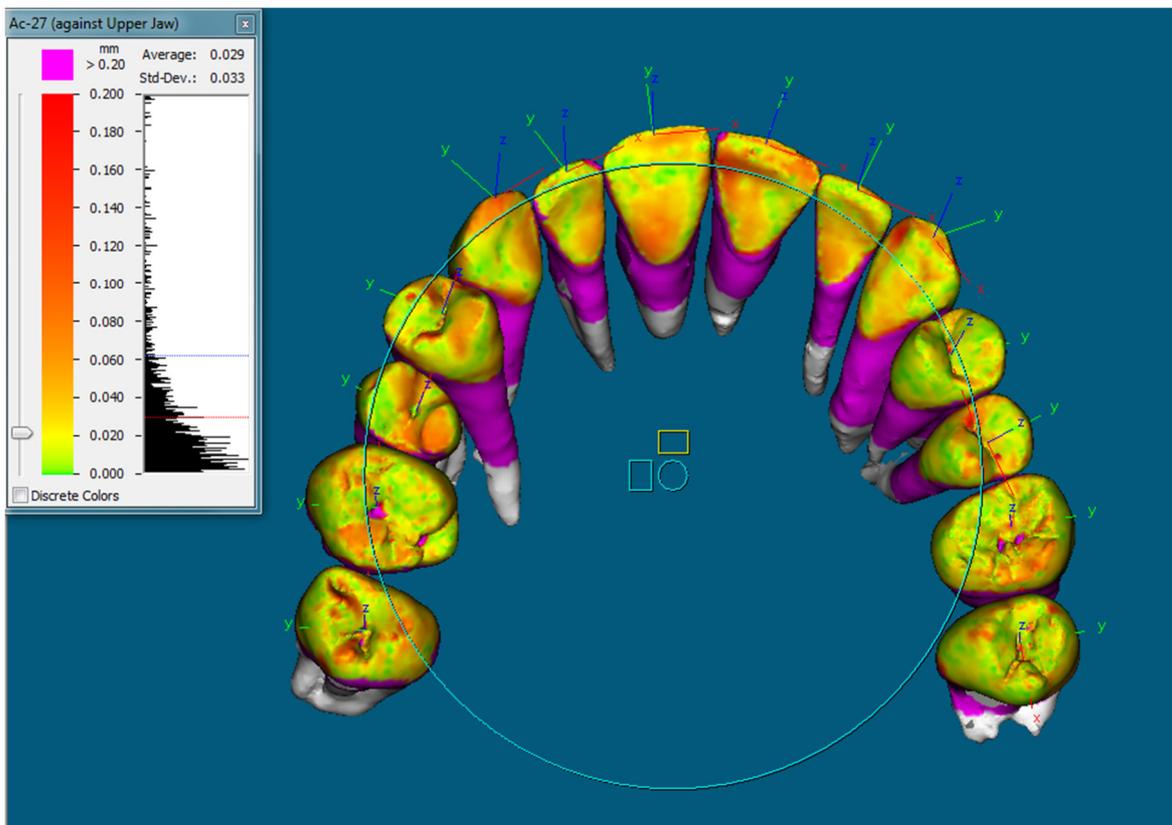


Abbildung 10: Farblich dargestellte Diskrepanzen nach der „best fit“-Registrierung, Unterschiede der Objektoberflächen werden durch eine Farbskala in mm dargestellt.

Das Programm mit seiner Auflösungsgenauigkeit von über $0,1 \mu\text{m}$ laut Herstellerangabe ist mehr als ausreichend, da der OraScanner nur über ein Auflösungsvermögen von $50 \mu\text{m}$ verfügt [58].

Um die Originalpositionen der einzelnen Referenzzähne zu fixieren, wurden sie in den vollen Zahnkranz mittels der oben beschriebenen „best fit“-Methode übertragen (Abb. 11).

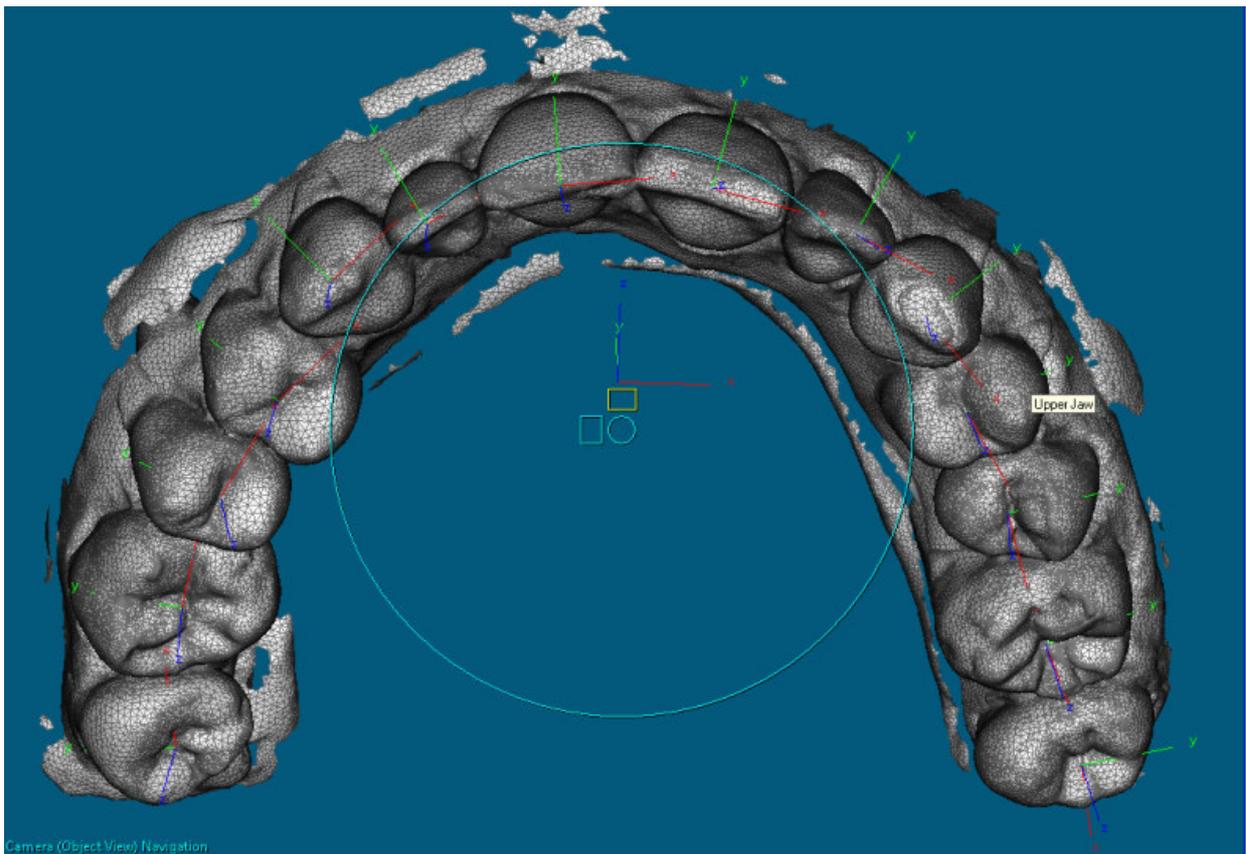


Abbildung 11: Gescanntes Kiefermodell zur Registrierung der Zahnpositionen mit jeweils zahnspezifischen Koordinatensystemen

Entfernt man nun das 3-D-Modell des Zahnkranzes, erhält man die Positionen der Referenzzähne in ihrem Zustand vor der Separierung. Die Testzähne werden mittels „best fit“-Methode auf die Positionen der Referenzzähne übertragen. In Abbildung 11 sind Referenz- und Testzähne in ihren Positionen im Zahnkranz zu sehen. Abbildung 12 zeigt die Zähne nach Entfernung des Zahnkranzmodells. Durch die optisch gleichen koronalen Oberflächen sind die Objekte nur durch ihre apikalen Strukturen zu

unterscheiden (Wurzeloberfläche bei den Referenzzähnen und Gipsbasis bei den Testzähnen).

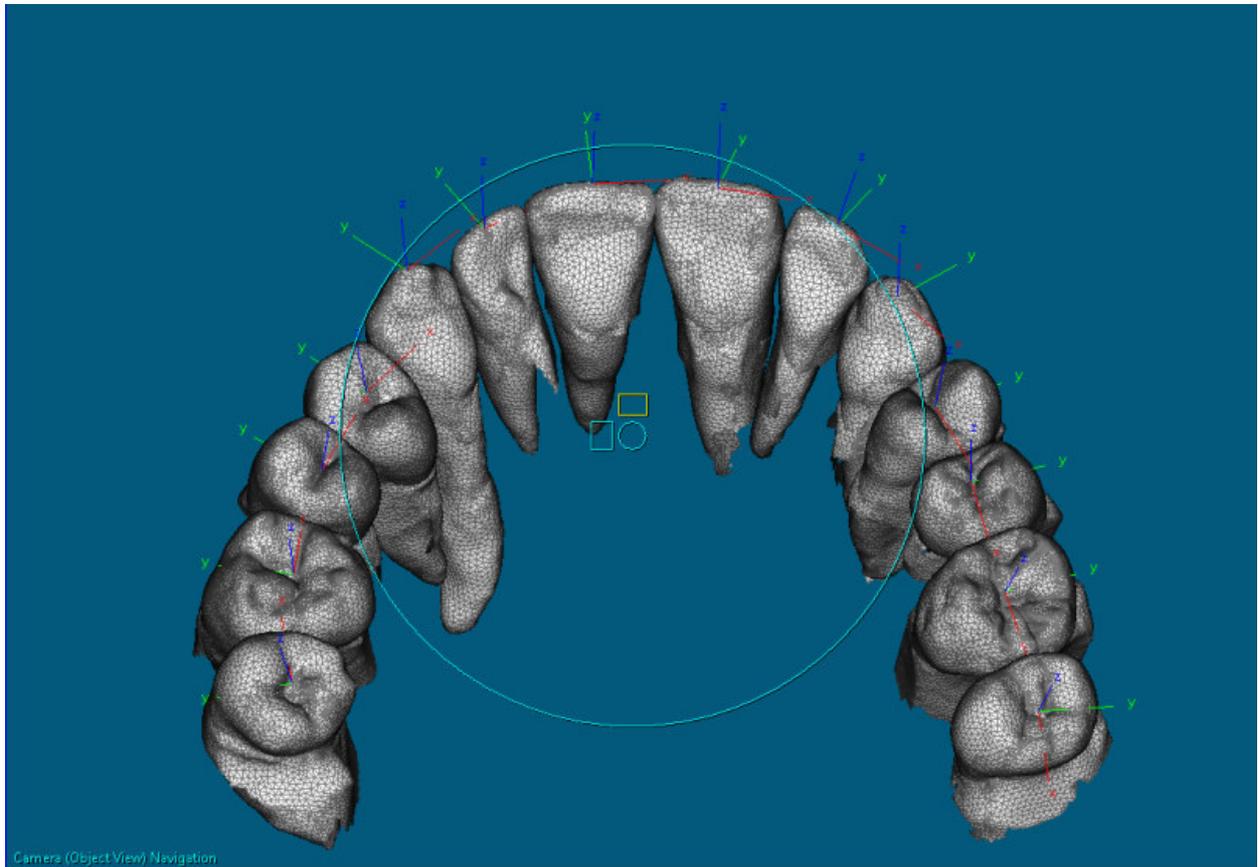


Abbildung 12: Referenz- und Testzähne in registrierten Positionen

Es ist ein spezielles Vorgehen notwendig, um die erfassten Oberflächenkoordinaten der Test- und Referenzzähne vergleichen zu können.

Da bei mehreren Objekten das Programm GeoAnalyzer® standardmäßig alle Objekte nur über ein dreidimensionales globales Koordinatensystem positioniert, muss jedem Referenzzahn zusätzlich ein eigenes Koordinatensystem zugewiesen werden. Dies ist notwendig, um die Ausrichtung der Zähne und die mesialen und distalen Kontaktpunkte miteinander vergleichen zu können. Das Koordinatensystem wird mittels der jeweiligen Zahnängsachse, der okklusalen Morphologie und der Ausrichtung der Kontaktpunkte festgelegt (Abb. 13). Zuerst wurden die Referenzzähne mit einem eigenständigen Koordinatensystem versehen. Dabei befindet sich die X-Achse in mesiodistaler Ausrichtung. Bei Frontzähnen wurde die Inzisalkante zur Ausrichtung der X-Achse benutzt, bei Molaren die Zentralfissur. Die Z-Achse stellt die Zahnachse in inzisal-

apikaler Ausrichtung dar. Aufgrund der vorherigen Ausrichtung der X- und Z-Achse repräsentiert die Y-Achse die orovestibuläre Breite des Zahnes. Dieses Koordinatensystem wird dupliert und auf den Testzahn übertragen. Durch die gleiche Positionierung des Ursprungs der Koordinatensysteme können die erfassten Oberflächenkoordinaten der Referenz- und Testzähne miteinander verglichen werden.

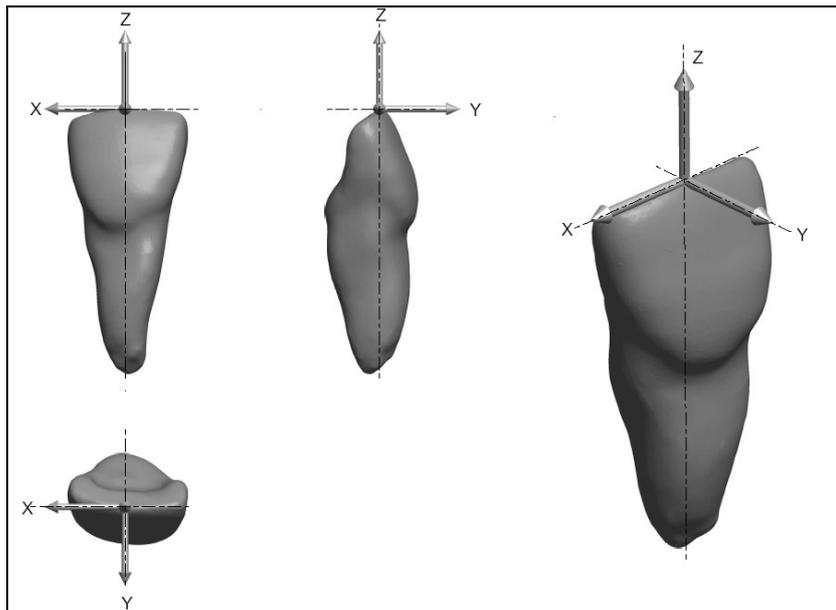


Abbildung 13: Zahnspezifisches Koordinatensystem an einem Frontzahn; mit freundlicher Genehmigung von Dr. Ariane Peters

In dieser Studie wurde der Kontaktpunkt als Punkt des kleinsten Abstandes zwischen zwei Zähnen definiert. Das Computerprogramm erfasst dabei automatisch die zwei Punkte, die den geringsten Abstand der zwei Objekte aufweisen. Dadurch können die zwei Kontaktpunkte sowohl auf den Referenzzähnen als auch auf den Testzähnen markiert werden. Ausnahme sind hier die letzten Molaren, diese weisen nur einen mesialen Kontaktpunkt auf. Abbildung 14 zeigt zwei Frontzähne und den gemessenen kleinsten Abstand der beiden Objekte (roter Kasten).

Das Programm errechnet nun für jeden Kontaktpunkt auf der jeweiligen Zahnseite (mesial und distal), bezogen auf das spezifische Koordinatensystem des Zahnes, die Koordinaten in X-, Y-, und Z-Richtung. Dabei gibt der X-Wert die mesiodistale Lage des Kontaktpunktes wieder, der Y-Wert beschreibt die orovestibuläre und der Z-Wert die inzisoapikale Lage.

Durch Vergleich der jeweiligen Punktkoordinaten (X, Y und Z) der Referenz- und Testzähne kann die Abweichung des Kontaktpunktes nach der Rekonstruktion in drei Dimensionen bestimmt werden.

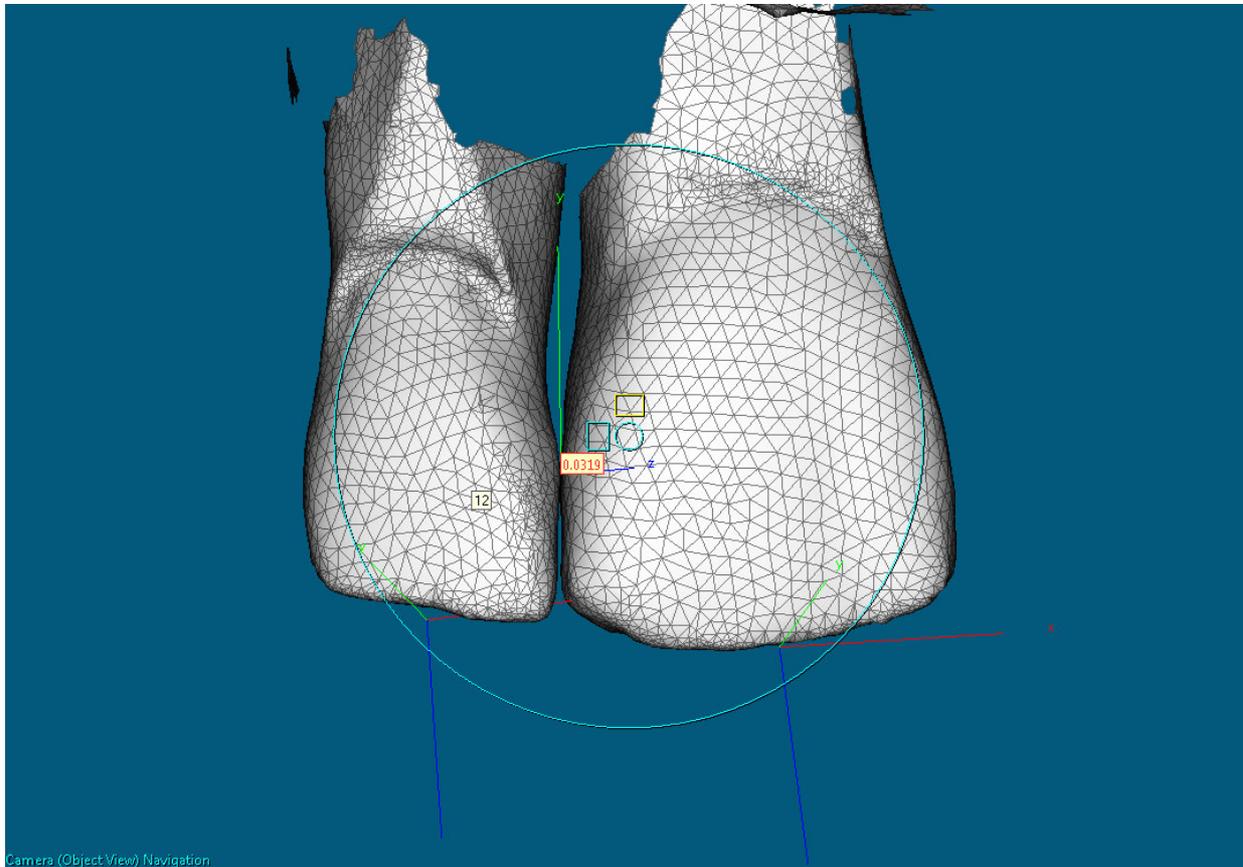


Abbildung 14: Festlegen des approximalen Kontaktpunktes im GeoAnalyzer®

6.9 Ablauf der Auswertung, statistische Analyse

Die Daten wurden über zwei Jahre mit den folgenden Verfahren durch eine Person erhoben. Die Daten der Erhebung wurden in das Programm Excel (Microsoft, Version 2007, Redmond, Washington, USA) überführt.

Durch Subtraktion der X-, Y- und Z-Werte des Testzahnes von den Daten des Referenzzahnes wird die Abweichung des Kontaktpunktes für jeden Zahn der Testmodelle in allen drei Ebenen berechnet. Insgesamt wurden 364 Kontaktpunkte bei der Echtzahngruppe und 120 Kontaktpunkte in der Kunststoffzahngruppe erfasst.

Es ist möglich, dass die Werte sowohl positive als auch negative Veränderungen in der Lage des Kontaktpunktes ergeben. Da in dieser Studie nur die reale Abweichung des Kontaktpunktes erfasst werden soll, wurde im Weiteren nur mit den Absolutwerten der Abweichung zwischen Test- und Referenzzahn gearbeitet. Daraus folgt allerdings auch, dass die Ergebnisse nicht normalverteilt sind, da die absoluten Abstände nicht negativ sein können. Deshalb mussten für die statistische Auswertung nichtparametrische Verfahren verwendet werden (vgl. Kapitel 7).

Die Zähne wurden in drei Gruppen eingeteilt: Molaren, Prämolaren und Frontzähne.

Zusätzlich fand noch eine Unterteilung in Echt- und Kunststoffzähne statt.

Die ausgelesenen Abweichungen wurden manuell in eine Excel Tabelle überführt und mit dem Programm IBM SPSS Statistics® Version 20 (Version 20.0.0.0.155, IBM, Armonk, NYC, USA) statistisch ausgewertet. Im Speziellen kommen drei nichtparametrische Testverfahren zur Anwendung: der Mann-Whitney-U-Test, der Friedman-Test und der Kruskal-Wallis-Test.

Diese sind das nichtparametrische Gegenstück zu den parametrischen Testverfahren Students T-Test, ANOVA mit wiederholten Messungen und ANOVA für unabhängige Stichproben.

Der Mann-Whitney-U-Test wird bei dem Vergleich zweier unverbundener Verteilungen auf signifikante Unterschiede verwendet, zum Beispiel bei dem Vergleich der X-Werte der Test- und Kontrollgruppe.

Der Friedman-Test dient zur Untersuchung auf signifikante Unterschiede von drei oder mehr gepaarten Stichproben. Der Test wurde als Globaltest zur Untersuchung der X-, Y-, und Z-Werten angewandt.

Der Kruskal-Wallis-Test vergleicht mehrere unabhängige Stichproben anhand der Ränge der abhängigen Variablen auf signifikante Unterschiede. Dieser Test wurde verwendet um zu überprüfen, ob zwischen den Differenzen von X-, Y- und Z-Werten signifikante Unterschiede bei Frontzähnen, Prämolaren und Molaren bestehen.

Nach gängiger Praxis wurde ein globales Signifikanzniveau von 0,05 als Kriterium für statistische Signifikanz festgelegt. Die Daten werden mittels Tabellen und Box-Whisker-Plots dargestellt. Die Erstellung der Box-Whisker-Plots erfolgt mit dem Programm MATLAB® (TheMathWorks, Version 8.3, R2014a, Natick, MA, USA). Eine Darstellung von Daten mittels Box-Whisker-Plots zeigt Abbildung 15.

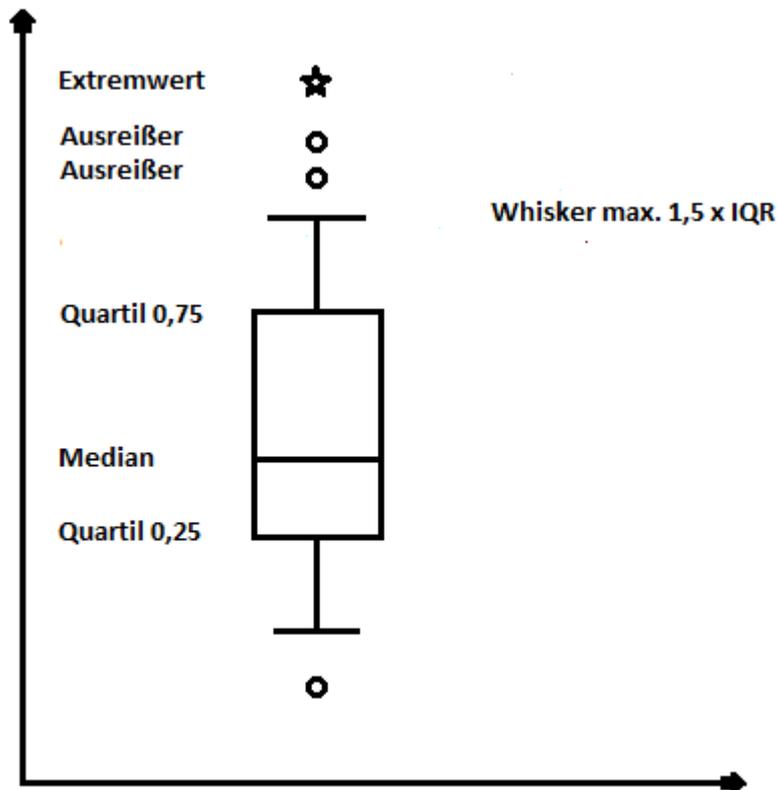


Abbildung 15: Darstellung eines Box-Whisker-Plots

Ein Box-Whisker-Plot besteht aus einem Rechteck und zwei Linien, die dieses verlängern. Diese Linien werden als „Whisker“ bezeichnet und werden durch einen Balken abgeschlossen. Der innerhalb der Box liegende Balken repräsentiert den Median der erhobenen Daten. Die Box zeigt grafisch den Bereich, in dem 50% der Daten liegen. Sie wird im oberen Bereich durch das 75%- und im unteren Bereich das 25%-Quartil begrenzt. Die Länge der Box wird als Interquartilabstand (englisch interquartil range, IQR) bezeichnet.

Die Länge der „Whisker“ ist maximal das 1,5-Fache des IQR, allerdings wird das Ende der „Whisker“ durch den letzten Datenwert begrenzt, der sich noch innerhalb dieses Bereiches befindet.

Werte, die zwischen dem $1,5 \times \text{IQR}$ und $3,0 \times \text{IQR}$ liegen, werden als Ausreißer bezeichnet und mit einem Punkt dargestellt.

Werte oberhalb des 3,0-Fachen IQR werden als extreme Ausreißer bezeichnet und mit einem Stern dargestellt.

6.9.1 Methodenfehler

Die in dieser Studie angewandte Methode entspricht dem Vorgehen von BREUSTEDT [50]. Deshalb wurden die von BREUSTEDT ermittelten Berechnungen zum Methodenfehler von ihr übernommen.

In der Studie von BREUSTEDT wurde ein beliebiger Oberkieferzahn (Zahn 23) ausgewählt und mit dem OraScanner zehnmal eingescannt. Dabei wurde der Vorgang durch dieselbe Person und mit demselben Scanner durchgeführt. Durch Registrierung der zehn Hüllmodelle im GeoAnalyzer® im „best fit“-Verfahren, war es möglich, mittels einer sogenannten Clipping-Plane-Funktion die Abweichung der einzelnen Hüllmodelle zu erfassen. Die Clipping-Plane-Funktion ermöglicht einen Schnitt in einer beliebigen Ebene durch die jeweiligen Objekte (Abb. 16). Als Referenzebene wurde die größte mesiodistale Ausdehnung im koronalen Anteil der Hüllmodelle gewählt. Abbildung 16 zeigt zentral die Schnittebene durch die gescannten Zahnobjekte. Die mittlere Ansicht zeigt die Schnittebene in einer orthogonalen Sichtweise. Die gelben Linien am Rand stellen die mesialen und distalen approximalen Oberflächen der zehn Hüllmodelle und deren Unterschiede in einer Vergrößerung dar. Als Referenzebene wurde die größte Ausdehnung der Krone in mesiodistaler Richtung gewählt. Durch die Überlagerung mit einem Gitterlinien-Raster mit einer Auflösung von 0,01 mm war es möglich, die Unterschiede der einzelnen Objekte im mesialen und distalen Approximalbereich aufzuzeichnen.

Die erfassten Unterschiede wurden mittels der Dahlberg-Formel (DAHLBERG, 1940)

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

(**MF**=Methodenfehler; **d**=Differenz zweier Registrierungen; **n**=Anzahl der Messungen)

auf die Stichproben-Standarddeviation untersucht [50].

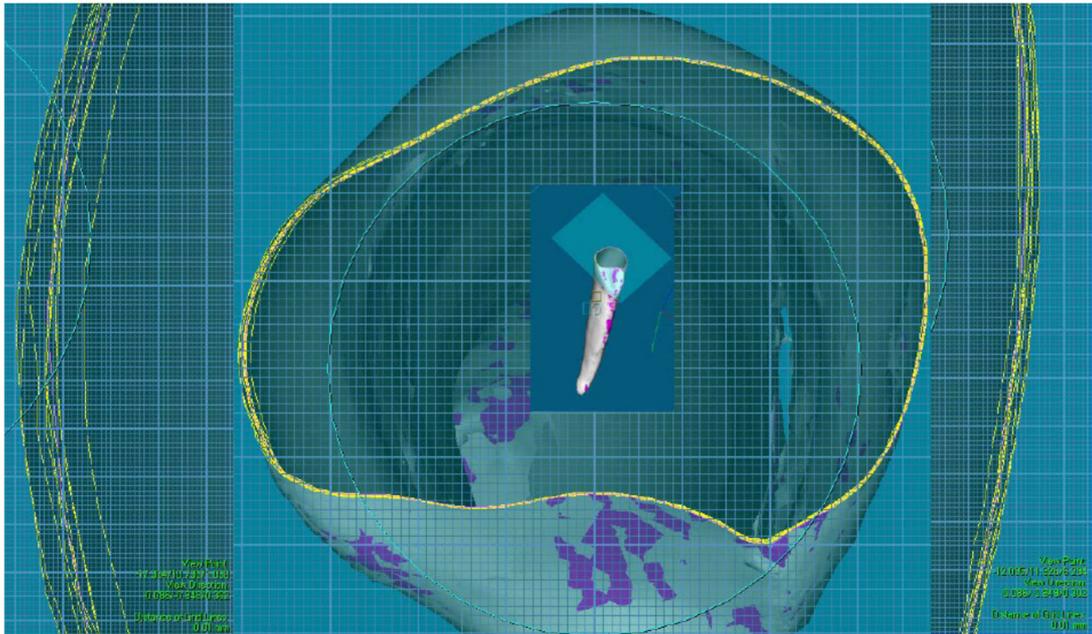


Abbildung 16: Übereinandergelegte Hüllmodelle zur Bestimmung des Methodenfehlers, mit freundlicher Genehmigung von Dr. Ariane Peters geb. Breustedt

7 Ergebnisse

7.1 Methodenfehler

Nach BREUSTEDT beträgt die Stichproben-Standarddeviation für die distale Zahnfläche 0,044 mm und für die mesiale Zahnfläche 0,025 mm. Der durchschnittliche methodische Fehler der mesialen und distalen Fläche beträgt demnach 0,035 mm [50].

7.2 Ergebnisse der Kontaktpunktanalyse

7.2.1 Auswertung der Unterschiede der Kontaktpunkte in X-, Y- und Z-Achse

Die beschreibende Statistik zum Vergleich der Unterschiede der Kontaktpunkte in X-, Y- und Z-Achse zwischen Referenzzähnen und Testzähnen ist in Tabelle 1 zusammengefasst. Tabelle 2 zeigt die Veränderung bei den Kunststoffzähnen mit abgestimmten Kontaktpunkten. Grafisch sind die Werte als Box-Whisker-Plots dargestellt (Abb. 17).

Echtzähne

		Betrag X-Wert	Betrag Y-Wert	Betrag Z-Wert
Anzahl [n]		364	364	364
Mittelwert [mm]		0,11	0,33	0,49
Median [mm]		0,08	0,19	0,34
Standardabweichung [mm]		0,13	0,40	0,58
Minimum		0,00	0,00	0,00
Maximum		1,60	2,67	5,55
Perzentile	25er	0,03	0,09	0,16
	75er	0,16	0,37	0,65

Tabelle 1: X-, Y- und Z-Werte der Unterschiede zwischen der Echtzahnggruppe und den Referenzzähnen

Kunststoffzähne

		Betrag X-Wert	Betrag Y-Wert	Betrag Z-Wert
Anzahl [n]		120	120	120
Mittelwert [mm]		0,07	0,33	0,30
Median [mm]		0,06	0,25	0,21
Standardabweichung [mm]		0,06	0,31	0,24
Minimum		0,00	0,01	0,00
Maximum		0,33	1,65	1,06
Perzentile	25er	0,03	0,14	0,12
	75er	0,11	0,43	0,46

Tabelle 2: X-, Y- und Z-Werte der Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und den Referenzzähnen

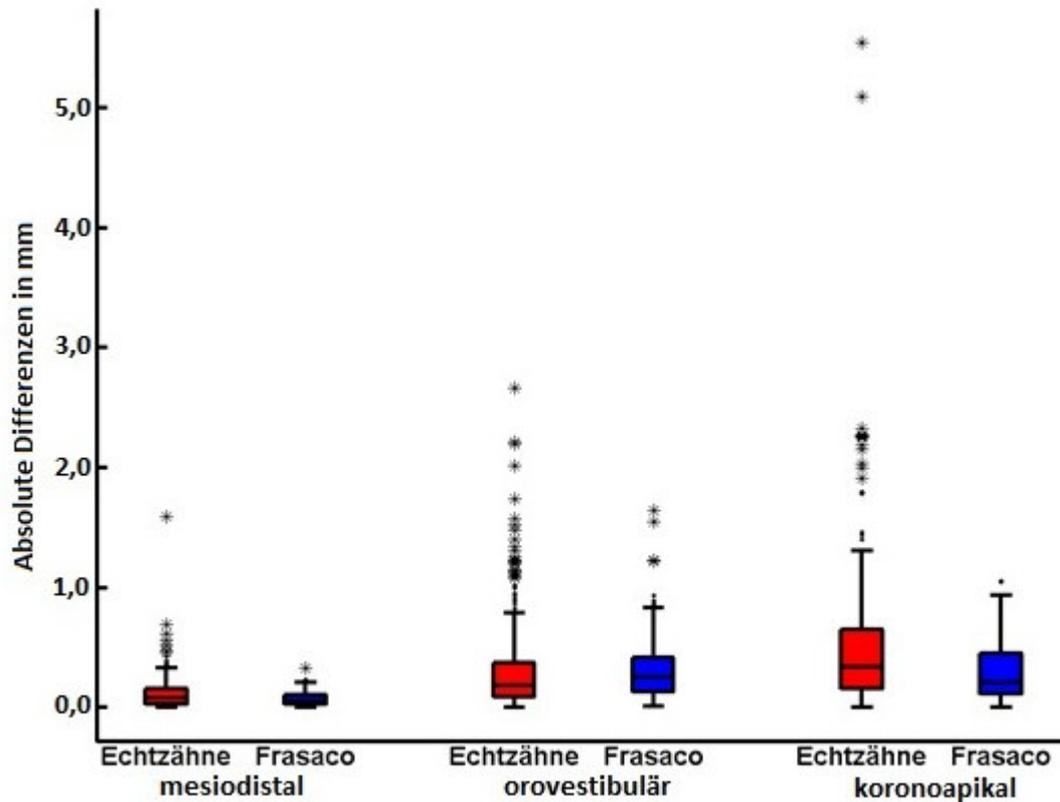


Abbildung 17: Darstellung der X-, Y- und Z-Werte bei der Echtzahn- und Frasacogruppe als Box-Whisker-Plots

7.2.2 Vergleich der einzelnen Zahngruppen (Molaren, Prämolaren und Frontzähne)

7.2.2.1 Vergleich der Unterschiede der Kontaktpunkte in mesiodistaler Richtung (X-Wert)

Abbildung 18 zeigt die Unterschiede der Kontaktpunkte in mesiodistaler Richtung bei der Echtzahn- und Frasacogruppe als Box-Whisker-Plots. Um Unterschiede zwischen verschiedenen Zahngruppen zu verdeutlichen, sind diese zusätzlich in Abbildung 18 dargestellt.

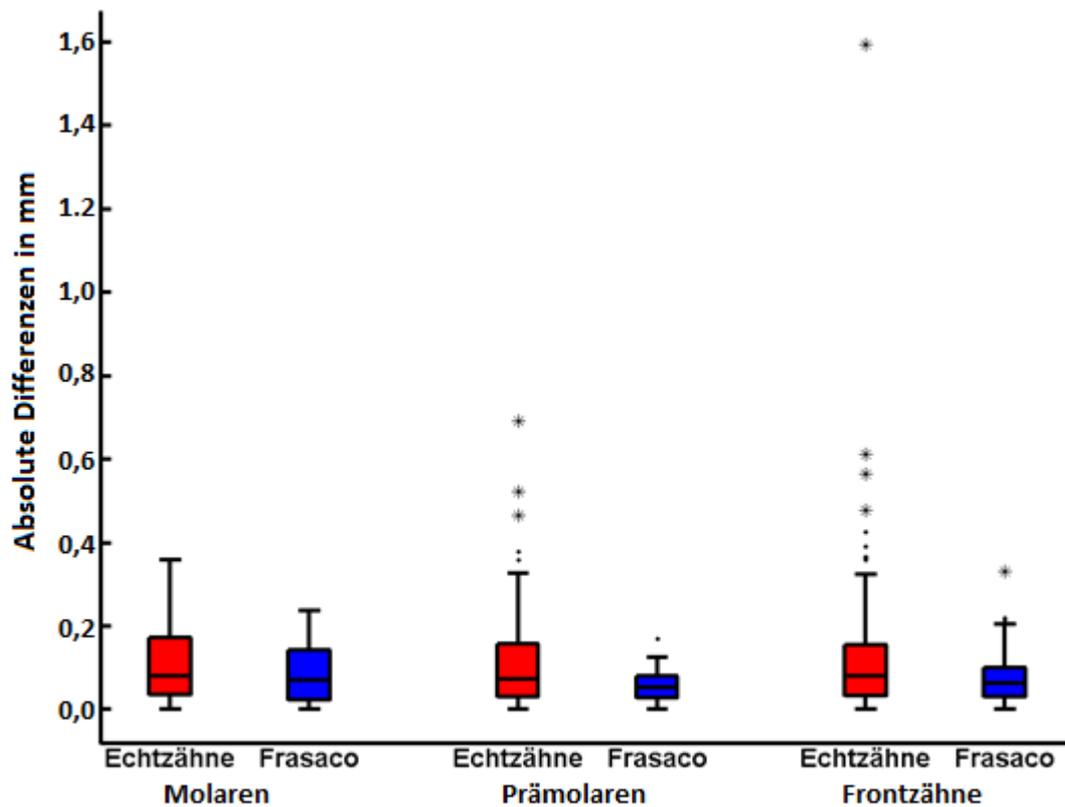


Abbildung 18: Darstellung der X-Werte der Echtzahn- und Frasacogruppe in Bezug auf ihre Position im Zahnbogen als Box-Whisker-Plots

7.2.2.2 Vergleich der Unterschiede der Kontaktpunkte in orovestibulärer Richtung (Y-Wert)

Abbildung 19 zeigt die Unterschiede der Kontaktpunkte in orovestibulärer Richtung bei der Echtzahn- und Frasacogruppe als Box-Whisker-Plots. Um Unterschiede zwischen verschiedenen Zahngruppen zu verdeutlichen, sind diese zusätzlich in Abbildung 19 dargestellt.

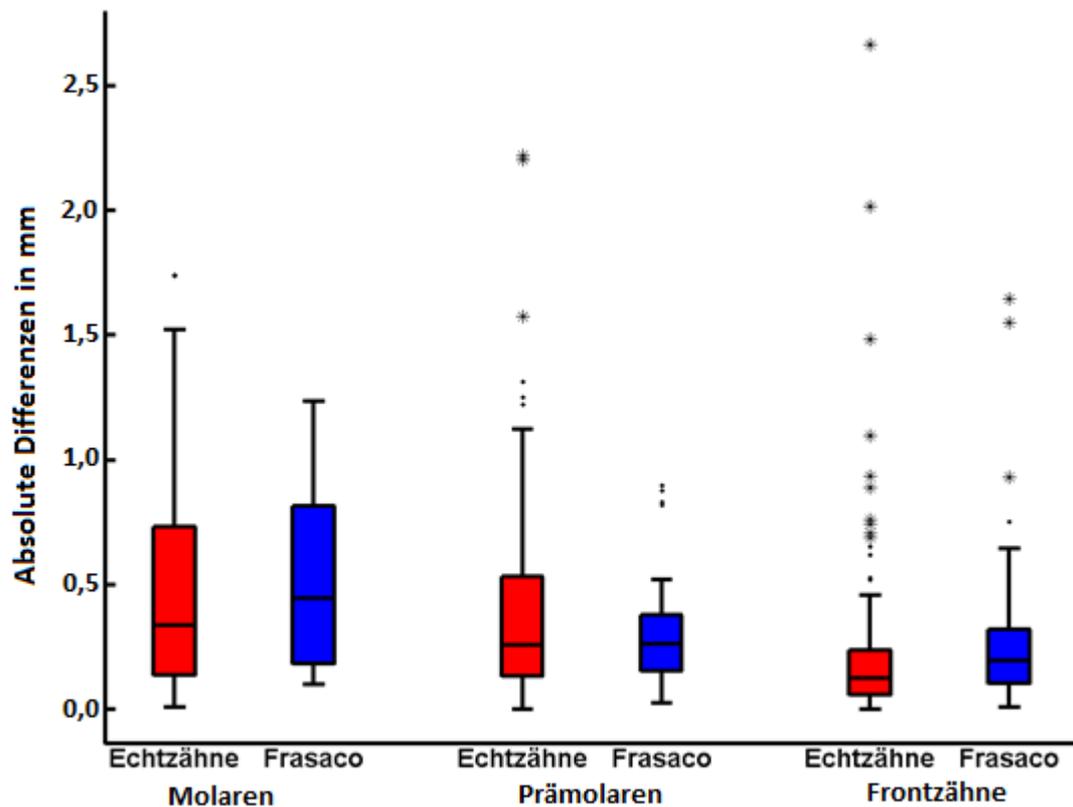


Abbildung 19: Darstellung der Y-Werte der Echtzahn- und Frasacogruppe in Bezug auf ihre Position im Zahnbogen als Box-Whisker-Plots

7.2.2.3 Vergleich der Unterschiede der Kontaktpunkte in inzisoapikaler Richtung (Z-Wert)

Abbildung 20 zeigt die Unterschiede der Kontaktpunkte in inzisoapikaler Richtung bei der Echtzahn- und Frasacogruppe als Box-Whisker-Plots. Um Unterschiede zwischen verschiedenen Zahngruppen zu verdeutlichen, sind diese zusätzlich in Abbildung 20 dargestellt.

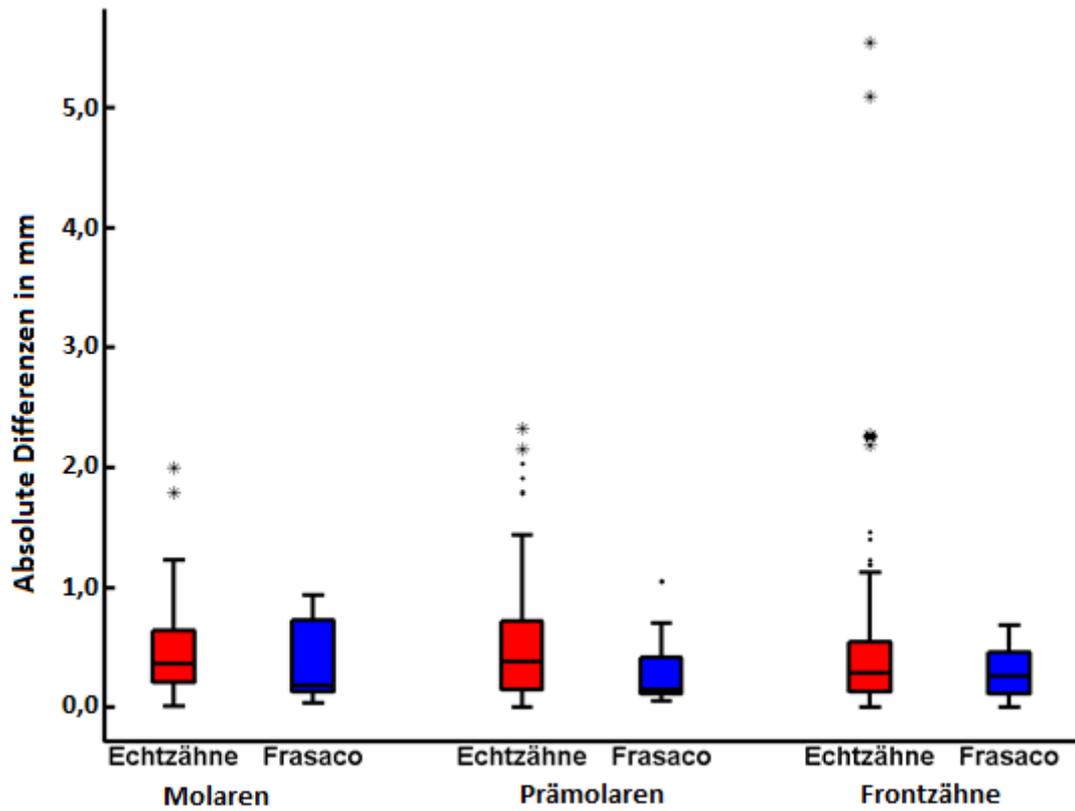


Abbildung 20: Vergleich der Z-Werte der Echtzahn- und Frascogruppe in Bezug auf ihre Position im Zahnbogen als Box-Whisker-Plots

7.2.3 Nichtparametrische Tests

7.2.3.1 Unterschiede der Abweichung von X-, Y- und Z-Werten bei der Echtzahngruppe

Durch den Friedman-Test als Globaltest wurden die Werte der Abweichung von X, Y und Z auf signifikante Unterschiede untersucht. Danach unterscheiden sich die Abweichungen zwischen den drei Richtungen bei allen paarweisen Testungen (X und Y, X und Z, Z und Y) signifikant ($p=0,000$).

7.2.3.2 Unterschiede der Ergebnisse von X-, Y- und Z-Werten in Bezug auf die Echtzahn- und die Kunststoffzahngruppe

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests wurden signifikante Unterschiede für den X-Wert und den Z-Wert ($p=0,001$) ermittelt. Keine signifikanten Unterschiede wurden für den Y-Wert ($p=0,068$) festgestellt.

	X-Wert Echtzähne	X-Wert Kunststoffzähne
Anzahl [n]	364	120
Mittelwert [mm]	0,11	0,07
Median [mm]	0,08	0,06
Standardabweichung [mm]	0,13	0,06

Tabelle 3: Die Differenzen der X-Werte zwischen tatsächlicher und der in geschlossener Zahnreihe ermittelten Echtzahn- und Kunststoffzahngruppe

	Y-Wert Echtzähne	Y-Wert Kunststoffzähne
Anzahl [n]	364	120
Mittelwert [mm]	0,33	0,33
Median [mm]	0,19	0,25
Standardabweichung [mm]	0,40	0,31

Tabelle 4: Die Differenzen der Y-Werte zwischen tatsächlicher und der in geschlossener Zahnreihe ermittelten Echtzahn- und Kunststoffzahngruppe

	Z-Wert Echtzähne	Z-Wert Kunststoffzähne
Anzahl [n]	364	120
Mittelwert [mm]	0,49	0,30
Median [mm]	0,34	0,22
Standardabweichung [mm]	0,58	0,24

Tabelle 5: Die Differenzen der Z-Werte zwischen tatsächlicher und der in geschlossener Zahnreihe ermittelten Echtzahn- und Kunststoffzahngruppe

7.2.3.3 Unterschiede der Ergebnisse von X-, Y- und Z-Werten der Echtzähne bei Molaren, Prämolaren und Frontzähnen

Mittels des Kruskal-Wallis-Tests wurde geprüft, ob zwischen den Differenzen von X-, Y- und Z-Richtung Unterschiede bei Frontzähnen, Prämolaren und Molaren bestehen. Es wurden drei Gruppen gebildet: Frontzahn-, Prämolaren- und Molarenbereich. Für die X-Werte ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ($p=0,877$). Bei den Werten von Y ($p=0,000$) und Z ($p=0,048$) gibt es signifikante Unterschiede (Abb.18, 19, 20).

7.2.3.4 Paarweiser Vergleich der 3 Zahngruppen für Y- und Z-Werte

Mittels des Mann-Whitney-U-Tests wurden aufgrund der vorher im Globaltest festgestellten Unterschiede die einzelnen Zahngruppen paarweise (Molaren-Prämolaren, Molaren-Frontzähne und Prämolaren-Frontzähne) für Y und Z verglichen. Diese paarweisen Einzeltests stellen ein multiples Vergleichsproblem dar. Durch die mehrfachen Untertests vervielfacht sich das tatsächliche alpha-Fehlerniveau für den globalen Gesamttest auf 0,15, wenn die Einzeltests gegen 0,05 verglichen werden würden. Um diesen Fehler zu umgehen, wurde das alpha-Niveau der Einzeltests durch die Bonferroni-Methode auf 0,017 korrigiert (also durch 3 dividiert) und somit das Signifikanzniveau des Gesamttests bei 0,05 belassen.

Bei den Y-Werten ergaben die Auswertungen keine signifikanten Unterschiede zwischen der Molaren- und Prämolarengruppe ($p=0,161$). Signifikante Unterschiede wurden zwischen der Molaren- und Frontzahngruppe ($p=0,000$) und der Prämolaren- und Frontzahngruppe ($p=0,000$) festgestellt. Die einzelnen Differenzen der Y-Werte im Bezug auf ihre Positionsgruppen sind in Tabelle 6 dargestellt.

		Frontzähne	Prämolaren	Molaren
Anzahl [n]		168	112	84
Mittelwert [mm]		0,22	0,40	0,48
Median [mm]		0,13	0,26	0,34
Standardabweichung [mm]		0,32	0,42	0,43
Minimum		0,00	0,00	0,01
Maximum		2,67	2,22	1,74
Perzentile	25er	0,06	0,13	0,13
	75er	0,24	0,54	0,73

Tabelle 6: Differenzen der Y-Werte in Bezug auf die 3 Zahngruppen

Aufgrund der α -Adjustierung ergaben die Auswertungen trotz der im Globaltest festgestellten Unterschiede bei den Z-Werten keine signifikanten Unterschiede zwischen der Molaren- und Prämolarengruppe ($p=0,680$), der Prämolaren- und Frontzahngruppe ($p=0,086$) und der Molaren- und Frontzahngruppe ($p=0,021$).

7.3 Ergebnisse des Vergleichs der Kontaktpunktanalyse bei konventioneller und digitaler Set-up-Herstellung

7.3.1 Auswertung der Lokalisierung der approximalen Kontaktpunkte bei digitalen und konventionellen Set-up-Modellen

In einer Vorgängerstudie untersuchte BREUSTEDT die Präzision der softwarebasierten Kontaktpunktmodellierung bei der SureSmile®-Technik. Zum Vergleich wurden die Daten zur Kontaktpunktveränderung bei digitalen Set-up-Modellen von BREUSTEDT verwendet.

Die beschreibende Statistik zum Vergleich der Veränderungen der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung beim konventionellen Set-up ist in Tabelle 7 zusammengefasst. Tabelle 8 zeigt die Veränderung des Kontaktpunktes bei digitaler Set-up-Segmentierung [50]. Grafisch sind die Werte als Box-Whisker-Plots dargestellt (Abb. 21).

Da als Datengrundlage keine digitalen Kunststoffzähne vorhanden sind, werden nur die Echtzahndatensätze verglichen.

		Betrag X-Wert	Betrag Y-Wert	Betrag Z-Wert
Anzahl [n]		364	364	364
Mittelwert [mm]		0,11	0,33	0,49
Median [mm]		0,08	0,19	0,34
Standardabweichung [mm]		0,13	0,40	0,58
Minimum		0,00	0,00	0,00
Maximum		1,60	2,67	5,55
Perzentile	25er	0,03	0,09	0,16
	75er	0,16	0,37	0,65

Tabelle 7: Zusammenfassung der Differenzen der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung beim konventionellen Set-up

		Betrag X-Wert	Betrag Y-Wert	Betrag Z-Wert
Anzahl [n]		416	416	416
Mittelwert [mm]		0,12	0,37	0,56
Median [mm]		0,09	0,25	0,41
Standardabweichung [mm]		0,11	0,42	0,54
Minimum		0,00	0,00	0,00
Maximum		0,58	3,12	3,12
Perzentile	25er	0,04	0,10	0,19
	75er	0,16	0,47	0,73

Tabelle 8: Zusammenfassung der Differenzen der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung beim digitalen Set-up nach BREUSTEDT [50]

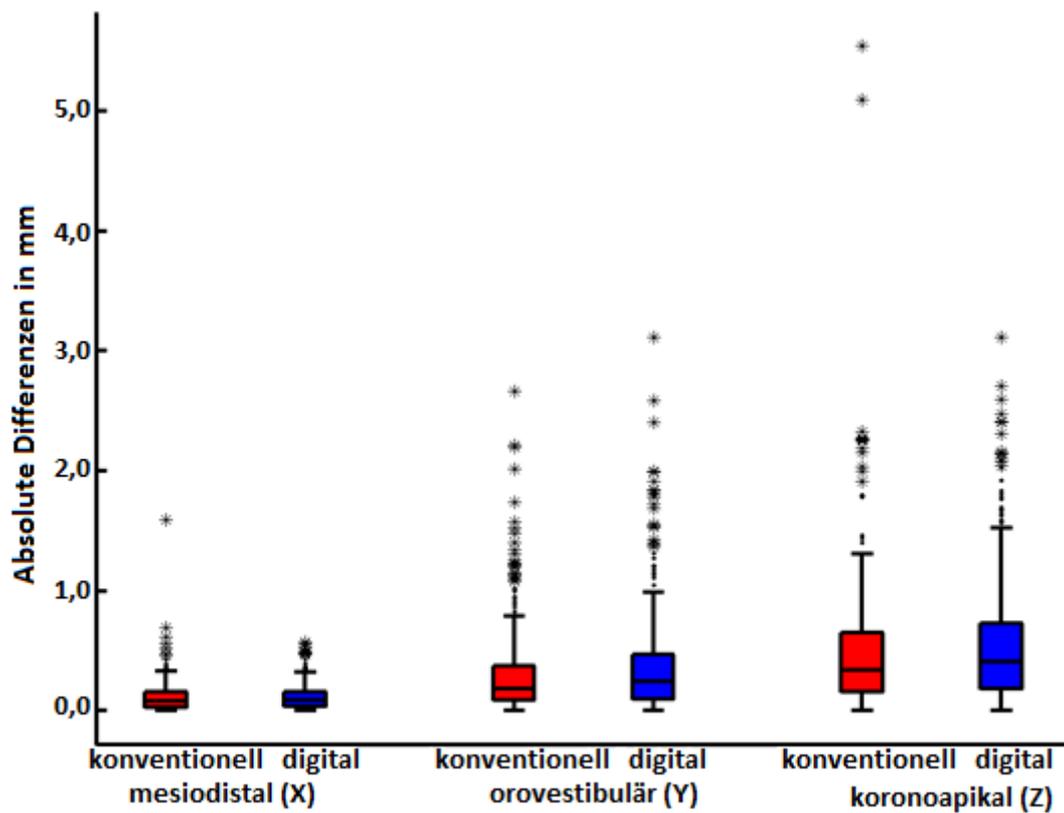


Abbildung 21: Darstellung der Differenzen der X-, Y- und Z-Werte zwischen der digitalen Kontaktpunktmodellierung nach BREUSTEDT und der konventionellen Kontaktpunktmodellierung als Box-Whisker-Plots

	Konv.	Digital	Konv.	Digital	Konv.	Digital
	Betrag X-Wert		Betrag Y-Wert		Betrag Z-Wert	
Anzahl [n]	364	416	364	416	364	416
Median [mm]	0,08	0,09	0,19	0,25	0,34	0,41

Tabelle 9: Median-Werte der Differenz der Kontaktpunktlokalisierung in X-, Y- und Z-Richtung zwischen dem konventionellen und digitalen Set-up nach BREUSTEDT [50]

7.3.2 Nichtparametrische Tests

7.3.2.1 Vergleich der X-, Y- und Z-Werte zwischen konventionellem und digitalem Set-up

Mittels des Mann-Whitney-U-Tests wurden die X-, Y- und Z-Wertdifferenzen zwischen konventionellem und digitalem Set-up untersucht. Keine signifikanten Unterschiede traten beim X-Wert auf ($p=0,112$).

Y- ($p=0,039$) und Z-Wert ($p=0,017$) zeigten signifikante Unterschiede. Tabelle 10 zeigt die absoluten Differenzen der beiden Herstellungsarten.

Richtung	X	Y	Z
Mediane der Differenzen [mm]	0,01	0,06	0,07

Tabelle 10: Absolute Differenzen zwischen der digitalen und der konventionellen Kontaktpunktmodellation

7.3.2.2 Untersuchung der Unterschiede des Y- und Z-Wertes bezogen auf die Positionsgruppe und die Herstellungsweise

Aufgrund der vorher aufgezeigten Unterschiede bei digitalem und konventionellem Set-up bei den Y- und Z-Werten wurden die Daten nach Zahngruppen ausgewertet.

Für die Y-Werte ergaben die Berechnungen nur einen signifikanten Unterschied der Daten im Frontzahnggebiet ($p=0,007$). Im Molaren- ($p=0,368$) und Prämolarengebiet

($p=0,116$) waren keine signifikanten Unterschiede zwischen digitalem und konventionellem Set-up festzustellen.

Für die Z-Werte ergaben die Berechnungen ähnliche Ergebnisse: Signifikanter Unterschied im Frontzahnbereich ($p<0,000$), keine signifikanten Unterschiede im Molaren- ($p=0,157$) und im Prämolarengebiet ($p=0,774$).

In Tabelle 11 sind für das Frontzahnggebiet beim konventionellen Set-up-Modell die jeweiligen Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen und die zugrundeliegende Anzahl aufgeführt. Tabelle 12 zeigt die Werte beim digitalen Set-up-Modell.

		Y-Wert	Z-Wert
Anzahl [n]		168	168
Mittelwert [mm]		0,22	0,48
Median [mm]		0,13	0,29
Standardabweichung [mm]		0,32	0,71
Minimum		0,00	0,00
Maximum		2,67	5,55
Perzentile	25er	0,06	0,13
	75er	0,24	0,55

Tabelle 11: Y- und Z-Werte des konventionellen Set-up-Modells in der Frontzahnregion

		Y-Wert	Z-Wert
Anzahl [n]		192	192
Mittelwert [mm]		0,27	0,66
Median [mm]		0,19	0,48
Standardabweichung [mm]		0,37	0,59
Minimum		0,00	0,01
Maximum		3,12	3,12
Perzentile	25er	0,08	0,21
	75er	0,34	0,91

Tabelle 12: Y- und Z-Werte des digitalen Set-up-Modells in der Frontzahngruppe

8 Diskussion

8.1 Diskussion der Materialien und Methoden

8.1.1 Auswahl der Zähne

Humane Zähne unterscheiden sich von Mensch zu Mensch teilweise stark in ihrer Morphologie und Größe. Die in dieser Studie verwendeten Echtzähne wurden alle aus der Sammlung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Charité - Universitätsmedizin Berlin ausgewählt. Durch die Größe der Sammlung ist anzunehmen, dass alle Zähne in den zusammengestellten Testzahnbögen von unterschiedlichen Menschen stammen. Zahnformen einzelner Menschen können teilweise stark differieren. Dadurch ergibt sich die Problematik, dass bei den zusammengestellten Kiefermodellen Formvariationen der Zähne wahrscheinlich sind. Bei Zähnen eines einzelnen Individuums sind die Approximalkontakte der Zähne bei eugnather Zahnposition durch ähnliche Morphologie und Größe mit hoher Wahrscheinlichkeit an den korrekten Positionen zu rekonstruieren. Bei Zähnen von unterschiedlichen Menschen kann die Rekonstruktion des Kontaktpunktes deutlich erschwert sein. Um diesen Fehler möglichst klein zu halten, wurde bereits bei der Zahnauswahl für einen Testzahnbogen auf verschiedene Faktoren geachtet:

1. Füllungs- und Restaurationsfreiheit
2. keine kariösen Defekte
3. kompatible Größe der Zähne
4. Ausschluss morphologischer Besonderheiten, die den Kontaktpunkt beeinflussen können

Um mit normalen klinischen Situationen vergleichbare Ergebnisse zu erreichen, wurde zusätzlich eine Kontrollgruppe mit derselben Methodik wie die Testzähne analysiert. Diese maschinell hergestellten Zähne der Firma frasaco sind in ihrer Form und dem approximalen Kontaktpunkt aufeinander abgestimmt und können so als Vergleichsgruppe zu den Testergebnissen herangezogen werden.

Trotzdem ist das Verwenden nicht standardisierter humaner Zähne als Haupttestgruppe sinnvoll, da gerade durch die großen Variationsmöglichkeiten der natürlichen Zahnmorphologie kein Echtzahn dem anderen zu hundert Prozent gleicht.

Bei manchen CAD/CAM-Systemen werden die nicht erfassten approximalen Bereiche durch Datensätze aus Zahndatenbanken ergänzt. Würde man für die Haupttestgruppe die frasaco®-Modellzähne benutzen, wäre es wahrscheinlich, dass die Abweichungen unrealistisch gering wären.

8.1.2 Herstellung der Zahnbogenmodelle

An die Zahnbogenmodelle wurden folgende Anforderungen gestellt:

1. Die Zähne sollten ihre Position im Zahnbogen nicht nachträglich verändern können.

Die Zahnbogenmodelle waren während der Testphase verschiedenen Belastungen ausgesetzt. Durch Druck bei der Abformung können die Zähne ihre Position verändern und dadurch die Testergebnisse verfälschen. Auch thermische Effekte wie zum Beispiel bei der Modellation der künstlichen Gingiva können zu Abweichungen von der Ursprungsposition führen und es der Abformmasse erlauben, die approximalen Räume zu erfassen. Trotz dieser Nachteile bietet die Aufstellung der Zähne in Wachs Vorteile wie Modellierbarkeit, genaue Positionierung und Polierbarkeit [59].

Um die Beweglichkeit der Echtzähne im Testbogen möglichst klein zu halten, wurden die Zähne mit rosa Wachs (Modellierwachs: Typ extrahart super, Firma Morsa Wachswarenfabrik, Krumbach, Deutschland) fixiert. Um einen zusätzlichen Schutz gegen thermische und mechanische Verformungen zu gewährleisten, wurde der gesamte Zahnbogen inklusive der Echtzahnwurzeln apikal mit lichthärtenden Kunststoffplatten (Impression Tray Resin LC, Firma Henry Schein Dental Deutschland GmbH, Langen, Deutschland) ummantelt. Ausgehärtet bieten diese Platten eine feste Fixierung der Zahnposition, da eine Verschiebung der Zähne durch die starre Verbindung nicht mehr möglich ist. Durch diese Maßnahmen sollte gewährleistet

werden, dass die approximalen Kontakte wie modelliert auch bei der Abformung vorhanden waren und Abformmasse den approximalen Raum nicht besser erfassen konnte als in vivo.

2. Die Gingiva sollte normal modelliert werden.

Entzündlich veränderte hyperplastische Papillen erschweren beim Set-up die Separation der einzelnen Gipszähne erheblich. Durch großvolumige Papillen im interdentalen Dreieck sind die approximalen Zahnflächen durch die Abformmasse nicht zu erreichen und müssen im Labor modelliert werden. Wenn bei offenen interdentalen Dreiecken ein Set-up erstellt werden soll, ist der nicht erfassbare proximale Bereich deutlich kleiner.

Da Set-up-Modelle vor allem in der Kieferorthopädie bei Kindern oder jungen Erwachsenen hergestellt werden, wurden die Studienmodelle mit normalen Gingivaverhältnissen modelliert, um den klinischen Bezug zu gewährleisten.

Die Papillen füllen bei normalen Verhältnissen das interdendale Dreieck bis zum Kontaktpunkt aus [60], entsprechend wurde hier die Gingiva modelliert.

3. Die Zähne sollten nicht rotiert stehen.

Morphologisch sind Echtzähne so aufgebaut, dass ihr Kontaktpunkt etwa 2 bis 3 Millimeter oberhalb der approximalen Schmelz-Zement-Grenze liegt [60]. Bei rotierten Zähnen befindet sich der Kontaktpunkt nicht an der korrekten Position und kann so zu Verfälschungen der Ergebnisse führen, da die Rekonstruktion des approximalen Bereiches entweder deutlich erschwert oder erleichtert wird. Im Rahmen dieser Studie wurden deshalb die Zähne ohne Rotationen in das Kiefermodell eingearbeitet.

4. Die approximalen Kontakte der Zähne mussten vorhanden sein.

Um die Rekonstruktion der approximalen Kontaktpunkte analytisch korrekt auswerten zu können, musste gewährleistet sein, dass diese bei der Zusammenstellung der Testkiefer auch wirklich vorhanden waren. Falls bei Zähnen kein Kontaktpunkt

vorhanden ist, kann die Abformmasse den Approximalraum voll erfassen und eine Rekonstruktion wäre nicht nötig. Deshalb wurde bei der Herstellung der Testkiefer vor der Modellation der künstlichen Gingiva die korrekte Position der Zähne und des Kontaktpunktes mittels eines Labormikroskops mit 10-facher Vergrößerung überprüft. Diese Überprüfung erfolgte nochmals vor der Abformung der fertigen Modelle. Die nötige Separation der Zähne in Gips durch Trennen und Brechen der approximalen Bereiche zeigte, dass der Kontaktpunkt nicht durch die Abformmasse erfasst wurde und das Verfahren erfolgreich war.

8.1.3 Abformung

In der kieferorthopädischen Praxis werden Abformungen normalerweise mit Alginat oder Silikon genommen. Aufgrund der geringeren Präzision, der kurzen Lagerfähigkeit der Abformungen und der Möglichkeit der Formveränderung durch Schrumpfung bei der Verwendung von Alginat wurden die Abformungen in der vorliegenden Studie mittels eines additionsvernetzenden Silikons genommen [61]. Diese Abformung entspricht der üblichen Vorgehensweise bei therapeutischen Set-up-Modellen für die Lingualtechnik. Um ein möglichst genaues Gipsmodell der Testkiefer zu generieren, wurde die Abformung mit einem additionsvernetzenden Polysiloxan (Provil Novo putty®, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) und dem dazugehörigen dünnfließenden Korrektursilikon (Provil Novo medium flow®) durchgeführt. Bei der Primärabformung wurde eine Platzhalterfolie (Plicafol®, US Dental, Tübingen, Deutschland) eingesetzt, um ausreichenden Platz für das Korrektursilikon zu schaffen. Nach GARG liefert eine zweiphasige Abformung ein präzises Modell [62].

8.1.4 Gipsmodelle

Die Herstellung der Gipsmodelle erfolgte aus unter Vakuum angerührtem Superhartgips Typ 4 (OCTA STONE®, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland).

Durch das Anmischen unter Vakuum sollte Blasenbildung minimiert werden. Die Abformung wurde mit einem Silikonentspanner (Silikon- und Wachsentspanner, Orbis Dental, Münster, Deutschland) benetzt und auf einem Rüttler ausgegossen. Die

Gipsmodelle wurden vor dem Scanvorgang mindestens 48 Stunden trocken gelagert, um Endhärte und maximale Präzision zu erreichen [55].

8.1.5 Scanvorgang

Um Reflexionen an der Oberfläche der Referenzzähne und der Testzähne zu minimieren, wurden die Objekte mit einer Titandioxidlösung behandelt. Das Aufbringen der Lösung kann durch ein Spray oder einen Pinselapplikator erfolgen. In der vorliegenden Studie wurde das Pulver in wässriger Lösung mittels eines Pinselapplikators aufgebracht (SureWhite™, Firma OraMetrix®, Richardson, TX, USA). Die zu erfassenden Stellen des Objektes müssen vollständig mit einer dünnen Schicht Titandioxid bedeckt sein [63].

Die korrekte Applikation der Schicht ist für das spätere digitale Modell sehr wichtig, da eine zu dicke Schicht zu fehlerhaften Scanergebnissen führen kann. Gerade in den für diese Studie wichtigen Bereichen der Approximalflächen ist eine zu starke Schicht unbedingt zu vermeiden. Um an diesen Flächen die Möglichkeit der zu starken Applikation zu verringern, war es besonders wichtig, die Approximalräume möglichst glatt zu modellieren. Eventuell hätte die Applikation des Pulvers mittels eines Sprays zu einer gleichmäßigeren Beschichtung des Modells als mit dem Pinselapplikator geführt. Studien mit Scannern der nächsten Generation fanden allerdings keinen Zusammenhang zwischen der Präzision der Scanner und der Dicke der Pulverschicht. Allerdings ist von erfahrenen Anwendern ein besseres Ergebnis zu erwarten, da diese Fehler schneller erkennen und beheben können [64, 65].

Probleme ergaben sich außerdem bei der Erfassung der Inzisalkanten und Ecken der Frontzähne. Dort lagerte sich bei der Pinselapplikation durch Abstreichen häufig eine dickere Schicht Titandioxid ab. In Abbildung 22 ist ein Frontzahnmodell mit einer zu dicken Schicht Titandioxid zu sehen. Durch nicht korrekte Applikation des Pulvers kann eine Differenz zwischen der Originaloberfläche und dem digitalen 3-D-Modell von 20 bis 40 µm entstehen [12]. Bei optisch zu erkennender zu dicker Schichtstärke wurde das Modell abgedampft und das Titandioxid entfernt und erneut aufgetragen.

Die Inzisalkanten lagen zwar außerhalb des Analysebereiches des Approximalraumes, doch für die spätere „best fit“-Registrierung der verschiedenen 3-D-Modelle sollte die Kongruenz der Oberflächen möglichst genau sein. Bei einer erkennbaren Diskrepanz

zwischen den digitalen Test- und Referenzzähnen wurden die Objekte erneut eingescannt und registriert, um eine hohe Präzision der Registrierung zu ermöglichen.

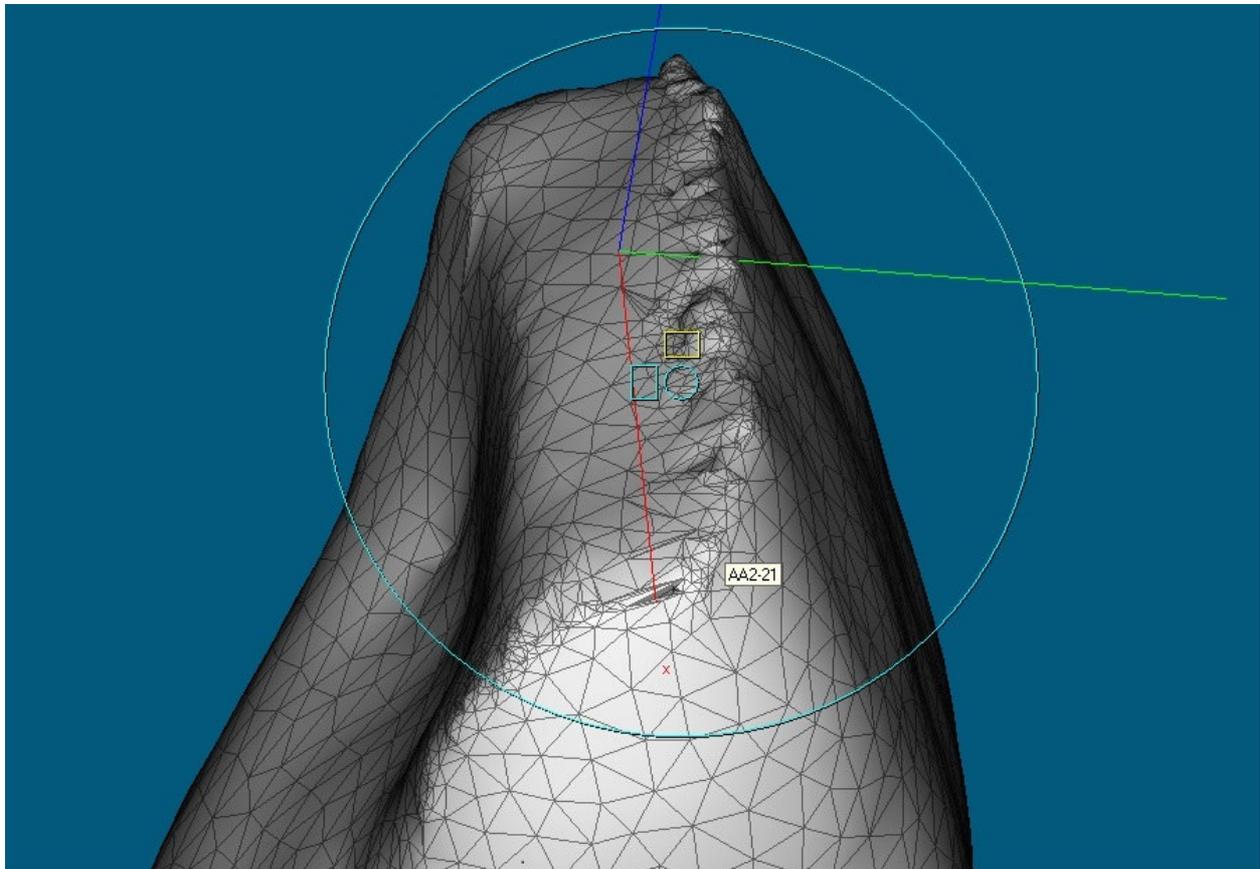


Abbildung 22: Zu starke Applikation von SureWhite™ an der Inzisalkante und daraus folgendes fehlerhaftes 3-D-Modell

8.1.6 Der Scanner und die Digitalisierung

Der verwendete OraScanner® (OraMetrix®, Richardson, TX, USA) nimmt eine Serie von Einzelbildern (Frames) auf, um daraus später das 3-D-Modell zu errechnen. Die Auflösung des Scanners wird von der Firma OraMetrix® mit 0,05 mm angegeben. Eine Studie von KLINGBEIL zeigte, dass die Standarddeviation des Scanners bei kleinen Messsegmenten sogar unter 0,05 mm liegt [53]. Der durch die Vorgängerstudie von BREUSTEDT errechnete durchschnittliche Methodenfehler für die Scangenauigkeit betrug für die mesiale und distale Zahnoberfläche 0,035 mm [50]. Die so festgestellte methodische Ungenauigkeit liegt damit unter der maximalen Auflösung des Scanners von 0,05 mm. Dies bestätigt die Sicherheit des angewandten Analyseverfahrens.

Das Programm erkennt die zueinander passenden Schnittstellen der einzelnen Bilder (Frames). Bei zu vielen Aufnahmen eines Objektes erhöht sich die Ungenauigkeit der Erfassung durch Fehler in der Überlagerung der einzelnen Bilder. Die Firma OraMetrix® gibt für einen Zahnbogen die Maximalzahl mit 750 Frames an. Die Zahnkranzmodelle dieser Studie wurden mit maximal 500 Frames pro Scan erfasst, die einzelnen Testzähne mit maximal 50 Frames. Durch die Reduzierung der Frameanzahl wird gewährleistet, dass sich die Ungenauigkeiten der 3-D-Modelle durch die Überlagerung der Frames deutlich unter den Grenzwerten des Herstellers befinden.

Normalerweise arbeitet der OraScanner® mit der Diagnose- und Therapiesoftware SureSmile® zusammen [51]. Dabei werden die klinisch erzeugten Datensätze zur Firmenzentrale von OraMetrix® nach Texas, USA verschickt, dort werden die digitalen Daten mit einer Zahnbibliothek verglichen und Fehlstellen ausgeglichen. Bei dieser Studie wurde auf eine Veränderung der Rohdatensätze verzichtet, um die ursprünglichen 3-D-Modelle beizubehalten [38].

Ausgegeben werden die Datensätze im STL-Format (Surface Tesselation Language). Dieses Format stellt faktisch den industriellen Standard für die Beschreibung einer dreidimensionalen Modelloberfläche dar. Die Rekonstruktion der Modelle im Rechner erfolgt über die Beschreibung ihrer Oberfläche mit Hilfe von Dreiecksfacetten. Jedes Dreieck besitzt für seine Eckpunkte definierte Positionen. Jeder Eckpunkt dient mindestens drei oder mehr Dreiecken als Bezugspunkt. Jeder Eckpunkt ist mit einer Position mittels X-, Y- und Z-Werten im „globalen“ Koordinatensystem des Programmes definiert. Durch diese Positionierungsdaten können die 3-D-Oberflächen generiert werden [66].

Durch die technische Entwicklung der letzten Zeit wurde die Scangenauigkeit von intraoralen Systemen immer besser. Aktuelle Oralscanner in der Prothetik und Kieferorthopädie erreichen eine Genauigkeit von 0,03 mm und verwenden damit ein deutlich besseres Auflösungsvermögen als der in dieser Studie verwendete OraScanner. Trotzdem ist die Genauigkeit auch im Vergleich mit anderen Intraoralscannern für die Fragestellung der vorliegenden Studie ausreichend [58, 67].

Auch die mit Problemen behaftete Beschichtung der Oberfläche mit Titandioxid muss bei einigen Systemen nicht mehr durchgeführt werden. Allerdings führt die Nichtapplikation eines Pulvers nicht automatisch zu besseren Ergebnissen [67].

Für folgende Studien sollten Scanner mit höherer Genauigkeit und ohne Puderapplikation verwendet werden, um potentielle Fehlerquellen weiter zu minimieren.

Es ist nicht anzunehmen, dass das höhere Auflösungsvermögen anderer Scanner einen klinischen Vorteil im Bereich der Approximalkontakte gegenüber dem OraScanner® bringt, da die relevanten Stellen im nicht erfassbaren Bereich liegen und somit von keinem Scanner erfasst werden.

8.1.7 Die Softwareanalyse

Die grafische Analyse erfolgte mit dem Programm GeoAnalyzer® der Firma OraMetrix®. GeoAnalyzer® errechnet mithilfe der durch den OraScanner® erfassten STL-Daten ein 3-D-Modell der einzelnen Zähne und Zahnkränze. Um die Veränderungen der approximalen Oberfläche zu erfassen, muss die Position der Referenz- und der Testzähne im Kiefermodell übereinstimmen.

Dies wurde durch eine Registration der Zähne mittels der „best fit“-Methode möglich. Test- und Referenzzähne wurden in den gescannten Kiefer eingesetzt. Der Computer errechnet die größte Schnittmenge der Oberflächen der einzelnen Objekte und setzt diese zusammen. Die Kongruenz der Flächen kann optisch durch eine Farbveränderung festgestellt werden.

Nach der Registrierung wurde die Kongruenz der Test- und Referenzzähne noch zusätzlich mit einem genaueren Test überprüft. Wie in Abbildung 10 ersichtlich, wurden die Unterschiede der Oberflächen der Objekte mittels einer differenzierteren Farbskala als bei der „best fit“-Methode dargestellt.

Sobald sich die Diskrepanzen im koronalen Zahnanteil über 0,2 mm befanden, wurde die Zahnposition per Hand nachkorrigiert. In 12 Fällen wurde diese manuelle Registrierung durchgeführt, was einer Korrekturrate von 4 % entspricht.

Dies lag wahrscheinlich daran, dass der Modellssockel der separierten Zähne miterfasst wurde und zu falschen Registrierungen führte. Zusätzlich gab es durch die Bearbeitung der separierten Gipszähne aus verständlichen Gründen Oberflächen im Approximalbereich, die nicht mit den Referenzzähnen übereinstimmten.

Laut SCHUBERT et al. liegt der Methodenfehler der „best fit“-Registrierung bei der Software GeoAnalyzer® bei 30-40 µm und bietet damit eine ausreichende Genauigkeit [68].

Bei mehrfacher Registrierung der Objekte ineinander war zu beobachten, dass die Zahnpositionen sich teilweise veränderten. Dies ist damit zu erklären, dass die Software

mehrere Positionen mit gleicher Oberflächenkongruenz der Zähne errechnete und eine davon auswählte.

Durch das Registrieren der Zähne in das Kiefermodell kann bei der Entfernung des Gesamtmodells die Veränderung der approximalen Flächen erfasst werden.

Die einzelnen Testobjekte wurden durch GeoAnalyzer® automatisch einem globalen Koordinatensystem (X-, Y- und Z-Vektoren) zugeordnet. Dadurch ist ein Vergleich der einzelnen Objekte nicht mehr möglich. Eine Analyse zweier Objekte ist nur dann durchführbar, wenn für jedes Objekt ein eigenes zahnspezifisches Koordinatensystem generiert wird, wobei allerdings beide denselben Ursprung und identische Ausrichtungen der X-, Y- und Z-Achsen haben müssen [69].

Diese spezifischen Koordinatensysteme wurden per Hand auf jeden Referenzzahn übertragen. Dabei wurde die X-Achse für die mesiodistale, die Y-Achse für die orovestibuläre und die Z-Achse für die inzisoapikale Ausrichtung gewählt. Dieses fixierte System wurde dupliert und auf den separierten Testzahn kopiert. Durch das Kopieren des Koordinatensystems konnten Fehler nur bei einer nicht korrekten „best fit“-Registrierung entstehen.

BREUSTEDT benutzte ein ähnliches System zur Festlegung des spezifischen Koordinatensystems. Durch die Software Rapidform® (INUS Technology, Seoul, Korea) wurde allerdings ein Hüllmodell automatisch um das Objekt gelegt und ein Koordinatensystem vorgeschlagen. Da dieses automatisch generierte Koordinatensystem sich nicht an die gewünschte Achsausrichtung anpasste, musste auch hier per Hand nachkorrigiert werden. Die manuelle Festlegung der spezifischen Koordinatensysteme wird auch in anderen Studien verwendet [50, 70].

Ein Problem der Erfassung des Kontaktpunktes war, dass der Kontaktpunkt definitionsgemäß eine Fläche darstellt und eben nicht einen Punkt. Da die Erfassung einer Kontaktfläche und deren Veränderung sehr kompliziert und schwierig umzusetzen ist, wurde der Kontaktpunkt als Stelle des kleinsten Abstandes der zwei beteiligten Zähne definiert. GeoAnalyzer® ermöglicht eine relativ einfache Erfassung dieses Abstandes. Der gemessene Abstand der beiden Objekte war für die Studie primär nebensächlich, da die Anfangspunkte und Endpunkte des Messpfeiles als Referenzpunkte für die ursprüngliche Lage des Kontaktpunktes dienten. Diese Punkte auf den Zähnen wurden mit den jeweiligen Punkten auf den Testzähnen verglichen. Daraus ergab sich die Abweichung von X-, Y- und Z-Werten für den jeweiligen Kontaktpunkt.

Die Vorgängerstudie von BREUSTEDT benutzte die Software Rapidform® (INUS Technology, Seoul, Korea) zur Festlegung des Kontaktpunktes [50]. Dabei wurde mittels „Tesselation“ die Oberfläche der Zahnmodelle in Dreiecksfacetten dargestellt. Durch eine Abstandsmessung wurden die Facetten mit dem kleinsten Abstand zueinander isoliert und als Kontaktpunkt festgelegt. Als Referenzpunkt für die Messung wurde der Mittelpunkt der Facette gewählt.

Um eine bessere Vergleichbarkeit der Studien zu ermöglichen, wäre es wünschenswert gewesen, Rapidform® ebenfalls zu benutzen. Für die vorliegende Studie stand die Software Rapidform® leider nicht mehr zur Verfügung.

Die hier verwendete Software GeoAnalyzer® wurde in Studien benutzt und ist erprobt [50, 71].

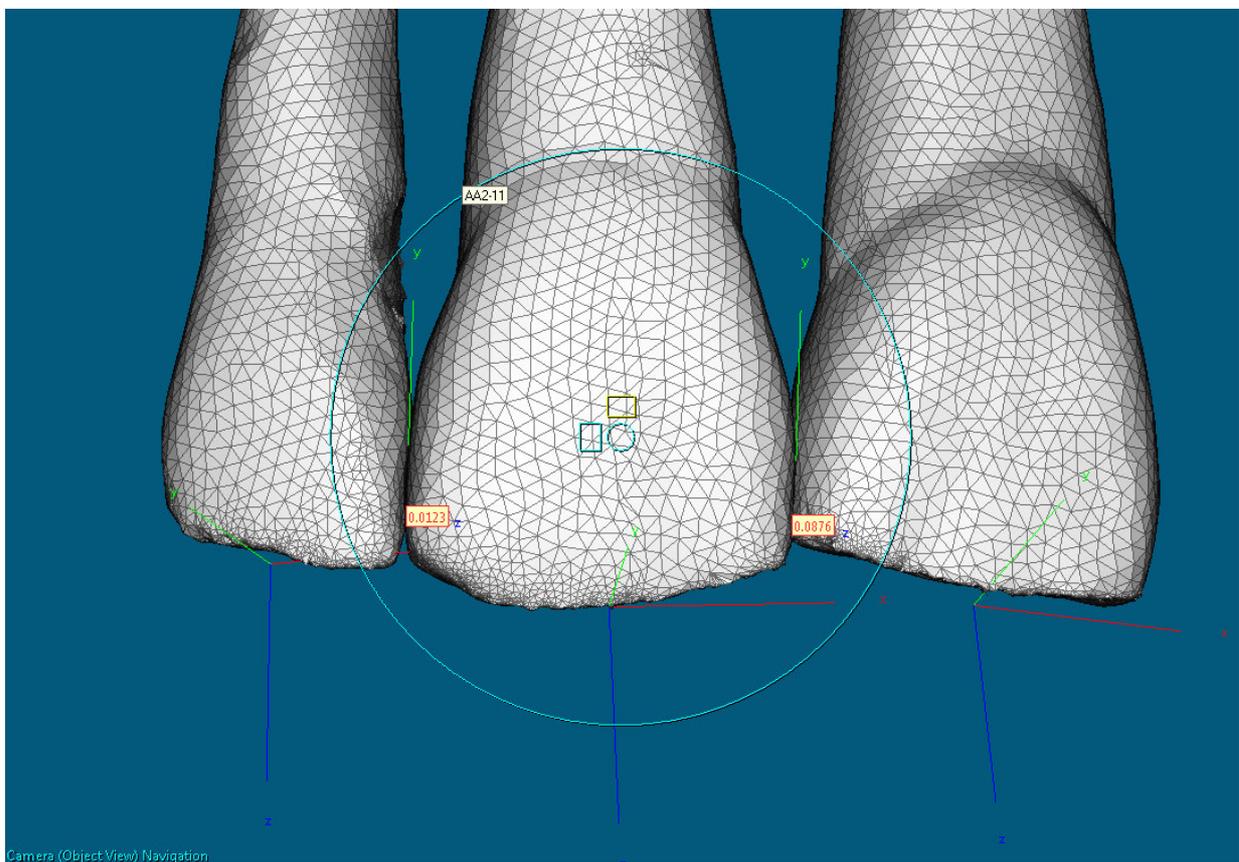


Abbildung 23: Festlegung der Kontaktpunkte an den Referenzzähnen

Bei hoher Auflösung des Programmes GeoAnalyzer® ergaben sich teilweise Probleme, da die Objekte sich teilweise in den Approximalräumen überlagerten. Diese

Überlappungen lagen meist im Bereich unter 20 μm und sind wahrscheinlich durch Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung oder bei der „best fit“-Registrierung entstanden. Da GeoAnalyzer® laut Herstellerangaben allerdings ein Analysevermögen bis zu 0,1 μm hat, der Scanner aber nur ein Auflösungsvermögen bis 50 μm besitzt, sind diese Überlagerungen nicht relevant. Dabei muss allerdings beachtet werden, dass bei den Ergebnissen Messwerte unter 50 μm durch das Auflösungsvermögen des Scanners wenig Aussagekraft besitzen. Die Referenzpunkte wurden durch das Programm trotzdem an die korrekten Stellen gesetzt.

Da der Methodenfehler dieser Studie 0,035 mm beträgt, befindet sich der Fehler unterhalb des durch den Hersteller und durch die Studie von KLINGBEIL angegebenen Auflösungsvermögens des Scanners [53]. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass die Methodik der verwendeten Messungen aussagekräftige Ergebnisse hervorbringt.

8.2 Diskussion der Ergebnisse

8.2.1 Veränderungen der Approximalkontakte in der Echtzahngruppe und der Kunststoffzahngruppe

Insgesamt wurden 364 proximale Flächen an Echtzähnen und 120 Kunststoffzahnflächen untersucht.

Da die Differenzen des Approximalkontaktes zwischen Test- und Referenzzähnen in der originalen Erfassung sowohl positive als auch negative Werte aufwiesen, mussten diese zur Beurteilung der Genauigkeit der Rekonstruktion in absolute Werte umgewandelt werden. Die positiven und negativen Werte sind damit zu erklären, dass es bei der Separation der Gipszähne durch das Brechen zu einer Reduktion oder Addition der Oberflächen der benachbarten Zähne kommt.

Die größte klinische Bedeutung hat die Abweichung des X-Wertes, da dieser direkten Einfluss auf die spätere Therapie nimmt, zum Beispiel bei der Bestimmung des Bedarfs an proximaler Schmelzreduktion. Die Verteilung der Messwerte wurde mittels Box-Whisker-Plot in Abbildung 17 dargestellt. BREUSTEDT legte in ihrer Studie fest, dass Veränderungen des Kontaktpunktes in mesiodistaler Ausrichtung bis 0,1 mm den Kontaktpunkt korrekt darstellen. Übernimmt man diese Einschätzung, wird der

approximale Kontaktpunkt bei konventioneller Set-up-Herstellung in mesiodistaler Richtung im Median korrekt dargestellt (X-Wert: 0,08 mm) [50]. Die Ausreißer der X-Werte in der Testgruppe betragen allerdings maximal 1,6 mm, was klinisch beim Patienten zu schweren Folgen führen kann.

Vor allem bei den Z-Werten sind extreme Ausreißer zu beobachten. Diese extremen Ausreißer stammen höchstwahrscheinlich von Fehlern bei der digitalen Erfassung und der Abstandsmessung mittels GeoAnalyzer®. Durch den Sockel der separierten Gipszähne wurde die kürzeste Distanz, die als Referenz für den Kontaktpunkt galt, teilweise zu weit nach apikal verschoben. Durch das Entfernen des Sockels in GeoAnalyzer® wurde dieses Fehlerpotential deutlich verringert, sodass optisch keine Fehlregistrierungen mehr erkennbar waren. Allerdings reichte schon ein kleines nicht entferntes Teilstück aus, die Distanzmessung zu verfälschen. Normalerweise wurde dies sofort erkannt und bereinigt. Es ist hingegen nicht auszuschließen, dass einige Fehler, wie die maximalen Abweichungen der Werte in der Echtzahngruppe (X=1,6 mm, Y=2,67 mm und Z=5,55 mm) übernommen worden sind. In einem klinischen Set-up sollten Ausreißer in dieser Höhe allerdings sehr selten vorkommen, da der Zahntechniker zum Beispiel bei der Aufstellung den Kontaktpunkt nicht auf die Schmelz-Zement Grenze oder die Wurzeloberfläche legen wird.

Neben den teilweise großen Ausreißer sind zur Beurteilung der Ergebnisse der Medianwert und die Streuung zu beachten. Es kann aber natürlich nicht ausgeschlossen werden, dass auch bei einem klinischen Patienten-Set-up Ausreißer in vergleichbaren Größen vorkommen. Die Überprüfung des Set-up-Modells und der geplanten Werte zur approximalen Schmelzreduktion durch den Zahntechniker und den Behandler sollte das Fehlerpotenzial allerdings reduzieren. Der Medianwert der Abweichung für die X- Werte beträgt 0,08 mm. Der Y-Wert liegt bei 0,19 mm und der Z-Wert im Median bei 0,34 mm. Die Streuung der Werte zwischen dem 25er und dem 75er Perzentil ist bei den X-Werten am kleinsten.

		X-Wert	Y-Wert	Z-Wert
Perzentile	25er	0,03	0,09	0,16
	75er	0,16	0,37	0,65

Tabelle 13: Streuung der Echtzahngruppe

Die Werte zeigen, dass die größte Abweichung in inzisoapikaler Richtung erfolgte, wobei die mesiodistale Diskrepanz mit 0,08 mm und die Streuung der Werte deutlich kleiner ausfiel.

Mit dem Friedman-Test als Globaltest wurden signifikante Unterschiede zwischen den X-, Y- und Z-Werten festgestellt ($p = 0,000$).

Die Unterschiede bei der Rekonstruktionsgenauigkeit von X-, Y- und Z-Werten stammen wahrscheinlich von der Bearbeitungsmethodik der konventionellen Set-up Herstellung. Beim Bearbeiten der separierten Gipszähne ist die Einschätzung der mesiodistalen Distanz deutlich einfacher abzuschätzen und auf den getrennten Gipszahn zu übertragen als bei der inzisoapikalen Ausdehnung. Zusätzlich kommen, wie oben beschrieben (vgl. Kapitel 8.1.7), Probleme bei der Analyse der Zähne hinzu.

Da vor allem die mesiodistale Abweichung in der klinischen Anwendung eine entscheidende Rolle spielt, sind Diskrepanzen zwischen der tatsächlichen und der im Set-up rekonstruierten Zahnfläche in X-Richtung für die Einschätzung der Genauigkeit eines Set-up-Modells von entscheidender Bedeutung.

8.2.2 Vergleich der Kontrollgruppe aus Kunststoff mit der Testgruppe

Bei der Vergleichsgruppe aus Kunststoffzähnen mit abgestimmten Kontaktpunkten wurden bessere Ergebnisse als bei der Echtzahnguppe erzielt (Medianwerte der Differenzen zwischen Referenz- und Kunststoffzähnen $X = 0,06$ mm, $Y = 0,25$ mm und $Z = 0,21$ mm). Die maximalen Ausreißer waren bei der Kontrollgruppe geringer (Tab. 14). Die Streuung der Werte zwischen 25er und 75er Perzentil ist bei der Kontrollgruppe enger. Das 75er Perzentil liegt niedriger, Ausnahme ist der Y-Wert, hier sind die Werte in der Kontrollgruppe höher (vgl. Tabelle 1 und 2).

	X-Wert	Y-Wert	Z-Wert
Maximale Ausreißer Kontrollgruppe	0,33 mm	1,65 mm	1,06 mm
Maximale Ausreißer Testgruppe	1,6 mm	2,67 mm	5,55 mm

Tabelle 14: Vergleich der maximalen Ausreißer der Kontroll- und Testgruppe

Signifikante Unterschiede zwischen der Echtzahn- und der Vergleichsgruppe konnten bei den X- ($p = 0,001$) und den Z-Werten ($p = 0,001$) mittels des Mann-Whitney-U-Testes nachgewiesen werden. Bei X- und Z-Werten war die Rekonstruktion des approximalen Kontakts bei der Kunststoffzahnguppe besser als in der Testgruppe. Durch die aufeinander abgestimmten Kontaktpunkte und der sehr ähnlichen Morphologie der Kunststoffzähne war das Bearbeiten der separierten Gipszähne deutlich einfacher. Da die Kunststoffgingiva der frasaco®-Modelle nicht wie bei den Testzähnen fest mit der Zahnoberfläche verbunden war, konnte die Abformung die Zahnoberfläche deutlich besser erfassen. Durch die geringeren Unterschiede in der Form der Kunststoffzähne ist die geringere Streuung der Werte zu erklären. Wie in Abbildung 24 zu erkennen, waren die Interdentaldreiecke der Modelle meist offen, wodurch die Abformung einen größeren Teil der Zahnoberfläche erfassen konnte.



Abbildung 24: frasaco-Modell mit sichtbar freien interdentalen Dreiecken

Deshalb konnte bei der Separation und der Bearbeitung der Zähne optisch auf mehr Zahninformationen zurückgegriffen werden. Dadurch wurde die Modellierung der Approximalfächen erleichtert.

Nach dem Vergleich der Echtzahn- und Fracogruppe ist davon auszugehen, dass Set-up-Modelle mit abgestimmten Kontaktpunkten bessere Ergebnisse bei der Rekonstruktion erreichen und die Größe der möglichen Ausreißer deutlich kleiner ist. Patientenmodelle in der klinischen Anwendung werden demzufolge bessere Ergebnisse erzielen als die Ergebnisse der Testgruppe dieser Studie. Allerdings kommen bei diesen neue Ungenauigkeiten hinzu, wenn Restaurationen im Approximalbereich vorhanden sind.

Selbst mit den besseren anatomischen Voraussetzungen der Kunststoffmodelle ist das Rekonstruieren der Approximalflächen diffizil. Bei realen ASR-Protokollen liegen die approximalen Abtragsstärken minimal bei 0,1 mm. Die Ungenauigkeit der Rekonstruktion des Approximalkontaktes liegt deshalb auch bei der Kontrollgruppe, gerade im Hinblick auf die maximalen Ausreißer, in einem klinisch relevanten Bereich. Bei realen Patienten-Set-up-Modellen müssten die Werte zwischen der Test- und der Kontrollgruppe liegen.

8.2.3 Unterschiede der Werte nach Position im Kiefer

Die Zähne wurden in verschiedene Positionsgruppen aufgeteilt. Unterschieden wurde in eine Frontzahn-, eine Prämolaren- und eine Molarengruppe. Im Globaltest wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test die Differenzwerte für X, Y und Z bezüglich Unterschieden zwischen den Positionsgruppen untersucht. Für die X-Werte konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Für die Genauigkeit der Rekonstruktion des Kontaktpunktes in der klinisch sehr relevanten mesiodistalen Ausdehnung ist die Position im Kiefer und damit die Zahnform nicht relevant.

Für die Y- ($p=0,001$) und Z-Werte ($p=0,048$) wurden signifikante Unterschiede festgestellt. Ein paarweiser Vergleich der Positionsgruppen für die Y- und Z-Werte ergab, dass die Veränderungen des Kontaktpunktes in orovestibulärer Richtung nur bei der Frontzahngruppe einen signifikanten Unterschied zur Prämolaren- und Molarengruppe zeigen. Für die Z-Werte bestätigten sich die vorher im Globaltest festgestellten Unterschiede durch die α -Adjustierung nach Bonferroni nicht.

Die Frontzahngruppe zeigt signifikant bessere Ergebnisse bei der Rekonstruktion des Kontaktpunktes als die Prämolaren- und Molarengruppe. Dieses Ergebnis war durch die morphologischen Unterschiede am Kontaktpunkt zu erwarten. Frontzähne haben durch

ihren schmalen approximalen Aufbau einen relativ kleinen Spielraum für die orovestibuläre Lage des Kontaktpunktes. Molaren und Prämolaren bilden größere Flächen im Approximalraum aus und sind daher vor allem in der orovestibulären Ausdehnung schwieriger zu rekonstruieren (Abb. 25).

Klinisch werden diese Unterschiede keine große Relevanz aufweisen, da der X-Wert den größten Einfluss auf das spätere therapeutische Ergebnis hat.

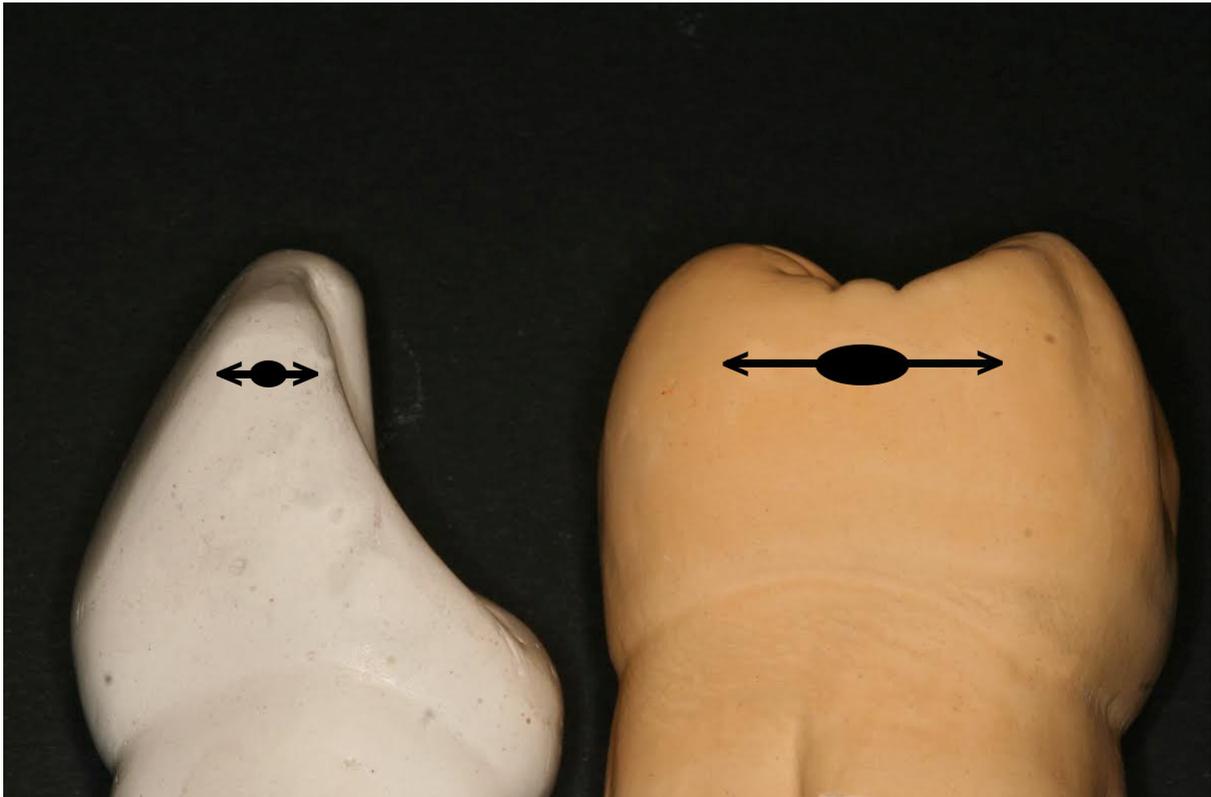


Abbildung 25: Unterschiede in der orovestibulären Ausdehnung des Kontaktpunktes zwischen einem Frontzahn und einem Molaren

8.2.4 Digital versus konventionell – Vergleich der Ergebnisse nach Herstellungsart des Set-up-Modells

Die Studie von BREUSTEDT hat den Fehler bei der Rekonstruktion approximaler Kontaktpunkte bei digital hergestellten Set-up-Modellen untersucht. Durch den identischen Versuchsaufbau [50] können die Ergebnisse gut zum Vergleich mit den Daten dieser Studie herangezogen werden.

Statistisch ergaben sich für die Veränderungen im Approximalbereich (Gesamtzahl der getesteten Zähne) bei beiden Studien ähnliche Ergebnisse. Signifikante Unterschiede wurden bei den Y- ($p=0,039$) und Z-Werten ($p=0,017$) festgestellt.

Das konventionelle Set-up weist bei den Y- und Z-Werten eine genauere Rekonstruktion auf.

Die orovestibuläre Position wurde beim konventionellen Set-up um 0,06 mm besser rekonstruiert. Die inzisoapikale Positionierung wurde um 0,07 mm präziser dargestellt.

Zusätzlich wurden die Y- und Z-Werte im Bezug auf ihre Position im Kiefer untersucht. Beide Werte ergaben nur im Bereich der Frontzähne einen signifikanten Unterschied. Auch hier war das konventionelle Set-up dem digitalen überlegen. Die Y-Werte wurden um 0,07 mm, die Z-Werte um 0,19 mm besser wiedergegeben.

Vor allem die Positionierung des Kontaktpunktes im Frontzahngebiet in inzisal-apikaler Richtung scheint für das digitale Set-up ein Problem darzustellen. Man kann feststellen, dass gerade die approximale Rekonstruktion der Frontzähne beim digitalen Set-up dem konventionell hergestellten Gipsmodell unterlegen ist.

Allerdings waren die maximalen Ausreißer gerade in der X- und Z-Richtung beim digitalen Set-up kleiner.

	X-Wert	Y-Wert	Z-Wert
Maximale Ausreißer konven. Set-up	1,6 mm	2,67 mm	5,55 mm
Maximale Ausreißer digitales Set-up	0,56 mm	3,12 mm	3,12 mm

Tabelle 15: Vergleich der maximalen Ausreißer beim konventionellen und digitalen Set-up für X-, Y- und Z-Werte

Es ist davon auszugehen, dass die hohen Werte der maximalen Abweichung auf die techniksensible manuelle Herstellung bei der konventionellen Technik zurückzuführen sind. Daraus ergibt sich, dass die maximalen Ungenauigkeiten bei der digitalen Technik kleiner ausfallen.

Die Streuungen der Werte zwischen den 25er und 75er Perzentilen sind in Tabelle 16 dargestellt.

		X-Wert	Y-Wert	Z-Wert
Perzentile konv. Set-up	25er	0,03	0,09	0,16
	75er	0,16	0,37	0,65
Perzentile digitales Set-up	25er	0,04	0,1	0,19
	75er	0,16	0,47	0,73

Tabelle 16: Vergleich der 25er und 75er Perzentile beim konventionellen und digitalen Set-up

Die Streuung der Werte des X-Wertes ist annähernd gleich. Unterschiede gibt es bei den Y- und Z-Werten. Hier ist die Streuung der Messwerte beim konventionellen Set-up kleiner.

Die Rekonstruktion des Kontaktpunktes in der klinisch relevanten mesiodistalen Richtung weist keine signifikanten Unterschiede zwischen digitalem und konventionellem Set-up auf. Ob die Abweichungen der Y- und Z-Werte einen klinischen Einfluss auf das spätere Planungs- und Behandlungsergebnis darstellen, ist fraglich.

CAMARDELLA und BARRETO bestätigen, dass ein virtuelles Set-up-Modell dem konventionellen Modell im Bereich der Genauigkeit gleichwertig ist [44, 45].

8.3 Klinische Relevanz der Ergebnisse

Set-up-Modelle stellen ein wichtiges Instrument in der kieferorthopädischen Diagnostik und Planung dar. Klinisch besonders interessant sind die Veränderungen des Kontaktpunktes in mesiodistaler Richtung, da diese Werte bei einer Modellvermessung eine entscheidende Rolle spielen. Durch approximales Beschleifen der Zähne wird die Zahnbreite verändert und die Therapieplanung kann unter Umständen anders beurteilt werden. Bei dieser Messung ist es essentiell wichtig, die korrekten Zahndimensionen zu berücksichtigen, um Engstände, Rotationen oder andere Diskrepanzen sinnvoll auflösen zu können sowie Missverhältnisse zwischen den Kiefern zu erfassen.

Gerade bei der heutzutage häufig angewandten approximalen Schmelzreduktion (ASR) ist es äußerst wichtig, die Platzverhältnisse korrekt analysiert zu haben. Die Analyse der

Daten ergab für einen medianen Rekonstruktionsfehler des Kontaktpunktes in mesiodistaler Richtung einen Wert von 0,08 mm pro Zahnfläche. Bei einer falschen Zahnbreite kann diese zu falschen ASR-Werten führen. Bei einer Schienentherapie mit Invisalign® werden klare Angaben zur ASR vorgegeben. Durch die vorliegende Studie konnte erwiesen werden, dass ASR-Anweisung mit einem Abtrag von $\pm 0,1$ mm mit den hier untersuchten Verfahren nicht sinnvoll erscheint, da das Fehlerpotenzial bei der Rekonstruktion eines Approximalbereichs durch Addition der Messungenauigkeit der benachbarten Flächen 0,16 mm beträgt. Selbst eine Abtragsstärke von 0,2 mm interdental sollte klinisch kritisch überprüft werden, um einen unnötigen Schmelzabtrag beziehungsweise Restlücken zu verhindern. Aufgrund der hohen Streuung von maximal 1,6 mm beim konventionellen Set-up und 0,56 mm beim digitalen Set-up in mesiodistaler Richtung sollten hohe Angaben zum Schmelzabtrag bei ASR-Protokollen immer durch den Behandler hinterfragt werden.

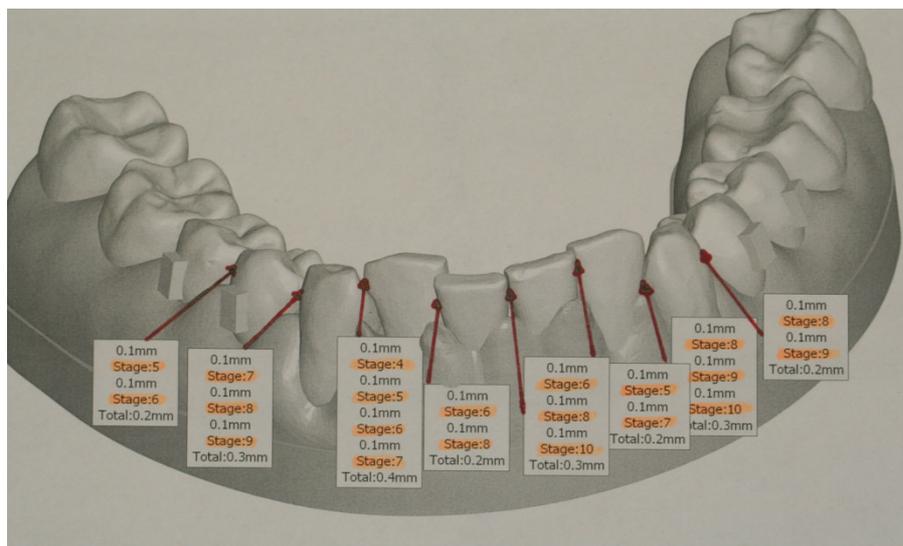


Abbildung 26: Empfehlung des Systems OrthoCAD® zur approximalen Schmelzreduktion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen deutliche Abweichungen zwischen Referenz- und Testzähnen in der Position des Kontaktpunktes. Allerdings dürften die Veränderungen in orovestibulärer und inzisoapikaler Richtung klinisch eine kleine Rolle spielen. Trotzdem sind diagnostische Fehleinschätzungen durch eine Veränderung des Kontaktpunktes gerade bei Rotationen nicht ausgeschlossen.

Der Vergleich des klassischen Set-up-Modells mit einem digitalen Set-up-Verfahren ergab, dass das konventionell hergestellte Modell bei der klinisch relevanten mesiodistalen Position der rekonstruierten Kontaktpunkte bei lückenlosen Zahnreihen keine signifikanten Unterschiede zum digitalen Modell aufwies. Das konventionelle Set-up-Modell zeigte bei den Y- und Z-Werten signifikant bessere Ergebnisse bei der Rekonstruktion der Kontaktpunkte als das digitale Pendant.

Besonders im ästhetischen Frontzahnbereich muss die Genauigkeit der Rekonstruktion der Kontaktpunkte mit den hier untersuchten Verfahren als durchaus verbesserungswürdig angesehen werden. Eine Verallgemeinerung der Ergebnisse ist allerdings schwierig, da die klinische Erfahrung des Behandlers und das technische Vermögen des Zahntechnikers Faktoren sind, die Fehler bei der Herstellung des Set-up und der daraus folgenden Diagnostik und Therapie reduzieren können. Natürlich bietet ein digitales Set-up durchaus viele Vorzüge gegenüber dem konventionellen Modell, jedoch sollte der klinische Benutzer gerade Angaben zur Zahnbreite und zur ASR kritisch beurteilen.

9 Literaturverzeichnis

1. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):554-9.
2. Beers A. Invisalign software. In: Tuncay O, editor. *The Invisalign system.* London, Berlin, Chicago: Quintessence Publishing; 2006. 55-66.
3. Beers A, Choi W, Pavlovskaia E. Computer-assisted treatment planning and analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:117-25.
4. Kesling HD. The diagnostic setup with considerations of the third dimension. *Am J Orthod.* 1956;42(10):740-8.
5. Kesling HD. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32:285-93.
6. Wells NE. Application of the positioner appliance in orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1970;58(4):351-66.
7. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31(6):297-304.

8. Elsasser WA. Some observations on the history and uses of the Kesling positioner. *Am J Orthod.* 1950 1950;36(5):368-74.
9. Yost H. The value of predetermined arch dimensions and form setups as a diagnostic aid in orthodontic treatment planning and post-treatment maintenance. *Am J Orthod.* 1948;34(6):510-9.
10. Mattos CT, Gomes AC, Ribeiro AA, Nojima LI, Nojima Mda C. The importance of the diagnostic setup in the orthodontic treatment plan. *Int J Orthod Milwaukee.* 2012;23(2):35-9.
11. Araujo TM FL, Caldas LD, Costa-Pinto RA. Preparation and evaluation of orthodontic setup. *Dental Press J Orthod.* 2012;17(3):146-65.
12. Vardimon AD. The diagnostic set-up. 1. Dentoalveolar discrepancies. *Fortschr Kieferorthop.* 1986;47(2):141-56.
13. Drescher D, Holtkamp C, Gisbertz M. Preparation of the diagnostic set-up. *Quintessenz Zahntech.* 1990;16(11):1341-51.
14. Chiappone RC. Constructing the gnathologic setup and positioner. *J Clin Orthod.* 1980;14(2):121-33.
15. Frass K. Gnathologic positioner. Setup and completion. *Dent Labor.* 1989;37(5):747-50.

16. Hernandez-Alfaro F, Guijarro-Martinez R, Peiro-Guijarro MA. Surgery first in orthognathic surgery: what have we learned? A comprehensive workflow based on 45 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2014;72(2):376-90.
17. Cain KK, Rugh JD, Hatch JP, Hurst CL. Readiness for orthognathic surgery: a survey of practitioner opinion. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 2002;17(1):7-11.
18. Farronato G, Giannini L, Galbiati G, Pisani L, Mortellaro C, Maspero C. Verification of the reliability of the three-dimensional virtual presurgical orthodontic diagnostic protocol. *J Craniofac Surg.* 2014;25(6):2013-6.
19. Im J, Kang SH, Lee JY, Kim MK, Kim JH. Surgery-first approach using a three-dimensional virtual setup and surgical simulation for skeletal Class III correction. *Korean J Orthod.* 2014;44(6):330-41.
20. Hoffman BD. Indirect bonding with a diagnostic setup. *J Clin Orthod.* 1988;22(8):509-11.
21. Kihara T, Tanimoto K, Michida M, Yoshimi Y, Nagasaki T, Murayama T, et al. Construction of orthodontic setup models on a computer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(6):806-13.
22. Lee RJ, Pham J, Weissheimer A, Tong H. Generating an Ideal Virtual Setup with Three-Dimensional Crowns and Roots. *J Clin Orthod.* 2015;49(11):696-700.

23. Stamm T, Hohoff A, Ehmer U. A subjective comparison of two lingual bracket systems. *Eur J Orthod.* 2005;27(4):420-6.
24. Wiechmann D. A new bracket system for lingual orthodontic treatment. Part 1: Theoretical background and development. *J Orofac Orthop.* 2002;63(3):234-45.
25. Wiechmann D, Rummel V, Thalheim A, Simon J, Wiechmann L. Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(5):593-9.
26. Pauls AH. Therapeutic accuracy of individualized brackets in lingual orthodontics. *J Orofac Orthop.* 2010;71(5):348-61.
27. Grauer D, Proffit WR. Accuracy in tooth positioning with a fully customized lingual orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):433-43.
28. Melkos A. Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign((R)) method. *Med Sci Monit.* 2005;11(5):39-42.
29. Vlaskalic V, Boyd R. Clinical evolution of the Invisalign appliance. *J Calif Dent Assoc.* 2002;30(10):769-76.
30. Boyd R. Surgical-orthodontic treatment of two skeletal Class III patients with Invisalign and fixed appliances. *J Clin Orthod.* 2005;39(4):245-58.

31. Boyd RL. Complex orthodontic treatment using a new protocol for the Invisalign appliance. *J Clin Orthod.* 2007;41(9):525-47.
32. Boyd RL. Esthetic orthodontic treatment using the invisalign appliance for moderate to complex malocclusions. *J Dent Educ.* 2008;72(8):948-67.
33. Miller R, 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 1:143-9.
34. Phan X, Ling PH. Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc.* 2007;73(3):263-6.
35. Bishop A, Womack W, Derakhshan M. An esthetic and removable orthodontic treatment option for patients: Invisalign. *Dent Assist.* 2002;71(5):14-7.
36. Müller-Hartwich R, Präger T, Jost-Brinkmann P-G. SureSmile - CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires. *Int J Comput Dent.* 2007;10(1):53-62.
37. Müller-Hartwich R, Präger T, Jost-Brinkmann P-G. Orthodontic CAD/CAM system for treatment planning, appliance design and wire bending. *Int J CARS.* 2007;2 suppl 1:522-3.
38. Sachdeva R. Sure-Smile: technology-driven solution for orthodontics. *Tex Dent J.* 2002;119(7):608-15.

39. Brown MW, Koroluk L, Ko CC, Zhang K, Chen M, Nguyen T. Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(6):1067-74.
40. Janakiraman N, Feinberg M, Vishwanath M, Nalaka Jayaratne YS, Steinbacher DM, Nanda R, et al. Integration of 3-dimensional surgical and orthodontic technologies with orthognathic "surgery-first" approach in the management of unilateral condylar hyperplasia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(6):1054-66.
41. Wichelhaus A. Kieferorthopädie - Therapie Band 1: Grundlegende Behandlungskonzepte. 1st ed. Wolf HF, editor: Stuttgart: Thieme; 2012.
42. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik Band 1. Berlin: Quintessenz; 1999:11.
43. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2011;14(1):1-16.
44. Barreto MS, Faber J, Vogel CJ, Araujo TM. Reliability of digital orthodontic setups. *Angle Orthod.* 2016;86(2):255-9.
45. Camardella LT, Rothier EK, Vilella OV, Ongkosuwito EM, Breuning KH. Virtual setup: application in orthodontic practice. *J Orofac Orthop.* 2016;77(6):409-19.

46. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod.* 2003;73(3):301-6.
47. Gonzalez Guzman JF, Teramoto Ohara A. Evaluation of three-dimensional printed virtual setups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;155(2):288-95.
48. Im J, Cha JY, Lee KJ, Yu HS, Hwang CJ. Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(4):434-42.
49. Fabels LN, Nijkamp PG. Interexaminer and intraexaminer reliabilities of 3-dimensional orthodontic digital setups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146(6):806-11.
50. Breustedt A. Präzision der softwarebasierten Kontaktpunktmodellierung bei der SureSmile-Technik. Dissertation. Berlin: Charité-Universitätsmedizin Berlin; 2013.
51. Sachdeva R. SureSmile technology in a patient-centered orthodontic practice. *J Clin Orthod.* 2001;35(4):245-53.
52. Pfeiffer J. Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *Int J Comput Dent.* 1999;2(1):65-72.
53. Klingbeil W. Genauigkeit des OraScanners am Gebissmodell im SureSmile-Verfahren. Dissertation. Kiel: Christian-Albrecht-Universität zu Kiel; 2006.

54. Silli SM SE. Individuelle ideale Bracketplatzierung mithilfe von computergestütztem virtuellem Setup und Roboter. Inf Orthod Kieferorthop. 2000;32(03):247-56.
55. OraMetrix. SureSmile User Manual, Volume 2 - Clinical Reference Manual. Richardson, TX, USA: OraMetrix Release 5.2;2006:11-20.
56. Gomez-Polo M, Celemin A, del Rio J, Sanchez A. Influence of technique and pouring time on dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impressions. Int J Prosthodont. 2012;25(4):353-6.
57. Jost-Brinkmann P-G. Ein Schritt zur erfolgreichen Lingualbehandlung. Labortechnische Arbeitsschritte beim indirekten Kleben. Quintessenz Zahntech. 2000;26:151-60.
58. 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(4):619-25.
59. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart: Thieme; 2005:303-323.
60. Wolf H, Rateitschak KH. Farbatlanten der Zahnmedizin: Parodontologie. Stuttgart: Thieme; 2004:8-9.

61. Faria AC, Rodrigues RC, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Braz Oral Res.* 2008;22(4):293-8.
62. Garg S, Kumar S, Jain S, Aggarwal R, Choudhary S, Reddy NK. Comparison of Dimensional Accuracy of Stone Models Fabricated by Three Different Impression Techniques Using Two Brands of Polyvinyl Siloxane Impression Materials. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20(8):928-34.
63. Mah J, Sachdeva R. Computer-assisted orthodontic treatment: the SureSmile process. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(1):85-7.
64. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1461-71.
65. Hategan SI, Ionel TF, Goguta L, Gavrilovici A, Negrutiu ML, Jivanescu A. Powder and powder-free intra-oral scanners: digital impression accuracy. *Prim Dent J Summer.* 2018;7(2):40-3.
66. Mah J, Bumann A. Technology to create the three-dimensional patient record. *Semin Orthod.* 2001;7(4):251-7.
67. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.

68. Schubert K, Halbich T, Jost-Brinkmann P-G, Müller-Hartwich R. Precision of indirect bonding of lingual brackets using the Quick Modul System (QMS)®. *J Orofac Orthop.* 2013;74(1):6-17.
69. Grauer D, Cevidane LH, Tyndall D, Styner MA, Flood PM, Proffit WR. Registration of orthodontic digital models. *Craniofac Growth Ser.* 2011;48:377-91.
70. Czarnik S. The Relationship Between the Amount of Orthodontic Tooth Movement and the Effectiveness of Computer Assisted Treatment. Minnesota: University of Minnesota; 2017.
71. Brauner M. Einfluss der Zahnstellung und zweier Scanmethoden auf die Genauigkeit eines intraoralen Scanners in vitro. Berlin: Charité-Universitätsmedizin Berlin; 2015.

10 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Christian Butzeck, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Genauigkeit der Rekonstruktion des approximalen Kontaktpunktes bei konventionellen Set-up-Modellen“ 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/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

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

Datum

Unterschrift

11 Lebenslauf

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

12 Danksagung

Ich danke meiner Familie für die große Unterstützung und fortwährende Hilfe bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Herzlichen Dank an meine Betreuer, vor allem Herrn Professor Dr. Jost-Brinkmann und Herrn Dr. Ralf Müller-Hartwich.