

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND
KIEFERHEILKUNDE DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG

Geschäftsführender Direktor Prof. Dr. Dr. Neff

Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre, Lehrbereich Propädeutik

Direktor: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

**Untersuchung zur Genauigkeit von scanbaren
Bissnahmematerialien bei Verwendung
mit dem CEREC 3D-System**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

von

Konstantin Gubitz

aus Coburg

Marburg 2011

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am 30.08.2011

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Matthias Rothmund

Referent: Prof. Dr. Michael Gente

1. Korreferent: Prof. Dr. Klaus Lehmann

Meinen Großeltern
Elfriede Gubitz und Dr.med. Achim Gubitz †
gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--|----------|
| 1. Einleitung und Problemstellung | 1 |
| 1.1 Historische Entwicklung | 1 |
| 1.2 Aktueller Wissensstand | 2 |
| 1.3 Fragestellung und Zielsetzung | 3 |
| 2. Literaturübersicht und theoretische Grundlagen | 4 |
| 2.1 Notwendigkeit der Bissregistrierung | 4 |
| 2.2 Indikationen zur Verwendung eines Bissregistrats beim bezahlten Patienten | 5 |
| 2.3 Indikation des Bissregistrats im <i>Cerec 3D</i> -System | 6 |
| 2.4 Anforderungen an Bissregistriermaterialien | 7 |
| 2.5 Gegenwärtig gebräuchliche Bissregistriermaterialien | 8 |
| 2.5.1 Wachs | 8 |
| 2.5.2 Kunststoff | 10 |
| 2.5.3 Gips | 12 |
| 2.5.4 Thermoplastische Kompositionsabformmassen | 13 |
| 2.5.5 Polyether | 14 |
| 2.5.6 Silikone | 16 |
| 2.5.6.1 Additionsvernetzende Silikone | 17 |
| 2.5.6.2 Werkstoffkundliche Eigenschaften | 19 |
| 2.5.6.2.1 Fließverhalten | 19 |
| 2.5.6.2.2 Anmischen – Verarbeitungszeit | 19 |
| 2.5.6.2.3 Rückstellvermögen | 20 |
| 2.5.6.2.4 Volumeneffekte | 22 |
| 2.5.6.2.5 Scanbarkeit | 23 |
| 2.6 Methoden zur Untersuchung von Bissregistriermaterialien | 25 |

| | |
|--|-----------|
| 2.7 Notwendigkeit der Entwicklung eines weiteren Prüfverfahrens speziell für scanbare Bissregistriermaterialien | 27 |
| 2.8 Das Cerec-System | 28 |
| 2.8.1 Aktive Triangulation | 30 |
| 2.8.2 Scanspray / Puder | 31 |
| 2.8.3 Scannen von Gipsmodellen | 33 |
| 3. Zielsetzung | 35 |
| 4. Material und Methoden | 36 |
| 4.1 Versuchsvorbereitung | 36 |
| 4.2 Montage der Patientenmodelle | 38 |
| 4.3 Abformung der Modelle und Herstellung der Laboranaloge | 40 |
| 4.4 Konstruktion einer Justierhilfe für die Cerec-Kamera | 41 |
| 4.5 Vermessung der Kaufläche | 42 |
| 4.5.1 Mechanische Vermessung | 43 |
| 4.5.1.1 Justierung vor Vermessung | 43 |
| 4.5.1.2 Vermessung der Referenzwerte | 45 |
| 4.5.1.3 Formelerläuterung des mathematischen Korrekturwerts | 47 |
| 4.5.1.4 Formelerläuterung zur Umrechnung der Cerec-Messwerte | 49 |
| 4.5.2 Optische Vermessung | 50 |
| 4.6 Registratherstellung | 50 |
| 4.7 Vermessung der Registrare | 53 |
| 4.7.1 Messung des beschnittenen Registrars | 53 |
| 4.7.2 Messung des beschnittenen Registrars auf einem Gipsmodell | 57 |
| 4.8 Beschreibung der Einzelversuche | 60 |
| 4.8.1 Versuch 1 | 60 |
| 4.8.2 Versuch 2 | 60 |
| 4.8.3 Versuch 3 | 61 |
| 4.8.4 Versuch 4 | 61 |
| 4.9 Angewandte statistische Methoden | 62 |
| 4.9.1 Arithmetischer Mittelwert | 62 |

| | |
|---|-----------|
| 4.9.2 Standardabweichung | 62 |
| 4.9.3 Vorzeichentest nach Dixon und Mood | 63 |
| 4.9.4 Paar-Differenz-Test nach Wilcoxon | 63 |
| 4.9.5 U-Test nach Wilcoxon, Mann und Whitney | 63 |
| 5. Ergebnisse | 64 |
| 5.1 Versuch 1 | 64 |
| 5.2 Versuch 2 | 67 |
| 5.3 Versuch 3 | 70 |
| 5.4 Versuch 4 | 73 |
| 6. Diskussion | 76 |
| 6.1 Methodenkritik | 76 |
| 6.1.1 Temperatur | 76 |
| 6.1.2 Probenherstellung | 76 |
| 6.1.3 Art der verwendeten Registriermaterialien | 76 |
| 6.1.4 Versuchsaufbau und Messmethodik | 77 |
| 6.1.5 Genauigkeit der Kamera | 78 |
| 6.2 Diskussion der Ergebnisse | 78 |
| 6.2.1 Zu Versuch1 | 78 |
| 6.2.1.1 Entstehender Fehler bei chairside-Verwendung | 78 |
| 6.2.1.2 Entstehender Fehler bei labside-Verwendung | 80 |
| 6.2.1.2.1 Die Abformung | 81 |
| 6.2.1.2.2 Das Modell | 81 |
| 6.2.1.2.3 Die Modellmontage/Reposition des Registrats | 82 |
| 6.2.2 Zu Versuch 2 und 3 | 83 |
| 6.2.3 Zu Versuch 4 | 83 |
| 6.3 Schlussfolgerung für die klinische Anwendung | 84 |

| | |
|--|-----|
| 7. Zusammenfassung | 86 |
| 7.1 Zusammenfassung Abstract | 86 |
| 7.2 Summary | 87 |
| 8. Materialverzeichnis | 88 |
| 9. Literaturverzeichnis | 92 |
| 10. Danksagung | 105 |
| 11. Lebenslauf | 106 |
| 12. Verzeichnis akademischer Lehrer | 108 |
| 13. Ehrenwörtliche Erklärung | 109 |
| 14. Anhang | 110 |
| 14.1 Messwertprotokolle | 113 |
| 14.1.1 Versuch 1 | 113 |
| 14.1.2 Versuch 2 | 118 |
| 14.1.3 Versuch 3 | 119 |
| 14.1.4 Versuch 4 | 121 |

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

| | |
|---------------------------|---|
| %lin | lineare Ausdehnung |
| Δl | Längenänderung |
| °C | Grad Celsius |
| μm | Mikrometer |
| Abb. | Abbildung |
| AG | Aktiengesellschaft |
| A-Silikon | Additionsvernetzendes Silikon |
| bzw. | beziehungsweise |
| CaCO_3 | Calciumcarbonat |
| CAD/CAM | Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing |
| CaSO_4 | Calciumsulfat |
| Cerec | Ceramic Reconstruction, Sirona GmbH |
| $-\text{CH}_3$ | Alkyl-Gruppe |
| cm | Zentimeter |
| d.h. | das heißt |
| DIN | Deutsches Institut für Normung |
| Fe_2O_3 | Eisenoxid |
| Gew. % | Gewichtsprozent |
| GmbH | Gesellschaft mit begrenzter Haftung |
| H | Wasserstoff |
| H_2O | Wasser |
| H_2PtCl_6 | Hexachloroplatinum (IV) Säure-Hydrat |
| Inc. | Incorporation |
| inEos | Produkteigename, Sirona GmbH |
| inLab | Produkteigename, Sirona GmbH |
| K_2SO_4 | Kaliumsulfat |

| | |
|------------------|-----------------------------------|
| KG | Kommanditgesellschaft |
| K-Silikon | Kondensationsvernetzendes Silikon |
| l_0 | Ausgangslänge |
| MgO | Magnesiumoxid |
| mm | Millimeter |
| NEM | Nicht-Edelmetall |
| nm | Nanometer |
| O | Sauerstoff |
| -OH | Hydroxy-Gruppe |
| p | Signifikanzniveau |
| PEMA | Polyethylmethacrylat |
| PMMA | Polymethylmethacrylat |
| Si | Silizium |
| SiO ₂ | Siliziumdioxid |
| Tab. | Tabelle |
| TiO ₂ | Titandioxid |
| z.B. | zum Beispiel |
| ZrO ₂ | Zirkonoxid |
| ε | Elastische Deformation |

1. Einleitung

1.1. Historische Entwicklung

Lange Zeit kamen in der Zahnheilkunde zur dauerhaften Therapie großflächiger Zahndefekte im Seitenzahnbereich nur die Versorgung mit Vollgußkronen oder keramisch verblendeter Metallkronen in Frage. Kleinere Defekte konnten minimalinvasiv nur durch plastische Füllungsmaterialien mit Zementen oder Amalgamen versorgt werden. Erst seit einigen Jahren besteht die Möglichkeit der direkten Füllungstherapie im Seitenzahnbereich mit zahnfarbenen Kunststoffen. Durch den Zusatz keramischer Füllpartikel konnte die Schrumpfungstendenz herabgesetzt sowie die Abrasionsfestigkeit dieses Werkstoffs gesteigert werden. Durch die Tendenz zum Quellen und damit zur Randundichtigkeit, sowie die mangelnde Abrasionsfestigkeit ist die Lebensdauer solcher Füllungen jedoch stark eingeschränkt

Wünschten Patienten langlebigere hochwertigere Versorgung von solcher Defekte, so erforderte dies die Herstellung indirekter Füllungen in Form von Inlays oder Teilkronen, zunächst aus hochgoldhaltigen Legierungen, später auch aus Siliziumdioxid-Keramiken.

Die nach Exkavation und Präparation des Zahnes erforderlichen Arbeitsschritte wie Abformung und provisorische Defektversorgung durch den Zahnarzt sowie anschließende Modellherstellung und Anfertigung des Zahnersatzes durch den Zahntechniker sind zeit- und kostenintensive Maßnahmen, die das mehrmalige Erscheinen des Patienten zur Behandlung erforderlich machen.

Die Idee der direkten Herstellung ästhetischer und langlebiger Restaurationen direkt am Behandlungsstuhl beschäftigte daher die Zahnmedizin schon lange.

1.2 Aktueller Wissensstand

Ab 1980 entwickelten *Mörmann et al.* an der Universität Zürich ein computerunterstütztes Verfahren zur direkten Herstellung maßangefertigter gefräster Keramikrestorationen, genannt *CEREC*[®] (**CE**ramic **RE**Construction).

Dabei wird nach Präparation des Zahns mit einer Messkamera intraoral eine dreidimensionale Aufnahme angefertigt. Am Computer erfolgt anschließend die Konstruktion der passgenauen Versorgung. Binnen weniger Minuten wird danach aus einem Keramikblock in einer Schleifeinheit die Restauration herausgefräst. Nach Feinkorrekturen durch den Zahnarzt ist der Zahnersatz unmittelbar am Patienten eingliederbar, die Befestigung erfolgt mittels Adhäsivtechnik.

Im September 1985 erfolgte die erste Patienten-Behandlung, 1987 die Markteinführung des *CEREC*[®] 1 durch die Siemens AG, mit der zunächst nur die Versorgung ein- und zweiflächiger Defekte möglich war.

Seit 1997 ist hiermit auch die Herstellung von Einzelzahnrestorationen im Sinne einer Vollkeramikkrone möglich. Die aktuelle Version der *Cerec*[®]-Technologie, *Cerec 3D*[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim), erlaubt zusammen mit der Entwicklung neuester Hochleistungskeramiken mittlerweile umfangreiche Versorgungen. Neben der Inlay-, Teilkronen- und Einzelkronenversorgung ist auch die Herstellung von Brücken und Verblendschalen möglich. Auch die zahntechnische Anwendbarkeit, wie die Gerüstherstellung für weitspannige Brückenkonstruktionen aus Vollkeramik, die anschließend vom Zahntechniker mit Schichtkeramik herkömmlich per Hand aufgebaut und individualisiert werden, lässt die CAD/CAM-Technik (**Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing**) in der Dentalbranche stetig wachsen.

In schwierigen Situationen, wie beispielsweise sehr tiefliegenden Defektgrenzen, die der korrekten intraoralen Erfassung mittels Kamera schwer zugänglich sind, ist es möglich weiterhin mittels herkömmlicher Abformung, Modellherstellung und anschließender Digitalisierung korrekte passgenaue Restorationen zu schaffen.

Diese Zunahme der Indikationsbreite der CAD/CAM-Technik lässt für den Anwender auch das Bedürfnis nach passenden Verbrauchsmaterialien aufkommen, die optisch „lesbar“ sind.

Entsprechende Modifikationen bestehender Materialien beziehungsweise komplette Neuentwicklungen sind mittlerweile bei allen großen Dentalherstellern zu finden.

Von Scansprays zur optischen Konditionierung der Zahnoberflächen, scanbarer Abform- und Bissnahmematerialien, scanbarer Dentalgipse, -wachse und anderer Modellmaterialien (Silikone/Kunststoffe) bis zu den beschleifbaren Keramikblöcken indikationsabhängiger Zusammensetzung und verschiedenster Farben reicht inzwischen die Produktvielfalt.

1.3 Fragestellung und Zielsetzung

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der Genauigkeit, mit der die Daten einer Bissnahme aus scanbarem Bissnahmematerial in das *Cerec 3D*[®]-System übertragen werden.

Es soll festgestellt werden, ob die Arbeitstechnik und/oder das verwendete Registriermaterial einen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit hat.

2. Literaturübersicht und theoretische Grundlagen

Im Jahr 1756 berichtet Philip Pfaff, Zahnarzt Friedrich des Großen, erstmalig über eine Bissnahme [Pfaff 1756]. Diese Methode des Quetschbisses mit Wachs blieb in den folgenden 100 Jahren die gebräuchliche Methode zur Registrierung der Relation von Ober- zu Unterkiefer. Christensen beschrieb 1905 als Weiterentwicklung die Verwendung von „*impression wax*“. 1910 wurde dann erstmalig eine zweizeitige Methode von Greene beschrieben. Er korrigierte eine Kompositionsmasse mit Gips [Myers 1982].

Allen derart hergestellten Bissregistraten ist gemein, dass sie instabil sind und leicht brechen. Zur Unterstützung der zeichnenden Materialien wurden Bissregistrierträger entwickelt. Bis zur zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurden neben Wachs vornehmlich Kompositionsmassen, Zinkoxid-Eugenol-Pasten und Gipse verwendet [Godau 2005].

Nach Entwicklung der kondensationsvernetzenden Silikone 1955 und der Polyether 1964 als Abformmassen versuchte man auch deren Einsatz als Bissregistriermaterial. Doch erst im Jahr 1975 ist mit Weiterentwicklung zu den additionsvernetzenden Silikonen eine ausreichende Haltbarkeit gegeben, die den Gebrauch zur interokklusalen Registrierung ermöglicht. [Wöstmann 1992].

2.1 Notwendigkeit der Bissregistrierung

Bei der Herstellung von indirekt gefertigtem Zahnersatz hat der Einsatz von Bissregistriermaterialien bei prothetischen oder konservierenden Arbeiten (Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Teilkronen, etc.) eine große Bedeutung im zahnärztlichen Alltag. Oftmals ist eine eindeutige patientenbezügliche Modellzuordnung im Artikulator nicht ohne weiteres möglich. Dann kann nur mit Hilfe eines im Patientenmund gewonnenen Registrats die exakte Simulation der Relation von Oberkiefer- zu Unterkieferbezahnung im Labor gelingen, die letztlich erst die korrekte okklusale Gestaltung von Zahnersatz ermöglicht. Dies minimiert wiederum den Zeitbedarf für Korrekturen am Patienten, da so aufwendige Nachbesserungsarbeiten, wie Einschleifen der Okklusion, minimiert werden können [Freilich et al. 1992].

2.2 Indikation zur Verwendung eines Bissregistrats beim bezahnten Patienten

Wenn mindestens drei möglichst weit auseinanderliegende Zahn-zu-Zahn-Kontakte vorliegen, die horizontal ausreichend stabil sind, kann das Unterkiefer-Modell *ohne* Bissregistrator zum Oberkiefer-Modell montiert werden. Dies wird als *Hand-Artikulation* bezeichnet.

Dies ist oftmals der Fall, wenn nur wenige Zähne restauriert werden, und die Kiefer eine größtenteils intakte Dentition aufweisen. Der Verzicht auf ein Registrator ist dann wirtschaftlich und reduziert den Einbau eines Fehlers [Freilich et al. 1992].

Bei vielen Patienten liegt jedoch vor der zahnärztlichen Behandlung eine schlechte Verzahnung vor. Die mangelnde Stabilität der Kiefer zueinander in der Horizontal- und Vertikalebene ist das Ergebnis von Zahnverlust oder von durch Abrasion oder Attrition abgenutzten Kauflächen. In solchen Situationen können die Modelle ohne Bissregistrator nicht korrekt zueinander montiert werden. Hierbei werden zwei Ausgangssituationen unterschieden:

1.) Eine tripodische Abstützung durch die Restbezzahnung ist gewährleistet. Eine mangelnde Verzahnung durch die abradierte Okklusalmorphologie definiert jedoch die Modellzuordnung in der Horizontalebene nicht eindeutig.

Die entsprechenden Modelle lassen sich ohne Registrator in der Horizontalebene rotieren und verschieben. Zur Bissregistrierung werden Elastomere wie Vinylpolysiloxane oder Polyether als Segment- oder Vollzahnbogenregistrator empfohlen [Balthazar-Hart et al. 1981], [Fattore et al 1984]. Sie sind präzise, lagerungsstabil und vor der Polymerisation weich genug, um den Patienten in die maximale Interkuspidation zu führen, ohne dass die Mandibula iatrogen ausgelenkt wird. Das Registrator hat hier nach dem Zurückschneiden auf die Impressionen der Kauflächen die Funktion der horizontalen Stabilisierung der verbliebenen Zahn-zu-Zahn-Kontakte in Schlussbisslage [Mullick et al. 1981], [Lassila 1986], [Balthazar-Hart 1981], [Fattore et al. 1984].

Aber auch nichtresiliente Materialien wie Wachs, Kunststoff, Pasten oder Gips können in Form von Segmentregistraten verwendet werden, jedoch nur zwischen präparierten

Zähnen und antagonistischer Bezahnung oder bei unbeschleunigten Zähnen ohne okklusale Beziehung. Bei Verwendung zwischen okkludierenden antagonistischen Zähnen kommt es zu unerwünschter Bisshebung und transversaler Verschiebung der Mandibulaposition [Millstein et al. 1973].

2.) Eine ausreichend weit auseinanderliegende tripodische Abstützung ist durch die Zahn-zu-Zahn-Kontaktsituation *nicht* mehr gegeben. Die entsprechenden Modelle kippen oder schaukeln aufeinander. Durch das Registrat soll eine tripodische Abstützung zur sicheren Montage der Modelle erreicht werden [Freilich et al. 1992].

Für den Fall des beschleunigten Zahns, der nach okklusalen Präparation keinen Kontakt mehr zu seinem Antagonisten aufweist, benötigt man ein Material, das beim Registrieren weich ist und vor dem Abnehmen steif wird. In der Literatur werden für solche Fälle unterschiedliche Materialien genannt, die teilweise untereinander kombiniert werden. Es werden sowohl Wachs, Kunststoffe, eugenolhaltige Zinkoxidpasten, eugenolfreie Zinkoxidpasten und Abdruckgips empfohlen [Lassila und McCabe 1985], [Lassila 1986], [Postol 1982].

Materialauswahl und deren Kombination miteinander sind von der klinischen Situation und den Vorlieben des Behandlers abhängig. Studien haben ergeben, dass keines der genannten Materialien absolute Genauigkeit aufweist, und auch die Dimensionsstabilität über längere Zeit nicht gewährleistet ist [Balthazar-Hart et al. 1981], [Fattore et al. 1984], [Müller et al. 1990 c], [Millstein et al. 1973], [Chun et al. 2009].

2.3 Indikation des Bissregistrats im Cerec 3D-System

Bei der Einzelzahnversorgung, die nach wie vor die Hauptindikation zur Nutzung des *Cerec 3D*[®]-Systems (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) darstellt, ist die Registrierung des antagonistischen Zahnreliefs in Schlussbisslage ein wichtiger Arbeitsschritt, um der *Cerec*[®]-Software die Konstruktion eines okklusal korrekt gestalteten Zahnersatzes zu ermöglichen [Fritzsche 2007]. Das Registrat ersetzt hierbei die bei laborgefertigtem Zahnersatz nötige Gegenkieferabformung. Es stellt neben der Morphologie der Nachbarzähne wie auch der Informationen einer umfangreichen

Zahndatenbank die Grundlage zur Konstruktion des Zahnersatzes dar. Alternativ ist es möglich die antagonistischen Kauflächen direkt optisch abzuformen, jedoch ist anschließend eine durch den Behandler manuell durchzuführende Zuordnung der Kauflächen zueinander nötig [Richter und Mörmann 2001]. Seit der *Cerec*[®]-Software-Version 3.80 ist es möglich über einen Bukkalscan der geschlossenen Zahnreihen die Bissituation des Patienten ohne Registrat auf die virtuelle Modellsituation zu übertragen [Müller 2010]. Unterbleiben Registratscan oder optische Abformung der Gegenbezahnung, reduziert sich die Konstruktionsgrundlage auf die bei der optischen Abdrucknahme des präparierten Zahnes erfassten Okklusalfächen der Nachbarzähne, sowie die Informationen der Zahndatenbank.

Daraus resultieren meist umfangreiche Einschleifmaßnahmen am Patienten oder Zahnersatz in Infraokklusion.

2.4 Anforderungen an Bissregistriermaterialien

Die Verwendung von leicht verarbeitbaren Materialien auf Polysiloxan- oder Polyetherbasis hat den Einsatz von Gips, Wachs, Kunststoff und Zinkoxid-Eugenol-Pasten mittlerweile weitgehend verdrängt. Die hierzu benutzten Materialien müssen mehrere Anforderungen erfüllen:

Die *Verarbeitungszeit* muss ausreichend lang bemessen sein, um dem Zahnarzt die Manipulation des Unterkiefers in die gewünschte Position zu erlauben. Außerdem darf sie den Patienten nicht unnötig belasten, indem sie ihn zu langandauernder Reglosigkeit verpflichtet, bis die Abbindereaktion beendet ist.

Als weiteres Kriterium sei die *Einbringkonsistenz* der Massen genannt. Nach dem Aufbringen des Materials auf die Zahnreihen muss es ausreichend standfest sein und darf nicht von den zu registrierenden Oberflächen herablaufen; gleichzeitig darf es dem Kieferschluss kein künstliches Hindernis entgegensetzen, so dass eine leichte Fließfähigkeit unter mechanischer Belastung, ein thixotropes Verhalten, gegeben sein muss.

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt ist die *Endhärte*. Die Bissregistriermaterialien sollten nach dem Abbinden möglichst starr sein, um Ungenauigkeiten beim

Einartikulieren durch ein Federn der aufeinandergesetzten Modelle zu verhindern. Dabei darf es aber nicht zu spröde sein, da ansonsten die Verarbeitbarkeit eingeschränkt wäre.

Als einer der wichtigsten Punkte ist eine hohe *Wiedergabegenauigkeit* des Höcker-Fissurenreliefs von den Materialien gefordert, um eine präzise Modellzuordnung zu ermöglichen. Gleichzeitig wünscht man sich aber auch eine gewisse Unschärfe in der Abbildung kleinster Details wie Parafissuren oder scharfer Kanten, da sie über den gesamten Entstehungsprozess des Zahnersatzes wie anfänglich Abformung und die Modellherstellung bzw. -bearbeitung unbeabsichtigt kleinste Abweichungen erfahren, die dann die Verwendung des Registrats erschweren.

Des Weiteren ist ein einfaches *Handling* bezüglich des Anmischens und Applizierens der Registratmasse wünschenswert.

Die Gewährleistung einer ausreichenden *Dimensionsbeständigkeit* ist insbesondere bei laborgefertigtem Zahnersatz unabdingbar, da zwischen Registratnahme und Modellmontage oftmals mehrere Stunden vergehen.

Zum Schutz vor Übertragung von Infektionskrankheiten müssen Bissregistriermaterialien *desinfizierbar* sein.

Die *Ungiftigkeit*, sowie ein niedriges *allergenes Potenzial* aller enthaltenden Materialbestandteile, sind unabdingbare grundsätzliche Anforderungen an Bissregistriermaterialien [Michalakakis et al. 2004 a], [Nave 2000)], [Meintrup 2002].

2.5 Gegenwärtig gebräuchliche Bissregistriermaterialien

2.5.1 Wachs

Wachse sind eine Stoffgruppe gleicher physikalisch-technischer Eigenschaften, die aber sowohl tierischen, pflanzlichen oder mineralischen Ursprungs sein können, und damit auch verschiedene chemische Strukturen aufweisen. Wachse sind *reversibel plastisch*.

Echte Wachse sind im chemischen Sinne Ester höherwertiger Alkohole mit höheren Carbonsäuren; wachsähnliche Substanzen sind Paraffine, Japantalg und synthetische Produkte. Für die dentale Anwendung werden Wachsgemische hergestellt.

Die transparenten bis opaken Wachse sind bei niedriger Temperatur fest und hart und gehen bei Temperaturerhöhung über eine plastische Phase in eine meist klare, niedrigvisköse Schmelze über. Sie sind ausgesprochen reaktionsträge und verbrennen meist rückstandsfrei.

Die einzelnen Wachse unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Härte und ihrer Plastifizierungs- und Schmelztemperaturbereiche. Auch unterhalb ihrer jeweiligen Plastifizierungstemperatur erfahren sie schon unter geringer Belastung eine Formveränderung (*Fließen, Flow*).

Die dauerhafte Formtreue ist aufgrund ihrer Neigung zur Erstarrungs- und Abkühlungskontraktion nicht gegeben [Meiners und Lehmann 1998], [Freilich et al. 1992].

Bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz kommen bei eindeutig durch die Restbezaehlung vorgegebener Interkuspitation im störungsfreien orofazialen System Wachse wie *Aluwax*[®] (Aluwax dental products co., Michigan, USA) oder *Beauty Pink wax*[®] (Miltex Inc., York, USA) in Plattenform zum Einsatz. Sie müssen vor der Registrierung im Wasserbad bei 32-46°C beziehungsweise bei 50-60°C erwärmt werden.

Die Methodik dieses Durchbissregistrats muss hierbei abgelehnt werden, da es selbst bei sorgfältigster Behandlung des Registrats bei Entnahme aus dem Mund oder bei der Reposition auf den Modellen aufgrund mangelnder Stabilität zu Verziehungen kommt. Ebenso führen zur Verstärkung angebotene Metallplättchen aufgrund unterschiedlicher thermischer Expansion zu Verziehungen. Stabilisierende Einlagen wie Gazestreifen oder Zinnfolien sperren die Okklusion und sind daher ungeeignet [Reiber 1999]. Außerdem können sie die Genauigkeit des Wachsignistrats nicht nachhaltig verbessern [Eriksson et al. 2002].

Die Methode des Quetschbisses führt zu iatrogenen Veränderung der Kieferrelation in sagittaler und horizontaler Richtung bis zu 0,34 mm und in vertikaler Richtung bis zu 0,38 mm, und ist daher ebenfalls anderen Bissregistrieremethoden unterlegen [Fuhr und Gresser 1979].

Generell ist Wachs bei der interokklusalen Registrierung anderen Materialien hinsichtlich der Präzision unterlegen, da es beim Abkühlen eine große Formveränderung erfährt [Ghazal et al. 2008 b], [Ghazal und Kern 2010], [Millstein et al. 1973], [Fattore et al. 1984].

Die Gefahr der Deformierung besteht des Weiteren beim Entfernen des Registrats aus dem Mund, beim Lagern oder bei der Artikulormontage.

Als feinzeichnendes Korrekturmaterial können Wachse jedoch die Registratgenauigkeit erhöhen [Ghazal et al. 2008 a]. Bei Verwendung von Wachs als Bissregistrierematerial sollte die Modellmontage möglichst unmittelbar nach Registratherstellung erfolgen [Engelhardt 1996].

Wachse sind für das *Cerec 3D*[®]-Systems optisch ohne Hilfsmittel nicht lesbar, und wurden daher in dieser Untersuchung nicht weiter berücksichtigt.

2.5.2 Kunststoff

Auch Kunststoffe können als Bissregistrierematerial verwendet werden. Sowohl autopolymerisierende Kunststoffe auf Polymethylmethacrylat-Basis (PMMA), als auch lighthärtende Kunststoffe auf Polyethylmethacrylat-Basis (PEMA) kommen zur Verwendung.

Da die Polymerisation der Kunststoffe auf PMMA-Basis exotherm verläuft, besteht bei vollständig intraoraler Registratherstellung, insbesondere bei frisch präparierten Zähnen, die Gefahr der Pulpaschädigung durch die entstehende Reaktionswärme [Castelnuovo und Tjan 1997], [Michalakis et al. 2006].

Um dies zu verhindern werden die Registrarträger, die sogenannten Copings, auf dem Meistermodell oder einem Duplikatmodell im zahntechnischen Labor hergestellt [Crispin 1978], [Stamoulis et al. 1997], [Postol 1982].

Durch die Polymerisationsschrumpfung entstehende Ungenauigkeiten lassen sich auf diese Verfahrensweise ebenfalls besser kontrollieren. Um intraoral den korrekten Sitz der laborgefertigten Copings überprüfen zu können, sollten diese an gut einsehbarer Stelle okklusal fenestriert sein. Auf den inserierten Copings wird dann in einer zweiten Sitzung portionsweise Kunststoff in Pinsel-Tupf-Technik zur Aufzeichnung der

antagonistischen Relation aufgetragen. Das Fassen der antagonistischen Höckerspitzen ist dabei ausreichend.

In der Literatur sind jedoch auch Techniken beschrieben, bei der die Registrierung in der gleichen Sitzung wie die Abformung erfolgen kann. *Stamoulis* beschreibt eine Methode, in der zunächst ein konfektioniertes Polyethylenkappchen, das als Formhilfe dient, mit einem lichthärtenden Kunststoff befüllt und auf den präparierten Zahnstumpf gesetzt wird. Nach Abnahme des Kappchens erhält man ein Coping, auf das im nächsten Arbeitsschritt selbstpolymerisierender Kunststoff aufgetragen wird, der in der eingestellten Kieferrelation erhärtet und so die Relation zur antagonistischen Okklusalfäche aufzeichnet. Coping und PMMA-Registratoroberfläche gehen dabei eine feste chemische Verbindung ein [Stamoulis 2009].

Eine weitere direkte Methode mit einem fließfähigen Komposit beschreibt *Moghadam* [Moghadam und Moghadam 2005].

Kunststoff-Registrate können auch mit eugenolhaltigen oder Eugenol-freien Zinkoxidpasten, Abformgips, *Aluwax*[®], oder einem anderen Kunststoff unterfüttert bzw. feingezeichnet werden [Freilich et al. 1992], [Müller et al. 1990 c].

Hinsichtlich der Übertragungsgenauigkeit ist Kunststoff aufgrund der Polymerisationsschrumpfung anderen Materialien unterlegen [Chun et al. 2009]. Durch Korrektur mit feinzeichnenden Materialien wie Zinkoxidpasten oder *Aluwax*[®] lässt sich die Registrategenauigkeit jedoch erhöhen [Müller et al. 1990 c], [Lassila 1986], [Ghazal et al. 2008 a].

Ebenso wie Wachse sind auch die zur intraoralen Verwendung vorgesehenen Kunststoffe primär nicht scanbar. Eine Verwendung im *Cerec 3D*[®]-Systems ist nur nach vorheriger Konditionierung der Registratoroberflächen mit Scanspray oder -pulver möglich, so dass diese Materialien in der vorliegenden Untersuchung nicht weiter berücksichtigt wurden.

2.5.3 Gips

Gips wurde in der Zahnheilkunde nachweislich erstmals im 18. Jahrhundert verwendet. In seinem Buch „*Abhandlungen von den Zähnen und deren Krankheiten*“ beschrieb *Philipp Pfaff* 1756 das Ausgießen mit Gipsbrei nach einer Abformung mit Siegelwachs [Pfaff 1756].

In der heutigen Zahnheilkunde wird der *irreversibel-starre* Gips neben der Verwendung als Modellmaterial nur noch bei der Kieferrelationsbestimmung zur Verschlüsselung von Stützstiftregistraten angewendet. Hierbei wird meist Abformgips benutzt; zur Abformung unbezahnter oder gar bezahnter Kiefer wird er hingegen kaum mehr angewandt.

Abformgipspulver besteht zum größten Teil aus dem β -Hemihydrat des Rohgipses ($\text{CaSO}_4 \times \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$; 90 Gew.%). Durch Zusätze wird es so verändert, dass der erstarrte Gips leichter gebrochen werden kann (roter und weißer Bolus; 4,5 bzw. 1,5 Gew.% und Kieselgur; 2,5 Gew.%; Weißer Bolus ist reiner aus der Verwitterung von Felspat gewonnener Ton; Roter Bolus ist durch Eisenoxid (Fe_2O_3) rot gefärbter weißer Bolus; Kieselgur besteht zu 70-90 % aus SiO_2)

Zur Beschleunigung der Abbindereaktion ist Kaliumsulfat (K_2SO_4 ; 1,5 Gew.%) beigemischt. Außerdem enthält er meist Geschmackskorrigentien (<0,1 Gew.%). Wie alle Gipse unterliegt er einer Abbindeexpansion. Sie beträgt bei Abformgips etwa 0,15 %/lin, und ist bei speziellen Registriergipsen wie *Snow White Plaster*[®] (Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland) reduziert.

Eine geeignete Applikationsform ist das Einbringen des dünn angemischten Gipses zwischen die Zahnreihen mittels einer Spritze.

Bei Einsatz von Gips ergeben sich besonders beim bezahnten Kiefer Schwierigkeiten bei dessen Entnahme. Leicht können kleine Teile von Fissuren oder Interdentalräumen verloren gehen, was zu einer weniger guten Detailwiedergabe führen kann. Des Weiteren besteht die Gefahr bei der Repositionierung des Registrats auf dem Meistermodell Präparationskanten zu beschädigen [Meiners und Lehmann 1998].

Gips ist in der Verwendung als Bissregistrierematerial sehr dimensionsstabil; durch seine sehr präzise Wiedergabe auch feinsten Details der Okklusalmorphologie werden geringe

Abweichungen an den zu montierenden Modellen allerdings zum Problem, da sich die Registratur nur unter Frakturgefahr betrimmen lassen [Müller et al. 1990 b].

Da der zur Registrierung geeignete Gips ebenfalls ohne Hilfsmittel nicht scanbar ist, bleibt dieses Material in dieser Arbeit unberücksichtigt.

2.5.4 Thermoplastische Kompositionsabformmassen

Kompositionsmassen wurden synonym auch als Stentmassen bezeichnet. Ursprünglich waren es Abformmassen aus einem Gemisch von Harz, Wachs Talkum und Farbstoffen, die *Charles Stent* um 1865 entwickelte [Godau 2005].

Thermoplastischen Kompositionsmassen sind durch Zufuhr von Wärme wiederholbar plastisch verformbar. Bei Abkühlung härten sie aus, wobei eine Kontraktion von 1,2 bis 1,5 %/lin eintritt [Wöstmann 1992]. Größtenteils bestehen sie aus einer Mischung von Kopal (28 Gew.%), einem bernsteinartiges Harz, dass bei Temperaturerhöhung schmilzt, und Sandarkharz (6 Gew.%). Für die Elastizität sorgt der Zusatz an Guttapercha und Rohkautschuk (2 Gew.%). Paraffin und Styrol (beide <2 Gew.%) wirken als Weichmacher und senken die Verarbeitungstemperatur. Füllstoffe wie Talkum, Magnesiumsilikat, Kreide und Kalziumcarbonat (59 Gew.%) setzen den Ausdehnungskoeffizienten sowie die Klebekraft herab und erhöhen die Festigkeit. Zusätzlich sind Farbstoffe enthalten [Godau 2005].

Im Wasserbad plastifiziert sich das Material bei ca. 65 °C und kann dann nach kurzer Abkühlung auf etwa 45 °C entsprechend im Mund positioniert werden. Ein Überschreiten der Erweichungstemperatur bewirkt eine Ausfällung von Inhaltsstoffen, wodurch das Material unbrauchbar wird.

Ihre wesentliche Indikation haben die thermoplastischen Kompositionsmassen zur Randgestaltung von individuellen Abformlöffeln oder aber zur Bissregistrierung.

Die Materialien werden von verschiedenen Herstellern in Stangen- oder Plattenform angeboten, um nach vorheriger Erwärmung im Wasserbad die Anfertigung von Einzelzahnregistraten oder Vollzahnbogenregistraten zu ermöglichen.

Breeding et al. [1994] kommt zu dem Schluss, dass thermoplastische Kompositionsmassen nicht als Bisregistriermaterial geeignet sind. Lagerungszeitabhängige Materialveränderungen führen zu Ungenauigkeiten in der Übertragung der Bissrelation. Eine Feinkorrektur mit Zinkoxid-Eugenol-Paste führt sogar zur Erhöhung des Übertragungsfehlers und stellt somit keine Verbesserung dar [Müller et al. 1990 b].

Die Materialgruppe der Kompositionsmassen war wegen der bekannten Ungenauigkeiten ebenfalls nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

2.5.5 Polyether

Polyether sind wie die Silikone *irreversibel elastisch*. Neben dem Einsatz als Bisregistriermaterial werden Polyether hauptsächlich für einphasige Abformungen im individuellen Löffel verwendet.

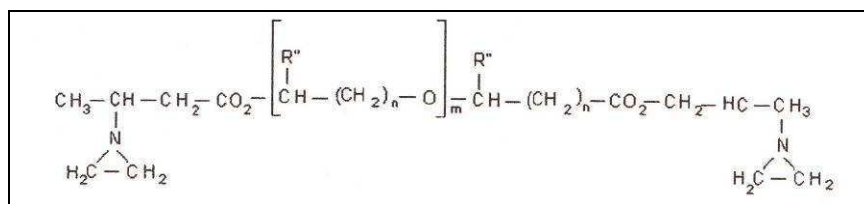


Abbildung 1: Polyethermonomer

Es sind Polyadditionsprodukte, deren einzelne Bausteine über Sauerstoffbrücken miteinander verbunden sind. Ausgangsverbindungen der Basispaste sind Copolymerisate aus Tetrahydrofuran und Ethylenoxid (Abb.1, aus: [Reusch und Weber 1999]). Unter Ringöffnung addieren sie sich zu linearen Makromolekülen (Abb.2, aus: [Reusch und Weber 1999]). Dabei verestern die endständigen OH-Gruppen mit einer ungesättigten Säure (z.B. Crotonsäure), dessen Doppelbindung mit Ethylenimin reagiert. Die entstehende Molekülkette enthält endständige Aziridin-Gruppen. Die Katalysatorpaste enthält als wesentlichen Bestandteil einen aromatischen Sulfonsäureester (z.B. Benzolsulfonsäureester), dessen Kationen die Ringspaltung des Ethylenimins bewirken und zwei Valenzen frei werden lässt. Die freien Valenzen

ermöglichen die Vernetzungsreaktionen der Moleküle untereinander nach dem Muster einer Polyadditionsreaktion [Marxkors und Meiners 2001].

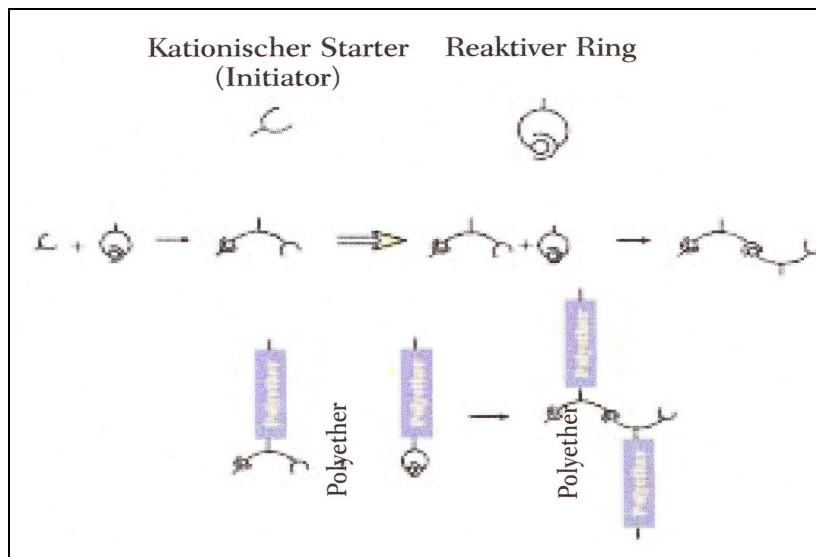


Abbildung 2: Polymerisationsvorgang beim Abbinden des Polyethers

Zusätze von Weichmachern und Füllstoffen wie Kieselgur und hochdisperse Kieselsäure sowohl in der Basis-, als auch in der Katalysatormasse bestimmen die Konsistenz und tragen zur Dimensionsstabilität nach der Entnahme des abgebundenen Polyethermaterials bei.

Beide Phasen polymerisieren zu einem sehr starren Gummi mit hoher Steifigkeit, weshalb bei Entnahme aus untersichgehenden Arealen größere Kräfte aufzuwenden sind [Eichner 1981]. Der große Polaritätsunterschied innerhalb der Polyethermoleküle ist für die hohe Hydrophilie verantwortlich. Dies führt zu einer großen initialen Haftung am Zahn und sorgt gleichzeitig für eine hohe Abformpräzision insbesondere im Sulkusbereich, z.B. bei subgingivaler Präparation [Reusch und Weber1999].

Die Genauigkeit der Registrierung mit Polyether ist in zahlreichen Studien belegt. [Fattore et al. 1984], [Müller et al. 1990 c], [Ghazal et al. 2008 a], [Ghazal et al. 2008 b].

In der vorliegenden Untersuchung wurden keine Bissnahmematerialien auf Polyetherbasis verwendet, da bisher keine scanbaren Produkte im Handel verfügbar sind.

2.5.6 Silikone

In der Zahnheilkunde werden zwei verschiedene Silikontypen verwendet, die beide *irreversibel elastisch* sind. Ihre Molekülketten bestehen aus Si-O-Gruppen, den Siloxanen. Die beiden verbleibenden Valenzen des Silizium-Atoms sind durch Alkylreste (meist $-CH_3$) abgesättigt. Unterschieden werden sie nach ihrer zugrundeliegenden Vernetzungsreaktion in *additionsvernetzende* und *kondensationsvernetzende Silikone* [Meiners und Lehmann 1998].

Als Bissregistriermaterial verwendet man lediglich die *additionsvernetzenden Silikone* (A-Silikone). In der Literatur ist die Genauigkeit der Silikone als Bissregistriermaterial umfangreich beschrieben [Breeding et al. 1994], [Pagnano et al. 2005], [Millstein et al. 1975], [Millstein et al. 1981], [Millstein und Hsu 1994], [Mullick et al. 1981], [Wöstmann und Vehring 1994], [Eriksson et al. 2002], [Chun et al. 2009], [Ghazal et al. 2008 a], [Ghazal et al. 2008 b], [Ghazal und Kern 2010], [Lassila 1986], [Abazari 2009], [Jansen 2007].

Die Abbindung der Silikone beruht auf der Verlängerung und insbesondere der Vernetzung der Kettenmoleküle untereinander [Marxkors und Meiners 2001].

Durch diese Verknüpfung wird die vor dem Anmischen mögliche freie Beweglichkeit der Moleküle gegeneinander (= plastischer Zustand) beeinträchtigt. Der Zusammenhalt der Polymerketten untereinander entsteht durch Bindungen sekundärer Art. Im festen Zustand liegen die Makromoleküle der Silikone nicht in gestreckter Form vor, sondern sie haben die Tendenz sich zu „verknäulen“. Hierbei ist der Abstand der Moleküle deutlich kleiner als die Gesamtlänge des Moleküls (Abb.3, aus: [Marxkors und Meiners 2001]).

Es entsteht ein dreidimensionales Netzwerk, dessen Maschen während der Einwirkung äußerer Kräfte deformieren. (Abb.4, aus: [Marxkors und Meiners 2001])

Die Verknäuelungstendenz der einzelnen Molekülstücke summiert sich zur Rückstellkraft des Elastomers. Mit zunehmender Vernetzungsdichte erhöht sich Festigkeit, während die gummielastischen Eigenschaften abnehmen.

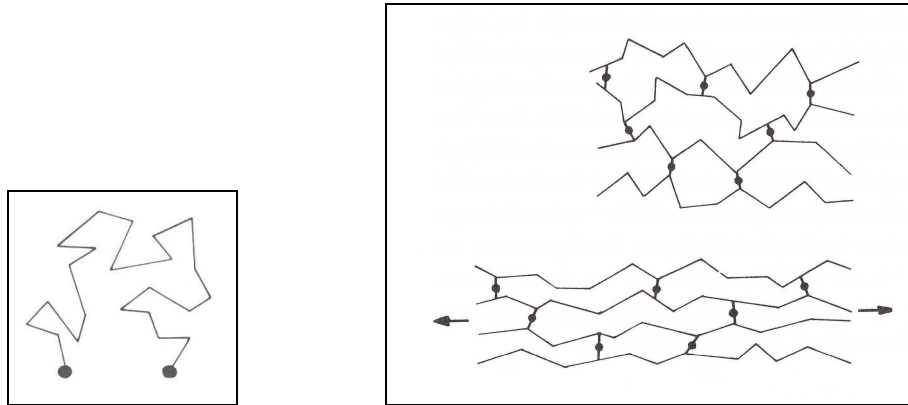


Abbildung 3 und 4: Vernetzte Makromoleküle in entspanntem und gedehntem Zustand

2.5.6.1 Additionsvernetzende Silikone

Die Basiskomponente der A-Silikone enthält lineare Ketten aus Polydimethylsiloxan mit endständigen Vinyl-Gruppen, sowie – je nach Konsistenz – einen unterschiedlichen Anteil an anorganischen Füllstoffen (z.B. 60 Gew.% bei einem mittelfließenden Material) und Weichmachern [Meiners und Lehmann 1998], [Reusch und Weber 1999]. Beim Vermischen mit der Härterkomponente wird das Silikon in den gummielastischen Zustand überführt. Die Härterkomponente enthält eine organische Platinverbindung (ausgehend von H_2PtCl_6) als Hydrosilierungs-Katalysator und Organohydrogenpolysiloxan, meist Polymethylhydrogensiloxan (Si-H-Gehalt von 0,01 bis 15 mmol/g) als Wasserstoff-Donator (siehe Tab.1). Unter Bildung von Ethylbrücken vernetzen die Vinylsiloxane und Hydrogensiloxane [Marxkors und Meiners 2001]. Dabei dient der Platinkatalysator als molekulare Andockstation für die beiden Reaktionspartner, die nach ihrer Kopplung die Platinverbindung wieder verlassen [Reusch und Weber 1999] (Abb.5, aus: [Reusch und Weber 1999]).

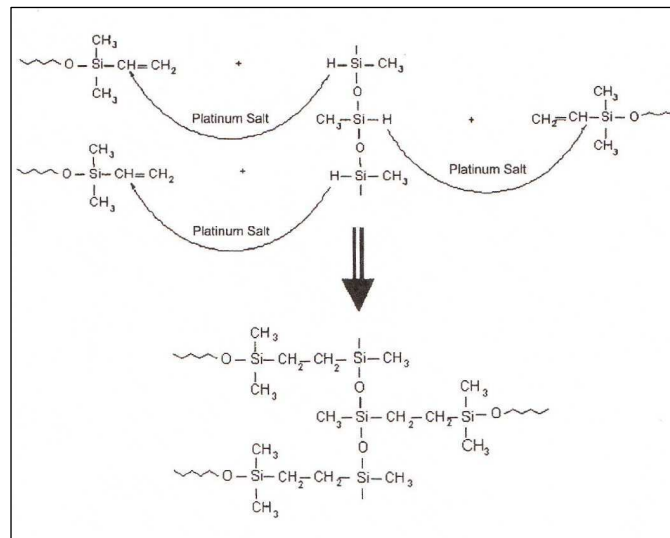


Abbildung 5: Polymerisationsmechanismus bei A-Silikonem

| Basispaste | Katalysatorpaste |
|------------------------------------|--|
| Christobalit-Feinstmehl | Cristobalit-Feinstmehl |
| Kieselsäure | Kieselsäure |
| Divinylpolydimethylsiloxan | Divinylpolydimethylsiloxan |
| Polymethylhydrogensiloxan | Zirkonoxidbeschichtetes TiO ₂ |
| Trimethylsiloxypolydimethylsiloxan | Trimethylsiloxypolydimethylsiloxan |
| Fettalkoholethoxylat | Fettalkoholethoxylat |
| kontrastliefernde Pigmente | Zeolith |
| aufhellenden Pigmente | Platin-Katalysator |

Tabelle 1: Beispiel einer inhaltsstofflichen Zusammensetzung eines scanbaren Bissregistriermaterials anhand von Futar Scan® (Kettenbach GmbH), inhaltlich entnommen aus: [Suchan 2010]

Bei der Reaktion entsteht im Gegensatz zu den kondensationsvernetzenden Silikonem kein flüchtiges Kondensat, so dass der Vorteil der additionsvernetzenden Silikonem in der Lagerungsbeständigkeit liegt: Sie unterliegen keiner weiteren Kontraktion [Williams und Craig 1988]. Da diese Silikonemoleküle jedoch keine polaren Anteile aufweisen, sind sie ausgesprochen hydrophob. Das beeinträchtigt die Abformung feuchter Strukturen. Durch Beimischung anionischer Tenside wird versucht diesen Nachteil abzumildern, wobei die polaren Strukturen ihre maximale hydrophile Wirkung erst nach Verfestigung des Silikonem entfalten, da sie sich an der Oberfläche erst nach und nach

sammeln [Bader und Setz 1991], [Eichner und Kappert 1996], [Marxkors und Meiners 2001], [Pratten und Craig 1989], [Meiners und Lehmann 1998].

2.5.6.2 Werkstoffkundliche Eigenschaften

2.5.6.2.1 Fließverhalten

Das Fließverhalten der additionsvernetzenden Silikone nach dem Anmischen wird vom Füllstoffgehalt bestimmt, der den in reiner Form ölartigen makromolekularen Substanzen zugesetzt wird [Reusch und Weber 1999]. Diese anorganischen Füllstoffe feinsten Körnung sind zum Beispiel CaCO_3 , CaSO_4 , SiO_2 , TiO_2 , oder ZnO . Grundsätzlich werden dünn-, mittel- und schwerfließende, bzw. knetbare Massen unterschieden. Die gebräuchlichen elastomeren Bissregistriermaterialien sind von mittelfließender Konsistenz [Marxkors und Meiners 2001].

2.5.6.2.2 Anmischen – Verarbeitungszeit

Die Bissregistriersilikone müssen vor ihrer Verwendung angemischt werden. Standardmäßig werden die Bissregistriermaterialien in Kartuschensystemen geliefert, die in zwei getrennten Kammern das Basismaterial und die Härterkomponente enthalten. Mittels spezieller Dosierpistolen werden beide Komponenten im optimalen Verhältnis zueinander aus der Kartusche in eine Einmal-Mischkanüle getrieben und dort miteinander gleichmäßig durchmischt. Dadurch reduziert sich die Mischzeit auf wenige Sekunden. Die unterschiedlichen Komponenten liegen einzeln in zwei voneinander abweichenden Farben vor, so dass das Auftreten einer einheitlichen Mischfarbe die homogene Durchmischung bestätigt.

Das Ende der Verarbeitungszeit ab Mischbeginn ist erreicht, wenn die Fließfähigkeit infolge des Abbindens für den Anwendungszweck nicht mehr ausreicht [Marxkors und Meiners 2001]. Diese Zeiten sind herstellerspezifisch und liegen etwa zwischen 15 Sekunden (*Futar Scan*[®], Kettenbach GmbH, Eschenburg) und 30 Sekunden (*Flexitime bite*[®], Heraeus Kulzer GmbH, Hanau).

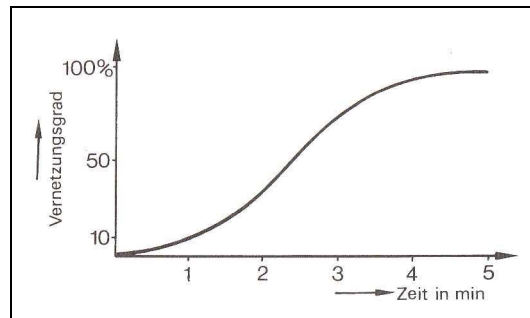


Abbildung 6: Vernetzungsgrad in Abhängigkeit von der Zeit, aus: [Marxkors und Meiners 2001]

Die Abbindereaktion beginnt schon während des Anmischens, so dass bereits sehr frühzeitig ein gewisser Vernetzungsgrad erreicht ist [Marxkors und Meiners 2001].

Die angegebenen Verarbeitungszeiten gelten für die Produkttemperatur von maximal 23 °C; Eine höherer Temperatur, etwa durch falsche Lagerung, kann die Reaktionsgeschwindigkeit beschleunigen. Das Überschreiten der Verarbeitungszeit führt zu endogenen Spannungen, verursacht durch Areale mit beginnender hoher Molekülvernetzung, die nach Abnahme des Registrats von der Zahnoberfläche zu elastischer Rückstellung und damit zu intolerablen Passungengenauigkeiten führen kann.

2.5.6.2.3 Rückstellvermögen

Silikone weisen die Fähigkeit auf, sich nach Abzug aus Zahn-Unterschnitten elastisch zurückzustellen. Hierbei kommt es bei Entnahme aus dem Mund zu einer Deformation der Materialsichten aus den untersichgehenden Arealen. Das Ausmaß dieser Deformation ist hierbei nicht allein mechanisch bedingt, sondern es finden auch zeitabhängige Veränderungen im Material statt, die eine völlige Rückstellung verzögern oder unmöglich machen (*bleibende Deformation*) [Marxkors und Meiners 2001].

Wie bei allen elastomeren Abformmassen ist eine einfache Trennung zwischen elastischem und plastischem Verhalten nicht möglich. Die Gesamtdeformation ε lässt sich dabei in drei additive Anteile aufgliedern:

$$\varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3$$

Als *elastisches Verhalten* (ϵ_1) wird eine zeitunabhängige, spontan mit der Belastungsaufhebung endende Deformation mit vollständiger Rückstellung beschrieben (Abb. 7b). Ein rein elastisches Verhalten, gemäß dem *Hookeschen Gesetz*, ist nur für einen idealen Einkristall zu erwarten [Marxkors und Meiners 2001].

Anelastisches Verhalten (ϵ_2) resultiert aus reversiblen Positionswechselfvorgängen innerhalb der Moleküle unter Belastungseinwirkung. Der Effekt ist zeitabhängig und strebt einem spannungsabhängigen Grenzwert zu (Abb. 7c). Die Rückstellung erfolgt verzögert [Marxkors und Meiners 2001]. *Kriech- und Fließvorgänge* (ϵ_3) sind proportional zur Belastungszeit und irreversibel (Abb. 7d). Sie verursachen bleibende Deformationen [Marxkors und Meiners 2001].

Die Deformationscharakteristik ϵ eines Silikons (Abb.7e) ist demnach als eine Überlagerung von *elastischem Zustand*, *anelastischem Zustand* und *Fließ-Anteilen* zu beschreiben, wobei die einzelnen Effekte ϵ_1 bis ϵ_3 in unterschiedlicher Gewichtung zur Gesamtdeformation beitragen.

Stark vernetzte Materialien fließen praktisch gar nicht, so dass ein hoher Vernetzungsgrad somit das Rückstellvermögen begünstigt [Marxkors und Meiners 2001].

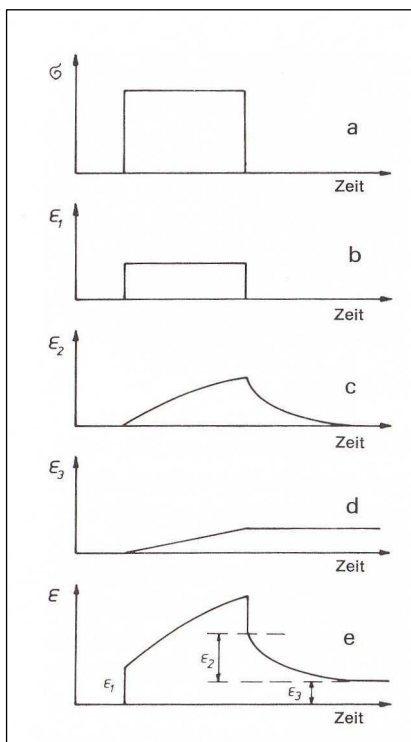


Abbildung 7: Dehnung-Zeit-Kurve eines Werkstoffes (e), bei konstanter, zeitlich begrenzter Belastung (a) als Überlagerung von rein elastischen (b), anelastischen (c) und Fließanteilen (d); aus: [Marxkors und Meiners 2001]

2.5.6.2.4 Volumeneffekte

Volumenveränderungen von Silikonen (Expansion, Kontraktion) beruhen auf Abstandsänderungen im atomaren bzw. molekularen Bereich. Die Abstände sind materialspezifisch, hängen aber von der Temperatur ab. Eine Abkühlung des Materials zieht eine Kontraktion nach sich. Eine Volumenänderung eines Silikonkörpers lässt sich durch Veränderung einer beliebigen Messstrecke in oder an diesem Körper nachvollziehen. Dabei entspricht Δl der Messstreckenänderung als Summe aller atomaren beziehungsweise molekularen Distanzänderungen entlang der Messstrecke. Δl ist proportional zur Ausgangslänge l_0 . Der Quotient $\Delta l / l_0$ bildet die Grundlage für die Beschreibung des Volumeneffekts [Marxkors und Meiners 2001].

Die Richtung der *unbehinderten* Volumenänderung bei Bissnahme-Silikonem erfolgt maßstäblich d.h. linear. Hierbei handelt es sich vorwiegend um *Kontraktionen* (Abb.8):

Die *Abbindekontraktion* entsteht infolge der Ausbildung neuer Bindungen.

Die *Thermische Kontraktion* findet infolge der Abkühlung des Bissregistrats von der während des Abbindens im Mund erreichten Temperatur (ca. 32°C) auf Raumtemperatur statt.

Die *Lagerzeitabhängige Kontraktion* beruht auf Verdunstung flüchtiger Anteile aus den Abformmassen. Hier sind die additionsvernetzenden Elastomere (A-Silikone, Polyäther) den kondensationsvernetzenden (K-Silikone: Alkohol, Polysulfide, Wasser) überlegen.

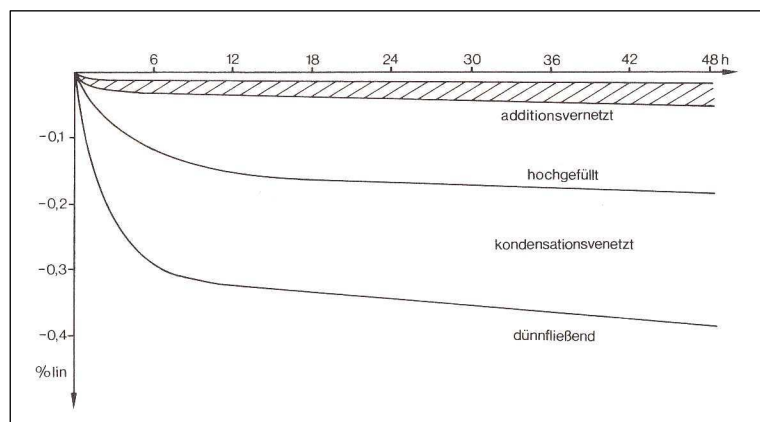


Abbildung 8: Kontraktionsverhalten additions- und kondensationsvernetzender Silikonmassen während der Lagerzeit, aus: [Marxkors und Meiners 2001]

Dabei ist das Ausmaß der Veränderung anfänglich am größten, da sie abhängig ist von der Konzentration der flüchtigen Substanz [Marxkors und Meiners 2001].

Eine *Expansion* ist bei Silikonen im Gegensatz zu Polyäthern (Aufnahme von Wasser) nicht möglich.

2.5.6.2.5 Scanbarkeit

Helligkeit und *Kontrast* sind die beiden entscheidenden Größen für die Bewertung der Scanbarkeit einer Probe im *Cerec 3D*[®]-System.

Die *Helligkeit* eines Bissregistriermaterials ist ein Maß für das von der Probe reflektierte Licht im Vergleich zu einem Zirkondioxidstandard. Der optimale Wert liegt bei 100 Prozent.

Der *Kontrast* ist das Maß für die Auflösung von Hell-Dunkel-Schattierungen der Probe im Vergleich zu einem Zirkondioxidstandard. Der optimale Wert liegt ebenfalls bei 100 Prozent.

Im Service-Modul der *Cerec*[®]-Software werden *Helligkeit* und *Kontrast* einer *Cerec*[®]-Kameraaufnahme von einer Probe als Messwerte von 0 bis 100 Prozent relativ zu einem Zirkondioxidstandard ausgegeben. Beide Werte sind als Produkt geteilt durch 100 in dem Begriff der *Dynamik* als Maßstab für die Scanbarkeit zusammengefasst. Der Wert eines ideal scanbaren Materials hätte eine *Dynamik* von 100 Prozent.

Zur Erhöhung der Scanbarkeit werden den Bissregistriermaterialien Substanzen in Form von Pigmenten zugesetzt, die das zu scannende Registrat aufhellen und den Kontrast erhöhen.

Als *aufhellende Pigmente* werden Metalloxide, Metallhydroxide, Metalloxydhydrate, Metallcarbonate, Metallsilikate oder Metallsulfate der Metalle Magnesium, Calcium, Strontium, Barium, Bor, Aluminium, Silizium, Titan, oder Zink verwendet. Während ihres Herstellungsprozesses werden diese Pigmente mit Titanoxid, Zinkoxid, Bariumsulfat, und/oder vorzugsweise mit Zirkonoxid dotiert oder deren Oberfläche mit genannten Verbindungen versehen. (Dotieren im chemischen Sinn: Einbringen von

einzelnen Fremdatomen aus einer anderen chemischen Hauptgruppe zur Erhöhung der Leitfähigkeit).

Der Anteil an aufhellenden Pigmenten im Bissregistriersilikon beträgt zwischen 15 und 80 Gew.%. Bei dem scanbaren Bissregistriermaterial *Futar Scan*[®] (Kettenbach GmbH, Eschenburg) wird beispielsweise ein mit Zirkonoxid beschichtetes Titandioxid (Teilchengröße 0,24µm) verwendet [Suchan et al. 2010].

Als *kontrastliefernde Pigmente* werden schwarz oder schwarzgrau gefärbte Pigmente eingesetzt. Dies sind Metalle, Kohlenstoffe wie Ruß oder Graphit, Metalloxide, Metallhydroxide, Metalloxidhydrate, Metallsilikate, schwefelhaltige Metallsilikate, Metallsulfide, Metallcyanide, Metallselenide, Metallchromate, Metalmolybdate oder durch Verlackung unlöslich gemachte oder auf anorganische Pigmente aufgezugene organische Farbstoffe. Sie werden in einer ausreichend dimensionierten Korngröße in geeigneter Kornform eingesetzt, so dass ein kontrastverstärkender Effekt erzielt wird.

Der Anteil an kontrastliefernden Pigmenten im Bissregistriersilikon beträgt bevorzugt zwischen 0,01 und 0,0001 Gew.%.

Bei *Futar Scan*[®] kommt hierfür Graphitpulver zum Einsatz (suspendiert zu 20% in Silikonpolymer (Teilchengröße < 20µm, Farbe: schwarz, L*:3,47, a*:0,22, b*:0,08).

[Suchan et al 2010]. Bezüglich der *Helligkeit* und des *Kontrasts* können scanbare Bissregistriermaterialien nach einem Vergleich mit dem Referenzmaterial Zirkonoxid im *Cerec*[®]-Messsystem beurteilt werden. Im ausgehärteten Zustand sollen so Helligkeitswerte von größer 90 % und Kontrastwerte von größer 90 % erreicht werden.

Eine weitere Möglichkeit der Optimierung der Kombination von kontrastliefernden und aufhellenden Substanzen bietet die Untersuchung mit dem *Lab*-Farb-Messsystem. Der *Lab*-Farbraum ist ein Messraum, in dem alle wahrnehmbaren Farben enthalten sind. Der Farbraum ist auf Grundlage der Gegenfarbentheorie konstruiert. Jede wahrnehmbare Farbe ist durch den Farbort mit den Koordinaten {L, a, b} definiert (Abb.9, von: [<http://www.sares.at/index.php?id=266>]). In Anwendung der Gegenfarbentheorie liegen sich hier Grün und Rot auf der a-Achse gegenüber. Die b-Achse entspricht den Gegenfarben Blau und Gelb [Wikipedia 2010].

Die L-Achse steht auf dieser Ebene senkrecht und gibt die Helligkeit wieder. Sie kann auch als Neutralgrauachse bezeichnet werden, da sie die Endpunkte Schwarz (L=0) und

Weiß ($L=100$) besitzt und die Zwischenwerte auf dieser Achse die unbunten Grautöne sind. Eine der wichtigsten Eigenschaften des *Lab*-Farbmodells ist seine Geräteunabhängigkeit, das heißt, die Farben werden unabhängig von der Art ihrer Erzeugung und Wiedergabetechnik definiert. Die zugehörige deutsche Norm ist die DIN 6174 [Deutsches Institut für Normung 2007].

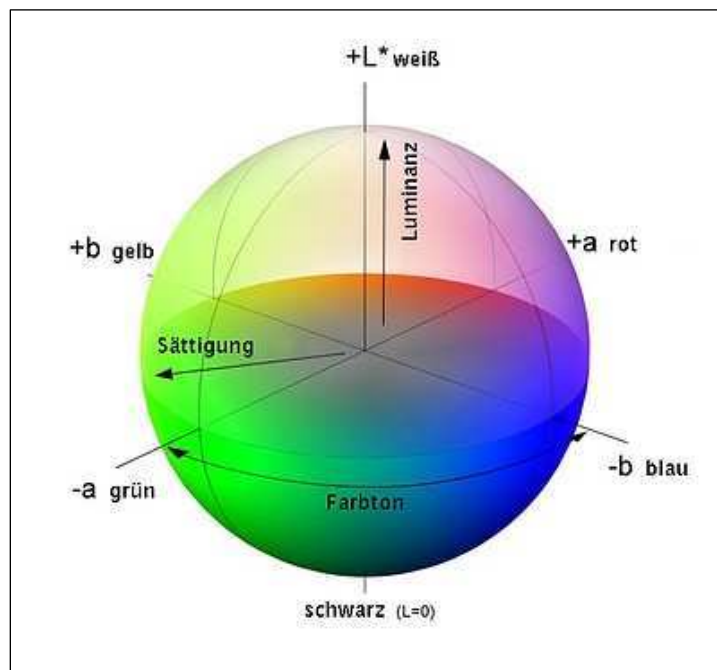


Abbildung 9: Lab-Farbraum

Die scanbaren Bissregistriermaterialien sollen im ausgehärteten Zustand L-Werte von größer 90 aufweisen.

Sowohl die kontrastliefernden als auch die aufhellenden Pigmente können produktspezifisch in der Basispaste *Futar Scan*[®] oder in der Katalysatorpaste enthalten sein (*StoneBite Scan*[®], Dreve Dentamid GmbH, Unna) [Suchan et al 2010].

2.6 Methoden zur Untersuchung von Bissregistriermaterialien

Die gebräuchlichsten Verfahren zur Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit von Bissnahmematerialien basieren auf der Messung des Modell-Versatzes bei eingesetztem Registrat von zuvor geeicht in einem Artikulator montierten Modellen.

Eine Möglichkeit besteht etwa in der Messung der räumlichen Verlagerung der Kondylen eines Artikulators bei eingesetztem Registrat. Als Messinstrument dient hier das sogenannte *Condymeter*[®] (SAM[®] Präzisionstechnik GmbH, München), welches dreidimensionale Veränderungen der Kieferrelation aufzeichnet. Es besteht aus drei Messuhren, die in rechten Winkeln zueinander an den Kondylen eines modifizierten SAM[®]-Artikulators montiert sind. Das obere Teil des *Condymeter*[®]-Systems mit dem Oberkiefermodell ist frei beweglich, so dass die Verschiebung der Modelle an jeder Kondyle gemessen werden kann. Die Messgenauigkeit des *Condymeter*[®]-Systems beträgt 10 µm [Meintrup 2002], [Jansen 2007], [Nave 2000], [Müller et al. 1990 a], [Müller et al. 1990 b], [Müller et al. 1990 c].

Ähnlich geht *Fattore et al.* vor, indem er die Registrare in eine Modellsituation in einen Artikulator umsetzt, dessen Kondylenkugeln gegen eine *Buhnergraph*[®]-Apparatur (Dental Items Inc., USA) ausgetauscht werden. Sie enthält Schreibspitzen, die auf einer Schreibplatte die registratspezifische Auslenkung des Oberkiefermodells von einer Referenzposition aufzeichnen; die Auswertung erfolgt mithilfe eines Messmikroskops [Fattore et al. 1984].

In einer weiteren Studie bedienen sich *Müller et al.* neben der *Condymeter*[®]-Untersuchung zusätzlich eines optischen Systems, das drei zueinander im rechten Winkeln montierte Kameras auf Referenzpunkte am Oberkiefermodell ausrichtet. Hierdurch lassen sich entstandene vertikale Abweichungen im Frontzahn-, Prämolaren- und Molarenbereich voneinander differenzieren. Die Photos bei eingesetztem Registrat werden anschließend vergrößert, mit dem Bild der Ausgangssituation (ohne Registrat) überlagert und die entstandenen Abweichungen gemessen [Müller et al. 1991].

Breeding et al. nutzen in ihrer Studie zur Genauigkeit von Bissregistriermaterialien ein *Axiotron*[®]-*Axiograph* (SAM[®] Präzisionstechnik GmbH, Gauting), der den entstehenden Fehler bei eingesetztem Registrat in Höhe des beschliffenen Zahns registriert [Breeding et al. 1994].

Ähnlich verfahren auch *Pagnano*. An Referenzpunkten im Frontzahn,- Prämolaren- und Molarenbereich werden in Ober- und Unterkiefermodell Kanülen einpolymerisiert, deren Abstandsänderung bei eingesetztem Registrat erfasst wird [Pagnano et al. 2005].

Abazari vergleicht in seiner Promotion die Lageveränderung von Modellen bei eingesetztem Bissregistrat durch Messung mit dem *Condymeter*[®] und einer optischen Bestimmung mittels Messmakroskops [Abazari 2009].

Millstein entwickelte ein kombiniert hydraulisch-optisches Messverfahren zur Untersuchung von Bissregistriermaterialien, das in der Lage ist horizontale und vertikale Verschiebungen von zueinander definiert montierten Modellen bei eingesetztem Bissregistrat zu erfassen. Verglichen werden ebenfalls Abstandsänderungen von in der Apparatur fixen Positionsstiften zu Referenzpunkten am Oberkiefermodell bei eingesetztem Registrat.

[Millstein et al. 1970], [Millstein et al. 1971], [Millstein et al. 1973], [Millstein et al. 1975], [Millstein und Clark 1981 b], [Millstein und Clark 1983], [Millstein und Hsu 1994],.

Ghazal et al. montiert antagonistische Seitenzähne aus Kunststoff in einen zweiteiligen Kiefersimulator, deren Sperrung bei eingesetzten Bissregistraten über einen induktiven Wegaufnehmer erfasst und über einen Messverstärker (Messauflösung 1µm) ausgegeben wird [Ghazal et al. 2008 a, b], [Ghazal und Kern 2010].

2.7 Notwendigkeit der Entwicklung eines weiteren Prüfverfahrens speziell für scanbare Bissregistriermaterialien

Alle erwähnten Verfahren basieren auf der Untersuchung der Registrate auf real existenten, zueinander montierten, teilweise stilisierten Kiefermodellen. So wird die Herstellung von Zahnersatz durch ein zahntechnisches Labor simuliert:

Die Übertragung des patientenindividuellen Bisses auf die Modellsituation erfolgt durch Einsetzen des intraoral gewonnenen Registrats zwischen die Bezahnung der Gipsmodelle, um sie dann entsprechend im Artikulator zu montieren.

Die Verwendung eines Bissregistrats im *Cerec 3D[®]*-Systems ist anders als die oben genannte Methode. Da keine realen Modelle existieren, die zueinander im Artikulator orientiert werden müssen, ist eine Vermessung der Verschiebung oder des Fehlers der Modellmontage nicht möglich. Daher lassen sich derartige Verfahren in der vorliegenden Untersuchung nicht anwenden.

Nach der optischen Aufnahme des präparierten Zahnes erfolgt eine weitere Aufnahme des Zahnstumpfs mit aufgesetztem Bissregistrat. Die weitere rein virtuelle computergestützte Konstruktion des Zahnersatzes erfolgt dann unter Berücksichtigung der antagonistischen Information des Registrats.

2.8 Das *Cerec*-System

Das *Cerec 3D[®]*-System (*Ceramic Reconstruction*) (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) ist eine Anlage zur computergestützten direkten Herstellung gefräster vollkeramischer Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Kronen für den Front- und Seitenzahnbereich. Das besondere am *Cerec[®]*-Verfahren ist die optische Abformung des präparierten Zahnes im Mund und die Möglichkeit, den individuellen passgenauen Zahnersatz direkt am Patienten in einer Behandlungssitzung (*chairside*) herzustellen und adhäsiv einzugliedern.

Die Entwickler des Systems waren der Schweizer Zahnarzt *Dr. Mörmann* und der Elektroingenieur *Dr. Brandestini* der Universität Zürich, an dessen Konzept sie von 1980 bis 1985 arbeiteten. Es entstand aus dem Bedürfnis nach randdichten und dauerhaften zahnfarbenen Restaurationen [Mörmann et al. 2000]. Sie adaptierten und miniaturisierten das Vermessungsprinzip der *aktiven Triangulation* und der *telezentrischen Optik* für ihre Erfindung und meldeten ihr intraoral zu verwendendes optisches Messverfahren zum Patent an [Brandestini und Mörmann 1991].

Parallel dazu entwickelten *Brandestini* und *Mörmann* eine Software zur computergestützten Konstruktion von Inlays sowie ein computergesteuertes Schleifgerät mit Diamantinstrumenten zur Bearbeitung von Keramikrohlingen. Am 19. September 1985 wurde erstmals ein direkt am Patientenstuhl computergestützt-gefertigtes Keramik-Inlay adhäsiv eingesetzt [Mörmann und Brandestini 2006].

1987 wurde das System unter dem Namen *Cerec*[®] von der Siemens AG (Bensheim) auf den Markt gebracht. Hauptindikation waren damals ein- oder zweiflächige Inlays. Mit Einführung des *Cerec*[®]2-Systems (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) im Jahr 1994 wird mit erweiterter Formschleiftechnik die Überkuppelung von Höckern (Overlays, Teilkronen) möglich [Mörmann et al. 2000].

Eine leistungsfähigere Konstruktionssoftware ermöglicht 1997 die anatomisch funktionelle Gestaltung der Okklusalfächen. Sie erweitert so die Indikationsbreite des *Cerec*[®]-Systems um Veneers und Seitenzahnkronen, ab 1998 dann auch um Frontzahnkronen [Mörmann et al. 2000].

Im *Cerec*[®]- und *Cerec*[®]2-System waren Scan- und Konstruktionscomputer noch direkt mit der Schleifeinheit kombiniert. Diese Einheit wurde mit der Einführung des *Cerec*[®]3-Systems im Jahr 2000 getrennt. Seither existieren ein fahrbares Steuergerät und eine separate Schleifeinheit, die miteinander über Funk- oder Netzwerkverbindung kommunizieren. Die Schleifeinheit beinhaltet seither auch einen Laser-Scanner zum indirekten Arbeiten durch einen extraoralen Scan eines Modells [Mörmann et al. 2000], [Mörmann und Brandestini 2006].

Mit *Cerec*[®] 3 basiert das *Cerec*[®]-System auf leistungsfähigen *Windows*[®]-Computern, was Aufnahme- und Konstruktionsabläufe beschleunigt und durch die gesteigerte Bedienerfreundlichkeit auch durchschnittlich begabten Benutzern die effiziente Fertigung von Halb-, Dreiviertel- und Vollkronen ermöglicht [Mörmann et al. 2000].

Des Weiteren wurde die Schleifscheibe der Schleifeinheit gegen zwei diamantierte Schleifkörper in Zylinder- und Kegelform ersetzt. Sie ermöglichen seither Restaurationen mit größerer Spannweite sowie eine flexiblere und detailgetreuere Kauflächengestaltung und eine insgesamt bessere Passung [Hansen 2000], [Mörmann et al. 2000].

Im Jahr 2003 wurde das *Cerec*[®]3D-System vorgestellt, das sich nochmals in der Bedienerfreundlichkeit verbessert hat.

Aus der optischen Abformung berechnet das *Cerec*[®]3D-System ein virtuelles, dreidimensionales, farbiges Arbeitsmodell in zwölfacher Vergrößerung in einer Auflösung von 25 µm, das im Monitorraum frei dreh- und verschiebbar ist.

Über einen *Matching*-Modus lassen sich mehrere optische Abdrücke zu einem Zahnreihenmodell mit Gegenbiss zusammensetzen, so dass Quadrantensanierungen mit

bis zu vier hintereinander liegenden Restaurationen möglich sind [Ender et al. 2003], [Mörmann und Bindl 2004].

Orientierte sich die okklusale Konstruktion der Restauration im *Cerec*[®]-System bisher an Zahndatenbanken, ist seit 2006 die biogenerische Kauflächengestaltung für Inlays und ab 2010 auch für Kronen, Veneers und Brücken möglich. Dabei orientiert sich die Software bei der Rekonstruktion an der Okklusalmorphologie der Restzahnschubstanz, der Nachbarzähne, eines Antagonisten oder eines kontralateralen Zahnes [Kern und Mehl 2007], [Richter und Mehl 2006].

Eine Berücksichtigung der antagonistischen Bezahnung bei der Konstruktion der Restauration kann über einen Scan des präparierten Zahns mit aufgesetztem Bissregistrator erfolgen [Wiedhan 2001], [Mörmann und Bindl 2004]. Für die Feinanpassung der Restauration lassen sich verschiedene „Design“-Werkzeuge einsetzen, mit denen sich funktionelle Aspekte wie Approximal- oder Okklusalkontakte editieren lassen oder gezielte morphologische Veränderungen durchführbar sind [Mörmann und Bindl 2004].

2001 erfolgte die Einführung des *Cerec*[®] *inLab*-Verfahrens, 2005 der *inEos*-Scanner, was den Anwenderkreis auf den Laborbereich ausweitete [Reiss 2003]. Das Indikationsfeld des *chairside*-Verfahrens wird um mehrgliedrige Brückengerüste (bis 12 Glieder), individuelle Zirkonoxid-Abutments und Verwendung von Waxups erweitert. Hiermit lassen sich neben verschiedenen Keramiken auch Kunststoffe und Legierungen für Langzeitprovisorien bearbeiten.

2.8.1 Aktive Triangulation

Die Optische Abformung des *Cerec*[®]-Systems beruht auf dem Prinzip der aktiven Triangulation [Mörmann und Bindl 2000], [Mörmann und Brandestini 2006].

Dabei projiziert die *Cerec*[®]-Kamera über ein Linsen- und Spiegelsystem ein Streifenmuster unter einem Triangulationswinkel von 4° auf die Präparation, welches durch das Relief der präparierten Oberfläche tiefentypisch verzerrt wird. Das Streifenmuster ist für das menschliche Auge unsichtbar, da die Projektion im Infrarotwellenlängenbereich liegt (~ 840nm) [Richter und Mörmann 2001]. Über den tiefenabhängigen Reflexionswinkel des von der Kamera aufgenommenen nun

verzerrten Streifenmusters wird die Tiefeninformation berechnet, d.h. aus dem Maß der Verschiebung berechnet der Computer die Höhendaten (z-Wert) des Zahnes [Mörmann und Bindl 2000], [Hansen 2000].

Diese sogenannte aktive Triangulation dauert etwa 0,2 Sekunden. Der maximale Tiefenmessbereich im *Cerec*[®] 3D-System beträgt 20 mm.

Aus dem gewonnenen Datensatz kann vom *Cerec*[®]-System anschließend das dreidimensionale virtuelle Arbeitsmodell berechnet werden [Mörmann und Bindl 2004].

2.8.2 Scanspray / Puder

Bei der berührungslosen optischen Vermessung von Präparationen mit dem *Cerec*[®] 3D-System kommt es bei glänzenden Oberflächen zu Spiegelungen des Lichts, dunkle Oberflächen verhindern zudem die Lichtreflexion. Fällt Licht auf transluzenten Zahnschmelz oder auf unterschiedlich transluzente Dentinareale, dringt es verschieden tief in die Oberfläche ein (Abb.10, von:[<http://powdermeister.com>]). All dies führt zu einer ungenauen Erfassung der Oberflächenkoordinaten bzw. zu unvollständiger Erfassung der Stumpfgeometrie [Quaas et al. 2005], [Pfeiffer 1999].

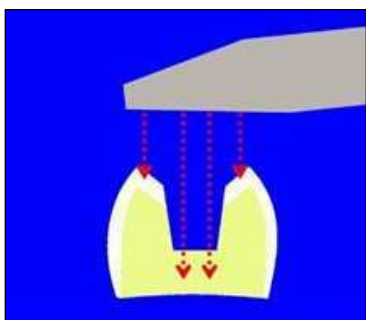


Abbildung 10: Lichtausbreitung im Zahn

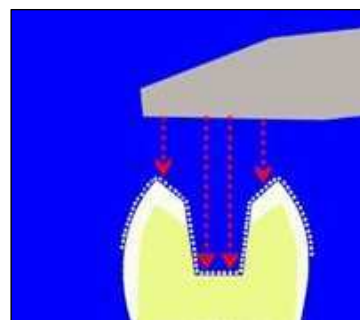


Abbildung 11: Lichtausbreitung nach Mattierung

Zur Digitalisierung einer mit der *Cerec*[®]-Kamera aufzunehmenden Präparation, eines Registrats oder einer Abformung muss daher zunächst die Oberfläche mattiert werden [Kurbad 2000]. Durch die Konditionierung wird das Infrarotlicht der *Cerec*[®]-Kamera von der Oberfläche reflektiert (Abb.11, von: [<http://powdermeister.com>]) [Bindl 2008].

Die Qualität dieser opaken reflektierenden Schicht ist für die Präzision des virtuellen Modells mitverantwortlich.

Die Mattierung erfolgt mit einer opaken und reflexfreien Schicht aus Titandioxid, Zirkonoxid oder Magnesiumoxid. In der Praxis kommen Spraysysteme, Mattierlösungen oder Puder in Kombination zum Einsatz, wobei generell die Trockenhaltung von größter Bedeutung ist. Diese obligate Konditionierung der Oberfläche birgt allerdings ein nicht unerhebliches Fehlerpotential. Ungenügend vorbehandelte Oberflächen erscheinen in der Messaufnahme dunkel gefleckt und können daher nicht optimal vermessen werden. Ein anwendungsbedingter oder durch die Objektgeometrie hervorgerufener Sprayüberschuss führt ebenfalls zu einer Verfälschung der Konstruktionslinie und somit zu Passfehlern oder undichten Restaurationsrändern [Quaas et al. 2005].

Scansprays sollen mittels Treibgas (Butan) durch mehrere kurze Sprühstöße aus unterschiedlichen Richtungen eine homogene Schicht auf der zu scannenden Oberfläche erzeugen [Bindl 2008]. Eine Schwachstelle der Sprays aus Dosen ist, dass sich am Kanülenausgang des Druckbehälters eine Verstopfung und/oder Vereisung bildet. Austretendes Spray verteilt sich dadurch ungleichmäßig, klebt zu stark am präparierten Zahn oder bildet Klumpen.

Kurbad verglich in seinem Artikel *Die optische Konditionierung von Cerec-Präparationen mit Scan Spray* [2000] das Handling, die Datenqualität, sowie die Schichtdicke von Puder- und Sprayapplikation. Die Detailwiedergabe wie auch die Kantendarstellung auf besprayten Oberflächen wird von ihm im Vergleich zum Puder als verbessert angesehen. Verfälschende Materialanhäufungen durch ungenügende Trockenlegung seien aber auch bei Scansprays möglich und die Entfernbarkeit gestalte sich insbesondere auf rauen Dentinoberflächen aufwändig. Als weiteren Vorteil erzeuge das Spray geringere Schichtdicken als das Puder, wobei sich *Kurbad* quantitativ hierzu nicht weiter äußert.

Mittlerweile werden auf dem Dentalmarkt auch zunehmend eingefärbte Scansprays angeboten (z.B. *CEREC Optispray*[®], Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim), die die Beurteilung der ausreichenden Konditionierung auch intraoral vor der *Cerec*[®]-Aufnahme erleichtern.

Scanpuder (z.B. *VITA CEREC Powder*[®], VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) werden als Aerosol eingesetzt. Mittels Druckluftflasche (z.B. *CEREC Propellant*[®], VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) wird das Titanoxidpartikel enthaltende Pulver zu einem Aerosol durchmischt und mit kurzen gleichmäßigen Sprühstößen auf die zu mattierende Oberfläche aufgetragen.

Die in-vitro Untersuchung *Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit der optischen Digitalisierung* von *Quaas et al.* [2005] befasst sich mit der puderbedingten Formabweichung von aufgenommenen Präparationen. Demnach erreicht man nur durch einen dem Pudervorgang vorausgehenden Einsatz von *Liquid*, eine Polyäthylenglykol enthaltende wässrige Lösung, (z.B. *VITA CEREC Liquid*[®], VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) eine homogene und ausreichend geringe Puderschichtstärke. Besonders an Präparationskanten, Ecken oder inneren Stufen kommt es ohne die Vorbehandlung mit *Liquid* zu erhöhten Schichtdicken. Die puderbedingte mittlere absolute Abweichung beträgt aber auch hier noch 28,7 µm im Vergleich zu 55,6 µm bei alleiniger Puderanwendung ohne *Liquid*.

Zu einem vergleichbaren Ergebnis (Durchschnittswerte zwischen 38µm bis 85µm) kamen auch *Meyer et al.* in ihrer Untersuchung zur Optimierung der Puderapplikation [Meyer et al. 1991].

Durch den Einsatz direkt optisch digitalisierbarer Registrier – und Abformmaterialien, kann eine potentielle Fehlerquelle in der Ablaufkette CAD/CAM gefertigter Restaurationen vermieden werden.

2.8.3 Scannen von Gipsmodellen

Ist die Präparation intraoral nicht korrekt scanbar, kann die Digitalisierung eines Gipsmodells erfolgen. Hierbei muss beachtet werden, dass die optischen Eigenschaften des Modellgipses auf die optoelektronische Erfassung abgestimmt sind [Bindl 2008]. Direkt scanbare Modellgipse sind auf dem Dentalmarkt verfügbar (z.B. *esthetic-base*[®] *gold*, Dentona AG). Bei Verwendung eines primär nicht scanbaren Gipses kann die Modelloberfläche analog der intraoralen Möglichkeiten (Scanspray, Scanpuder) mattiert

werden oder alternativ mit antireflektiven Lacken vorbehandelt werden (z.B. *HinriScan-Lack*[®], Ernst Hinrichs GmbH, Goslar).

3. Zielsetzung der vorliegenden Untersuchung

Verschiedene Herstellungs- und Anwendungsverfahren bei Verwendung von Bissregistralen im *Cerec 3D*[®]-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) sollen zeigen, welches Vorgehen den entstehenden okklusalen Fehler von *Cerec*[®]-Restauration minimiert.

Folgende Arbeitshypothesen bezüglich der Übertragungsgenauigkeit werden aufgestellt und experimentell in vitro auf ihre Gültigkeit hin untersucht:

1. Es ist kein Unterschied festzustellen, ob ein Registrat intraoral oder auf einem Gipsmodell Verwendung findet.
2. Verstärktes Beschneiden der Registratoberfläche, die dem präparierten Stumpf anliegt, erhöht die Registratgenauigkeit.
3. Es ist kein Unterschied festzustellen, ob ein Registrat extraoral beschnitten und reponiert wird, oder ob es auf dem Stumpf zum Beschneiden verbleibt.
4. Es gibt hersteller- und materialabhängige Unterschiede in der Genauigkeit der scanbaren Materialien.
5. Ein nichtscanbares Material, das für das *Cerec*[®]-System konditioniert werden muss, ist weniger genau als scanbare Bissregistriermaterialien.

Die Präparationsgrenze des Zahns ist als ausgeprägte Hohlkehle gestaltet, wie sie für eine vollkeramische Krone indiziert ist. Die Stumpfausdehnung in mesio-distaler Richtung beträgt 9 mm, in vestibulo-oraler Richtung 12 mm. Die Stumpfhöhe beträgt 7 mm. Der Abstand der Stumpfoberfläche zur Okklusionsebene beträgt 2 mm, so dass ein entsprechender okklusaler Abtrag simuliert wird.

Auf der „Okklusionsebene“ wurden mittels eines Bohrers zum Setzen parapulpärer Stifte (KODEX-Bohrer, Coltène/Whaledent GmbH, Langenau) Gravuren gesetzt, die als Anhaltspunkt zum Auffinden späterer Messpunkte dienen.

Der Unterkiefer weist ein okklusales Relief aus insgesamt acht „Höckern“ und einer „Grube“ auf (Abb.13). Die Höcker aus Präzisions-Kugellagerkugeln mit dem Durchmesser $d=2,5$ mm (Abweichung $1\mu\text{m}$, Figge KG, Kirchhain) stehen bis zu ihrem Äquator aus der planen Messing-Unterlage hervor. Die „Grube“ ist zentral angeordneten und entspricht der Negativform einer Halbkugel.

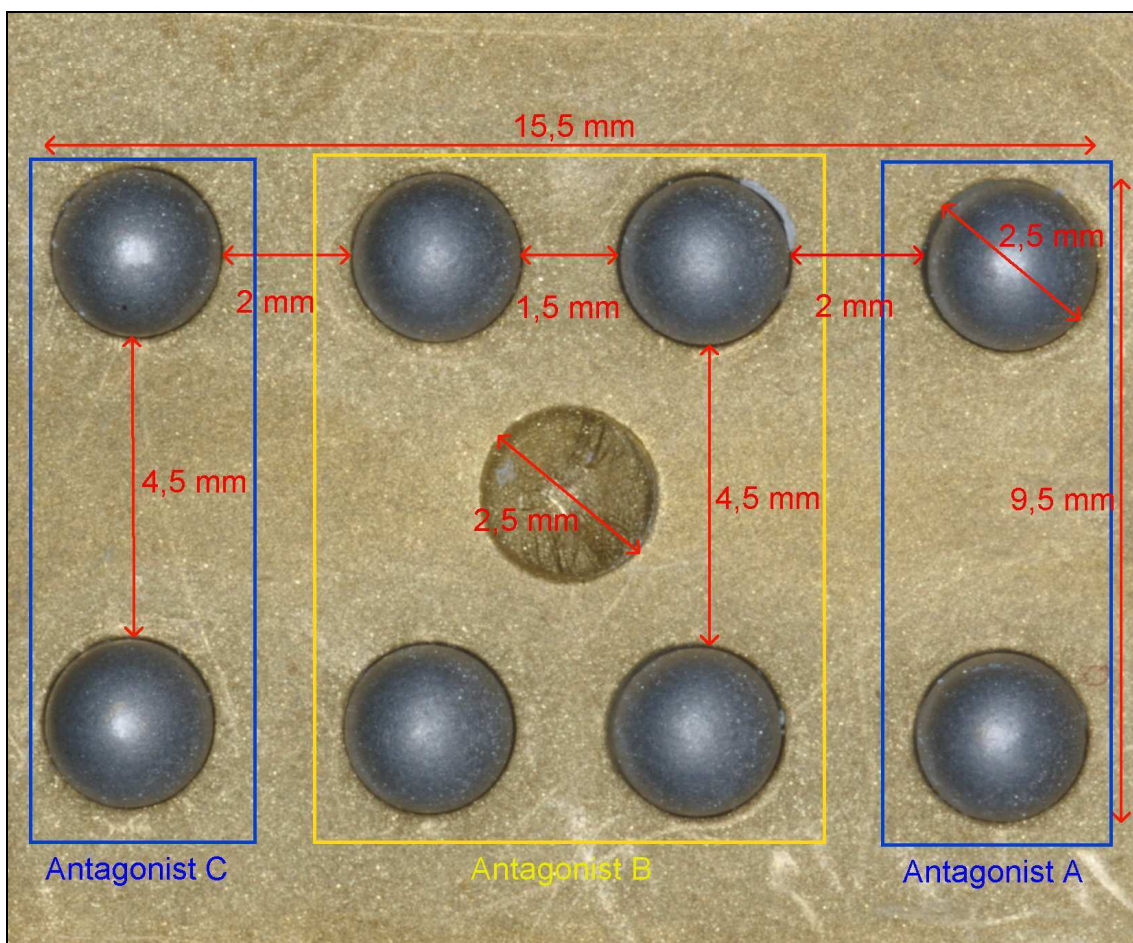


Abbildung 13: Detailansicht des stilisierten Unterkiefers

Die mittleren vier Kugeln symbolisieren den direkten Antagonist *B* des präparierten Zahnstumpfs *S*. Der Abstand der Kugeln in mesio-distaler Richtung beträgt 1,5 mm, in bucco-lingualer Richtung 4,5 mm, gemessen jeweils ab Außendurchmesser der Kugeln. Im Plateau zwischen den vier Kugeln befindet sich zentral die Grube mit der Tiefe 1,25 mm. Die mesial und distal gelegenen symbolisierten Nachbarzähne *A* und *C* sind nur halb abgebildet. Sie bestehen aus jeweils zwei Kugeln. Ihr bucco-lingualer Abstand beträgt 4,5 mm; die Entfernung zum nächstliegenden Höcker des Antagonisten *B* in mesialer / distaler Richtung beträgt 2 mm, gemessen jeweils ab Außendurchmesser der Kugeln.

Zur Aufnahme der Kugeln wurden an den von uns vorgegebenen Stellen Präzisionsbohrungen durch die Medizinisch-Technischen Werkstätten des Klinikums Marburg vorgenommen. Die Befestigung der Kugeln erfolgte mit einem dentalen Befestigungskomposit (*Panavia 21*[®], Kuraray Europe GmbH, Frankfurt am Main).

4.2 Montage der Patienten-Modelle in den Artikulator

Um miteinander vergleichbare Registrate zu erhalten wurden die Kiefermodelle fix zueinander montiert.

Mittels Hartgips der Klasse III (*TEST GRANIT*[®], Albaum Dental-Gipspräparate GmbH, Lehrte) wurden zunächst Sockel zur Aufnahme der Oberkiefer- und Unterkiefer-Modelle hergestellt. Dazu wurde der Gelbgips gemäß Herstellerangaben im Vakuumanmischgerät (*Multivac compact*[®], DeguDent GmbH, Hanau) angemischt, in Einmal-Plastikbecher gefüllt und die Modellträgerplatten des Artikulators (*Dentatus ARH*[®], Dentatus AB, Spånga, Schweden) in den noch nicht abgebundenen Gips gesetzt. Nach dem Abbinden wurden diese Sockel über die Modellplatten im Artikulator mit Feststellschraube montiert.

Sowohl das Oberkiefer- als auch das Unterkiefer-Modell wurden zur Verbesserung des Klebehalts an ihren Unterseiten mit dem Sandstrahler angeraut (*Korox 110*[®] *Edelkorund-Abstrahlmittel*, Bego GmbH, Bremen; Strahlgerät: *Basic classic*[®], Renfert GmbH, Hilzingen). Zunächst wurde zentral auf dem Unterkiefer-Sockel der Messingkörper mit dem antagonistischen Zahnrelief mit Sekundenkleber (*Bylamet S5*[®],

Byla GmbH, Runkel) befestigt. Zur weiteren Verbesserung des Halts wurden anschließend die Seitenflächen mit Gelbgips umgossen.

Nach dem Aushärten des Gipses wurde der Oberkiefer-Messingkorpus mit dem Zahnstumpf so auf das Unterkiefer-Modell gesetzt, dass alle vier Kugeln der teilabgebildeten Zähne A und C des Unterkiefers gleichzeitig auf die plane Okklusionsebene des Oberkiefer-Modells trafen. Ohne die eingestellte Zuordnung der Modelle zueinander zu ändern, wurde der Gipssockel des Oberkiefers mit frisch angemischtem Gelbgips beschickt und der Artikulator bis zum Erreichen des Inzisalstifts auf dem Inzisalteller (Einstellung: 0 mm) geschlossen. Auch hier wurden zur weiteren Verbesserung des Halts anschließend die Seitenflächen des Messingkörpers mit Gelbgips umgossen.

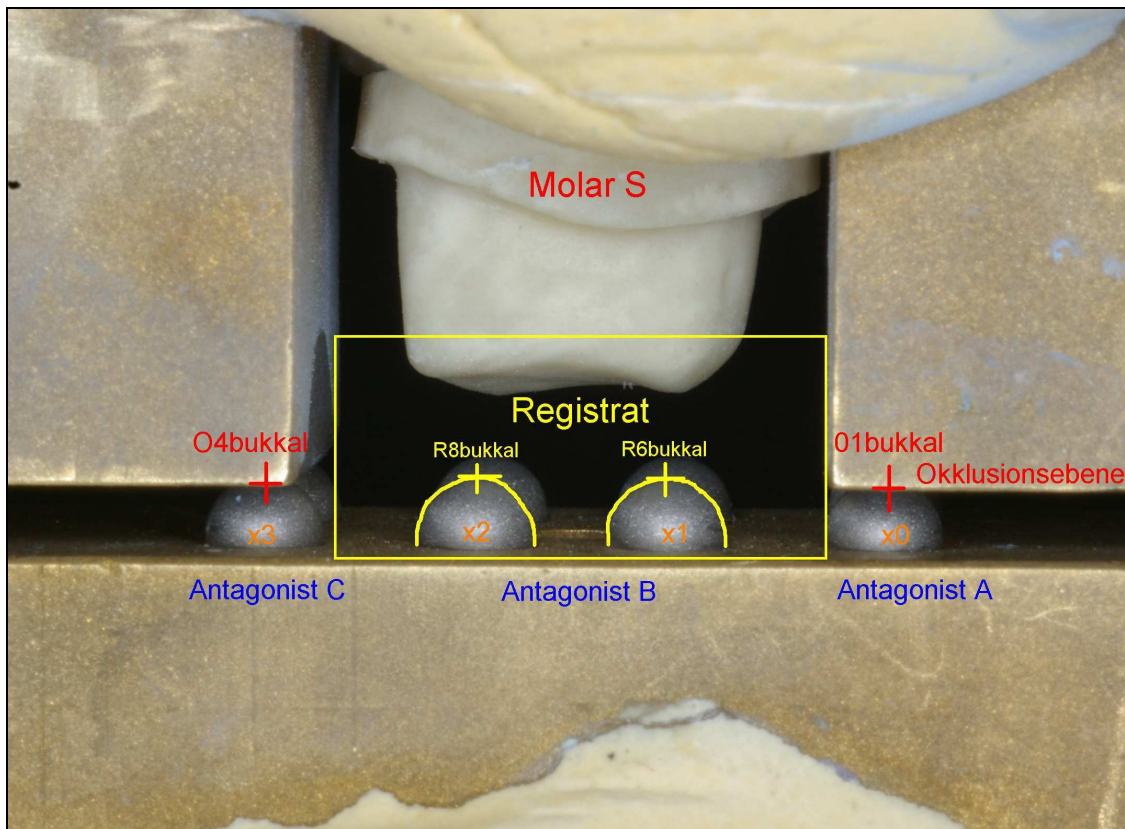


Abbildung 14: Detailansicht des okkludierenden Ober- und Unterkiefers von bukkal

Nach Montage der stilisierten Kiefer im Artikulator okkludieren sie an den Punkten O1bukkal-x0, O4bukkal-x3, O1lingual-x4 und O4lingual-x7, insgesamt also an vier Stellen (Abb.14).

Regelmäßig wurde der Erhalt dieser Kontaktsituation mit *Hanel Shimstock*-Folie (8 µm, Coltène/Whaledent GmbH, Langenau) überprüft.

Es verbleibt ein für eine Präparation typischer Abstand zwischen dem im Oberkiefer präparierten Zahnstumpf S und dem Antagonisten B, in dem nachfolgend die entsprechenden Registrare genommen wurden (Abb.15).



Abbildung 15: Registratherstellung

4.3 Abformung der Modelle und Herstellung der Laboranaloge

Zur Simulation der Nutzung von *Cerec 3D*[®] im zahntechnischen Labor werden Gips-Modelle des Zahnstumpfs im Oberkiefer benötigt. Dazu wurde der stilisierte Oberkiefer sechs mal mittels eines additionsvernetzenden Silikons (*Panasil Binetics putty*[®] mit *Panasil Contact plus*[®], Kettenbach GmbH, Eschenburg) in Doppelmischtechnik abgeformt (Abb.16). Als Abformmasseträger kamen Teilabformlöffeln (*VITA Einmal-Abdrucklöffel Unterkiefer BU II*, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) zum Einsatz.

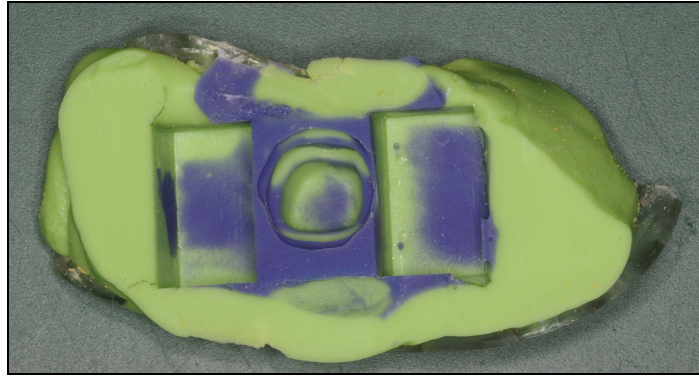


Abbildung 16: Abformung des Oberkiefers

Anschließend wurden diese mit scanbarem Superhartgips der Klasse IV (*Esthetic-base gold*[®], Dentona AG, Dortmund) nach Herstellerangaben ausgegossen (Abb.17).

Nach dem Aushärten des Gips wurden die Modell-Unterflächen plan betrimmt, so dass sie wackelfrei stehen.



Abbildung 17: Gipsmodell des Oberkiefers

4.4 Konstruktion einer Justierhilfe für die Cerec-Kamera

Um einen gleichbleibenden Objekt-Kamera-Abstand zu gewährleisten, den Tiefenschärfebereich der Kamera von 10-14 mm einzuhalten sowie die Aufnahme der *Cerec*[®]-Bilder zu vereinfachen, wurde eine tripodische Justierhilfe für die *Cerec*[®]-Kamera konstruiert und nach unseren Vorgaben durch die *Technischen Werkstätten* der *Philipps-Universität Marburg* hergestellt (Abb.18).

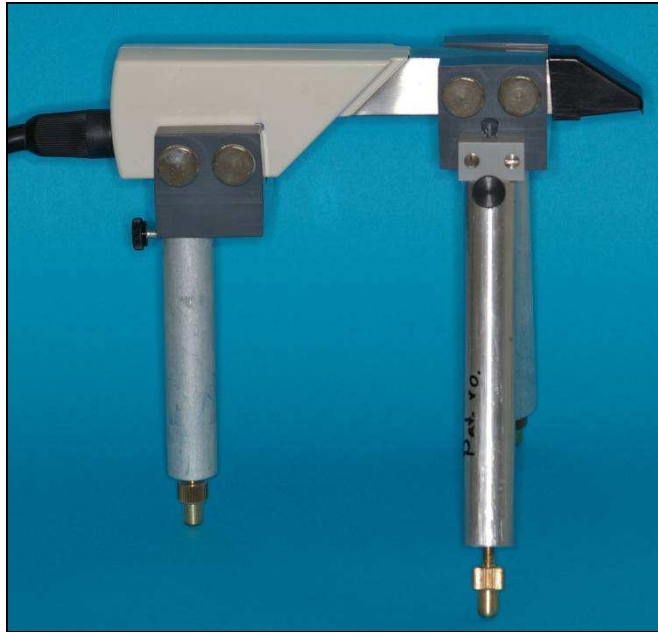


Abbildung 18: Justierhilfe mit Cerec-Kamera

Das Stativ besteht aus drei Teleskopbeinen aus Aluminium mit Stellschrauben an ihren unteren Enden (Gewindesteigung: $250\ \mu\text{m}$ je volle Umdrehung), die eine präzise Ausrichtung der Kamera ermöglicht. Zwei Teleskope befinden sich vorn relativ nah der Kameralinse jeweils rechts und links, die dritte am hinteren Ende des Kamerakorpus. Befestigt sind sie an zwei u-förmigen Kunststoff-Schienen, die den Korpus der Kamera umfassen und dort sicher mittels Feststellschrauben fixiert sind.

4.5 Vermessung der Kauflächen

Das Patientenmodell des Unterkiefer-Antagonisten wurde sowohl mechanisch als auch nach Einscannen im *Cerec 3D*[®]-System virtuell vermessen. Die erhobenen Werte dienen als Referenz zum Vergleich mit den über das *Cerec 3D*[®]-System erhobenen Daten aus den einzelnen Bissregstraten, und werden in eine eigens entwickelten Berechnungsformel eingesetzt.

4.5.1 Mechanische Vermessung

Zur mechanischen Vermessung des Unterkiefermodells wurde eine Messuhr (Abb.19) (*Modell IDC-125B*, Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss) verwendet.



Abbildung 19

4.5.1.1 Justierung vor Vermessung

Bevor mit der mechanischen Vermessung begonnen werden konnte, musste das Unterkiefer-Patientenmodell auf der Messunterlage so ausgerichtet sein, dass die maximale Abweichung von einem bukkalen mesialen Plateauwert y_0 des ersten Höckermesspunkts zu einem bukkalen distalen Plateauwert y_1 des letzten Plateauwerts kleiner $100 \mu\text{m}$ betrug (Abb.20). Dies erleichterte die Auswertung der Messung (s.u.). Zuvor wurde y_0 mittels Tara-Funktion auf „0“ gesetzt. Dasselbe galt für den Abstand des bukkalen mesialen Plateauwerts y_0 zum lingualen mesialen Plateauwert y_2 bzw. zum lingualen distalen Plateauwert y_3 (Abb.20). Abweichungen $\geq 100 \mu\text{m}$ wurden zuvor

durch Unterlegen kleiner Holzkeile unter das Artikulatorunterteil ausgeglichen. Jeder Plateauwert wurde drei Mal erhoben und der arithmetische Mittelwert gebildet (Tab.2).

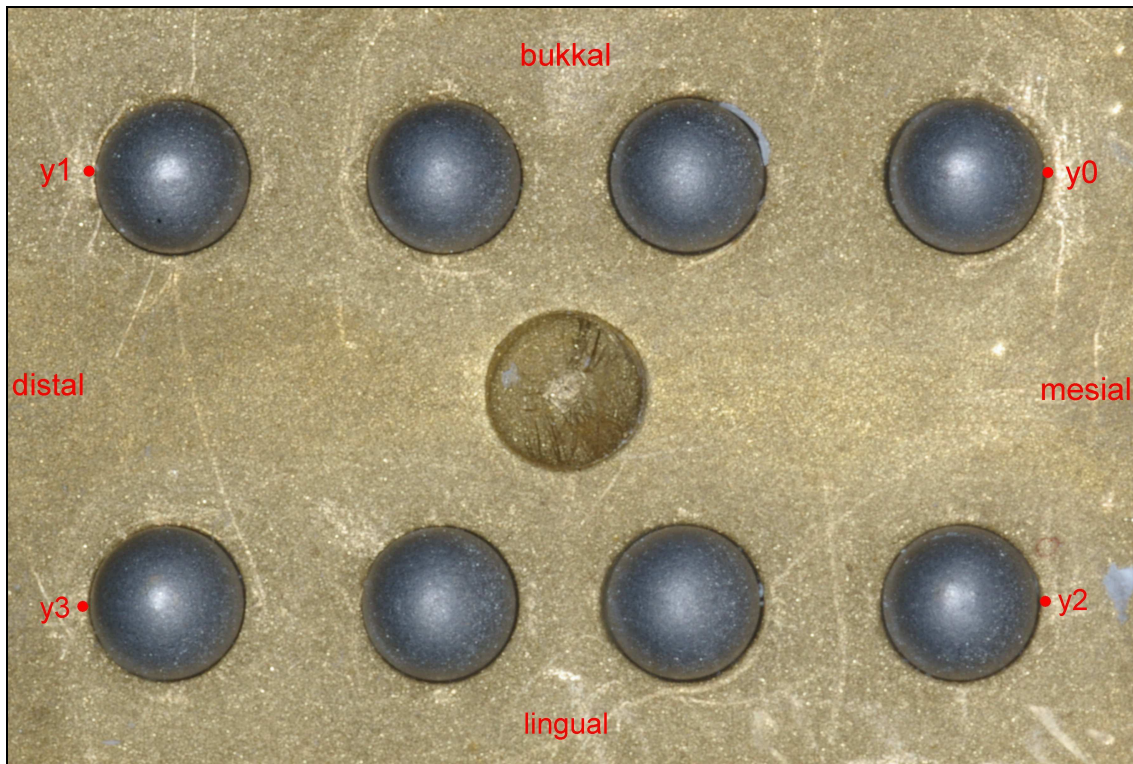


Abbildung 20: Messpunkte der erhobenen Plateauwerte

| Messpunkt | 1.Wert | 2.Wert | 3.Wert | Mittelwert |
|-----------|--------|--------|--------|------------|
| y0 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| y1 | 0,024 | 0,021 | 0,022 | 0,022 |
| y2 | -0,033 | -0,031 | -0,031 | -0,032 |
| y3 | -0,009 | -0,008 | -0,008 | -0,008 |

Tabelle 2: Justierung des Originalmodells vor mechanischer Vermessung, Angaben in mm

Um die Auswirkungen der Justierung und die Berechnung der Höhenwerte für die Höckerspitzen bzw. der zentralen Grube zu veranschaulichen wird im Folgenden eine Beispielrechnung durchgeführt:

Der Abstand der am weitesten voneinander entfernten Höckerspitzen für bukkal bzw. lingual beträgt 13 mm; der Abstand zwischen den bukkalen und lingualen

Höckerspitzen 7 mm (siehe auch Abb.13). Bei einer Abweichung in der Vertikalen von 100 µm über die gesamte Länge des Modells (15,5 mm) ergibt sich bezüglich der vom Cerec®-System „gesehenen“ Werte für die Lage der Werte in der Horizontalen folgender Fehler:

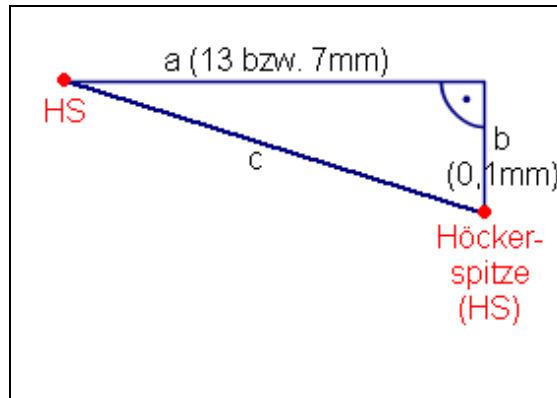


Abbildung 21

| | | |
|------------------------|---------------------------|--------------------------|
| es gilt | $c = \sqrt{13^2 + 0,1^2}$ | $c = \sqrt{7^2 + 0,1^2}$ |
| | $c = \sqrt{169,01}$ | $c = \sqrt{49,01}$ |
| $c^2 = a^2 + b^2$ | $c = 13,00038$ | $c = 7,00071$ |
| $c = \sqrt{a^2 + b^2}$ | zu 13,00000 mm | zu 7,00000 mm |

Dies bedeutet, dass bei Justierung des Modells innerhalb einer Toleranz von 100 µm der entstehende Fehler beim Vermessen der Höckerspitzen vernachlässigbar klein bei 0,38 bzw. 0,71 µm liegt.

4.5.1.2 Vermessung der Referenzwerte

Die mechanische Vermessung des Originals begann zunächst durch dreimaliges Bestimmen des höchsten Punktes x_0 , also der bukkalen mesialsten Höckerspitze (Abb.22). Dies geschah, indem die Sonde der Messuhr leicht angehoben wurde, das zu vermessende Modell so positioniert wurde, dass der augenscheinlich höchste Punkt der Kugel unter der Messsonde lag und so beim Absenken der Spitze getroffen wurde (Abb.23).

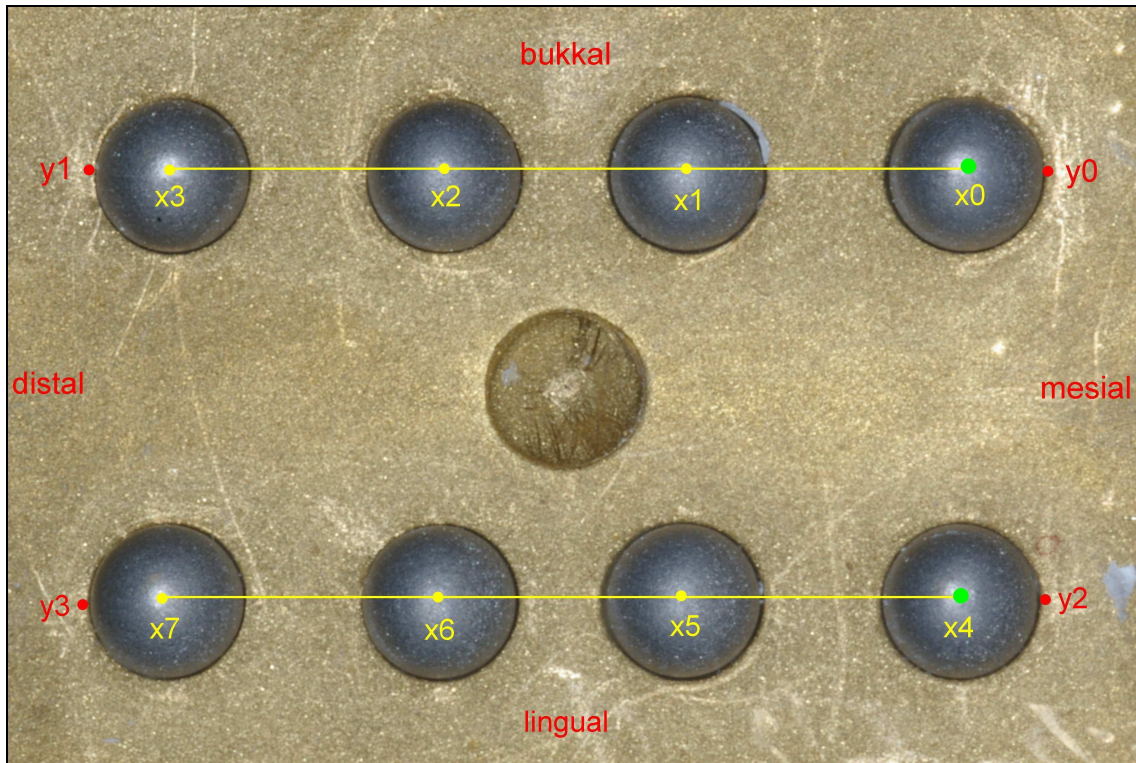


Abbildung 22: Vermessungsvorgehen zur mechanischen Vermessung, ausgehend von x0 und x4

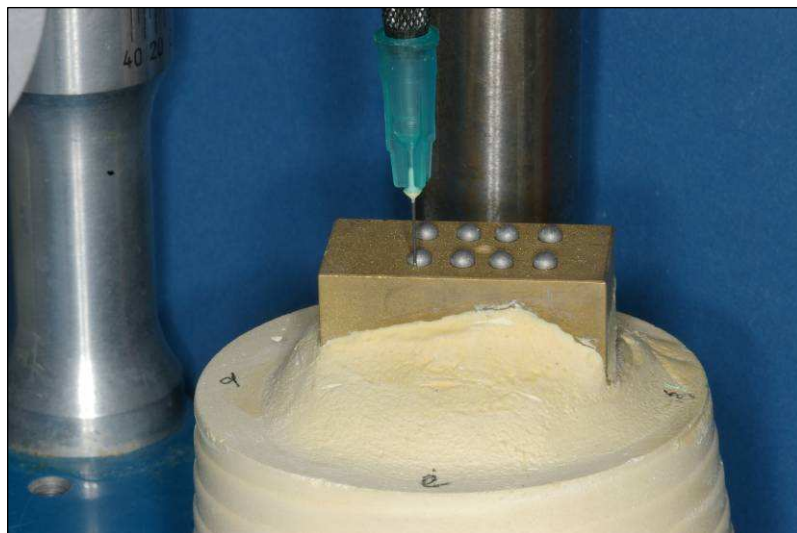


Abbildung 23: Mechanische Vermessung der Höckerspitzen

Dieser Wert wurde mit der Tara-Funktion der Messuhr auf „0“ gesetzt. Es folgte die Vermessung der weiteren bukkalen Höckerspitzen x1, x2 und x3 im direkten Vergleich zur Höckerspitze x0; man erhielt also die Differenz der Höckerspitzenhöhen. Auch

diese Messwerte wurden für jede Höckerspitze drei mal erhoben und der arithmetische Mittelwert gebildet (Tab.3).

| bukkale Höckerspitzen | | 1.Wert | 2.Wert | 3.Wert | Mittelwert |
|----------------------------------|----|---------------|---------------|---------------|-------------------|
| | x0 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | x1 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| | x2 | 0,019 | 0,016 | 0,015 | 0,017 |
| | x3 | 0,008 | 0,009 | 0,006 | 0,008 |

Tabelle 3: Bukkale Höckerspitzen des Originalmodells, Angaben in mm

Genauso wurde für die linguale Werte verfahren. Ausgehend vom „genullten“ Messpunkt x4 wurden die Punkte x5, x6 und x7 drei mal vermessen und der arithmetische Mittelwert gebildet (Tab.4).

| linguale Höckerspitzen | | 1.Wert | 2.Wert | 3.Wert | Mittelwert |
|-----------------------------------|----|---------------|---------------|---------------|-------------------|
| | x4 | 0 | 0 | 0 | 0,000 |
| | x5 | -0,002 | -0,003 | -0,002 | -0,002 |
| | x6 | 0,015 | 0,014 | 0,014 | 0,014 |
| | x7 | 0,009 | 0,008 | 0,011 | 0,009 |

Tabelle 4: Linguale Höckerspitzen des Originalmodells, Angaben in mm

Man erhält also für bukkal und lingual jeweils vier Höckerwerte. Die gewonnen Daten sind Bestandteil der Berechnungsformel, die zur Erhebung der Registratabweichung entwickelt wurde und nachfolgend erläutert wird.

4.5.1.3 Formelerläuterung des mathematischen Korrekturwerts

Dem Anfangspunkt x0 wurde wieder messtechnisch die Höhe „0“ zugewiesen (Tara-Funktion der Messuhr). Ideal wäre es gewesen, wenn es gelungen wäre das Modell so zu justieren, dass auch der Endpunkt x3 auf der Höhe 0 zu liegen gekommen wäre. Experimentell war dies jedoch nicht machbar, so dass in einer mathematischen

Berechnung das Modell so gekippt wird, dass x_3 die Höhe 0 erhält. Diese mathematische Korrektur der Messwerte wird folgendermaßen durchgeführt:

Aus dem für x_3 gemessenen Wert werden Korrekturwerte berechnet, die von x_2 bzw. x_1 abgezogen werden. Für die vorliegenden kleinen Kippungen kann in guter Näherung der Korrekturwert k folgendermaßen berechnet werden:

$$k_{x1} = \left[- \left(x_3 \cdot \frac{4,5}{13} \right) + x_1 \right]$$

$$k_{x2} = \left[- \left(x_3 \cdot \frac{8,5}{13} \right) + x_2 \right]$$

Ebenso wird, ausgehend von x_4 und x_7 , für die Höckerspitzen x_5 und x_6 verfahren:

$$k_{x5} = \left[- \left(x_7 \cdot \frac{4,5}{13} \right) + x_5 \right]$$

$$k_{x6} = \left[- \left(x_7 \cdot \frac{8,5}{13} \right) + x_6 \right]$$

Nachfolgende Tabellen zeigen die mathematischen Korrekturwerte k als Dezimalzahl.

| bukkale Höckerspitzen | | Mittelwert | Mathematischer Korrekturwert k |
|------------------------------|----|-------------------|--|
| | x0 | 0,000 | |
| | x1 | 0,001 | -0,0016542 |
| | x2 | 0,017 | 0,0116542 |
| | x3 | 0,008 | |

Tabelle 5: Korrekturwerte der bukkalen Höckerspitzen, Angaben in mm

| linguale Höckerspitzen | | Mittelwert | Mathematischer Korrekturwert k |
|-------------------------------|----|-------------------|--|
| | x4 | 0,000 | |
| | x5 | -0,002 | -0,005564533 |
| | x6 | 0,014 | 0,0082312 |
| | x7 | 0,009 | |

Tabelle 6: Korrekturwerte der lingualen Höckerspitze, Angaben in mm

4.5.1.4 Formelerläuterung zur Umrechnung der Cerec-Messwerte

Um die mit dem *Cerec*[®]-System erhobenen Messwerte ($M_{R6bukkal}$, $M_{R8bukkal}$, $M_{R6lingual}$, $M_{R8lingual}$) an den Messpunkten auf den Bissregistraten (R6bukkal, R8bukkal, R6lingual und R8lingual, vgl. Abb.14) mit den mechanisch gewonnenen Daten des Urmodells vergleichen zu können, werden sie nach untenstehender Formel, die analog zu der Formel aus 4.5.1.3 entwickelt wurde, mit den Korrekturwerten verrechnet: Es gilt

$$M_{R6bukkal} = \left[((-O1bukkal + R6bukkal) - (-O1bukkal + O4bukkal)) \cdot \frac{4,5}{13} \right] + k_{x1}$$

$$M_{R8bukkal} = \left[((-O1bukkal + R8bukkal) - (-O1bukkal + O4bukkal)) \cdot \frac{8,5}{13} \right] + k_{x2}$$

$$M_{R6lingual} = \left[((-O1lingual + R6lingual) - (-O1lingual + O4lingual)) \cdot \frac{4,5}{13} \right] + k_{x5}$$

und

$$M_{R8lingual} = \left[((-O1lingual + R8lingual) - (-O1lingual + O4lingual)) \cdot \frac{8,5}{13} \right] + k_{x6} .$$

Diese Formeln wurden in die *Excel*[®]-Eingabemaske zur Dokumentation der *Cerec*[®]-Messwerte integriert, so dass automatisiert vergleichbare Datensätze für jedes Registrat generiert wurden.

Entstehende positive Werte von M bedeuten, dass die Resaturation zu hoch angefertigt wird und Frühkontakte entstehen, negative Werte können eine Nonokklusion ergeben.

4.5.2 Optische Vermessung

Die optische Vermessung des Original-Unterkieferantagonisten im *Cerec 3D*[®]-System erfolgte mithilfe des Kamerastativs und wurde insgesamt fünf mal durchgeführt. Das einartikulierte Patienten-Modell musste, um für das *Cerec 3D*[®]-System optisch erfassbar zu sein, vor der optischen Aufnahme mittels Scanspray (*scan'spray plus*[®], Dentaco GmbH, Bad Homburg) konditioniert werden. Die Applikation erfolgte nach Herstellerangaben unter einem Abstand von ca. 4 cm aus verschiedenen Richtungen mit kurzen Sprühstößen, bis eine gleichmäßige Sprayschicht das Patienten-Modell bedeckte. Um die Auswertung der einzelnen Messungen zu vereinfachen (s. Kap. 4.5.1.1), wurde die zulässige Abweichung der am weitest voneinander entfernten Plateauwerte untereinander auf maximal 100 µm reduziert. War eine Korrektur erforderlich, erfolgte dies mittels der Stellschrauben an den Stativbeinen. Als Messinstrument diente die *Cerec*[®]-interne Höhenangabe, die rechts unten im Arbeitsfenster eingeblendet ist. Sie gibt die Höhe des Punktes auf dem virtuellen Modell wieder, auf dem die Spitze des Cursors ruht. Der absolute Nullpunkt der Cursorposition liegt auf der Unterseite des Modells. Nach erfolgter Justierung wurden die höchsten Punkte an den Höckern am virtuellen Modell drei Mal mit dem Cursor angefahren und die entsprechenden Höhenwerte in einer *Excel*-Tabelle (*Microsoft*[®] *Office Excel 2003 SP3*, Microsoft Deutschland, Unterschleißheim) notiert. Mittels *Excel*-Funktion wurde daraus der arithmetische Mittelwert gebildet.

Nach Einfügen der Einzelwerte (siehe Anhang Tab.12) in die Formel zur Fehlerberechnung (siehe 4.5.1.4) ergibt sich bei Scan des Original-Modells eine durchschnittliche Abweichung von -7 µm im Vergleich zu den mechanisch gewonnenen Referenzdaten. Dies belegt die hohe Präzision der *Cerec*[®]-Kamera als nachfolgend verwendetes Messinstrument.

4.6 Registratherstellung

Insgesamt wurden in dieser Arbeit zehn verschiedene Materialien auf Basis additionsvernetzender Silikone zur Bissregistrierung untersucht (Tab.7). Mit Ausnahme eines Materials sind alle aufgrund des Zusatzes von aufhellenden und kontrastliefernden

Pigmenten ohne vorhergehende Konditionierung optisch für das *Cerec 3D*[®]-System scanbar.

| Name | Hersteller | Verarbeitungszeit | Mundverweildauer |
|---|-----------------------------------|-------------------|------------------|
| <i>citoGum bite S-can</i> [®] | mds Medical & Dental Service GmbH | 20 Sek. | 1 Min. 15 Sek. |
| <i>Flexitime Bite</i> [®] | Heraeus Kulzer GmbH | 30 Sek. | mind. 30 Sek. |
| <i>Futar D Fast</i> [®] | Kettenbach GmbH & Co. KG | mind. 15 Sek. | mind. 45 Sek. |
| <i>Futar Scan</i> [®] | Kettenbach GmbH & Co. KG | mind. 15 Sek. | mind. 45 Sek. |
| <i>granit perfect 3D</i> [®] | müller-omicron GmbH & Co. KG | 30 Sek. | 30 Sek. |
| <i>Kanibite Scan</i> [®] | Kaniedenta GmbH & Co. KG | ca. 15 Sek. | ca. 45 Sek. |
| <i>pixelbite</i> [®] | Detax GmbH & Co. KG | 30 Sek. | 45 Sek. |
| <i>R-Si-Line Metal-Bite gold</i> [®] | R-dental GmbH | < 20 Sek. | ≥ 40 Sek. |
| <i>StoneBite scan</i> [®] | Dreve Dentamid GmbH | 30 Sek.± 5 Sek. | 80 Sek.± 5 Sek. |
| <i>Virtual CADbite Registration</i> [®] | Ivoclar Vivadent AG | max. 30 Sek. | mind. 45 Sek. |

Tabelle 7: Verwendete Bissnahmematerialien mit Verarbeitungszeiten

Die Registratherstellung erfolgte bei Raumtemperaturen zwischen 21 und 23 °C. Hierbei wurde das zuerst austretende Material verworfen, damit nur Material mit homogen durchmischter Konsistenz eingesetzt wurde. Anschließend wurden der präparierte Zahn und die antagonistischen Kauflächen im Unterkiefer umspritzt. Hierbei wurden die Höcker und die mittige Grube gezielt einzeln fein umspritzt (Abb.24). Dann wurde der Artikulator bis zum Kontakt der Kiefer (an den Punkten O1bukkal-x0, O4bukkal-x3, O1lingual-x4 und O4lingual-x7) durch das noch verformbare Material geschlossen (Abb.25). Mit einer Stoppuhr wurde die Einhaltung der durch den jeweiligen Hersteller vorgegebenen Einbringzeit kontrolliert (Tab.7). Die spezifische minimale Mundverweildauer (Tab.7) wurde aufgrund der hier niedrigeren Umgebungstemperatur im Vergleich zu einer *in-vivo* Verwendung großzügiger bemessen.

Generell wurde eine handelsübliche Sicherheits-Dosierpistole (Modell *Applyfix DS-50 1:1/1:2*, Kettenbach GmbH, Eschenburg) verwendet und die für das jeweilige Material vom Hersteller vorgegebene Automix-Kanüle mit Applikationstip (siehe Tab.9 Anhang) gewählt.

Je nach Versuchsserie wurden von jedem untersuchten Bissregistriermaterial fünf oder sechs Registrate angefertigt, die je nach Versuchsserie unterschiedlich oft vermessen wurden.

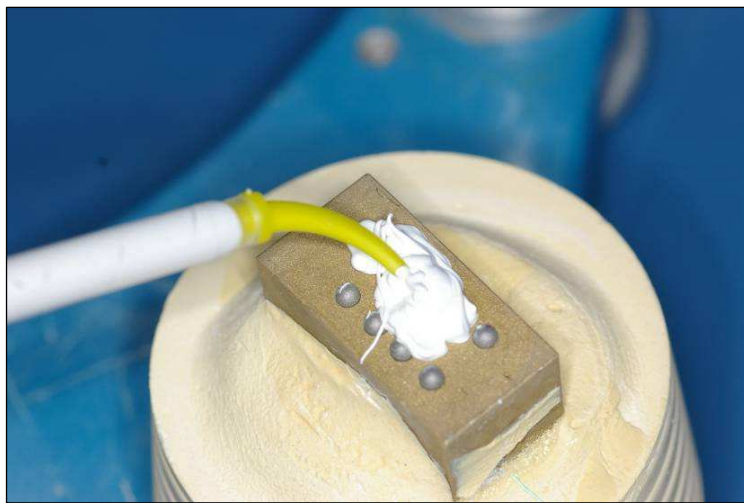


Abbildung 24: Materialapplikation



Abbildung 25

4.7 Vermessung der Registrate

Je nach Versuch wurden die Registrate unterschiedlichen Vorbehandlungen und Messungen unterzogen. Nachfolgend werden die beiden Standardverfahren erläutert, wie sie nahezu bei allen anschließend im Detail dargestellten Versuchen angewendet wurden.

4.7.1 Messung des getrimmten / beschnittenen Registrats

Diese Vorgehensweise simuliert das klinische *chairside*-Vorgehen am Patienten. Für die Messung wurde das Registrat vom präparierten Zahnstumpf entfernt und bis auf Randleistenniveau gekürzt, so dass lediglich der direkte Antagonist *B* im Registrat abgebildet war. Vor der Reposition des Registrats auf den Stumpf (Abb.27) wurde das plane okklusale Plateau mesial und distal des Stumpfs mit einer gleichmäßigen dünnen *scan'spray plus*[®]-Schicht optisch für das *Cerec*[®]-System erfassbar gemacht (Abb.26). Der präparierte Zahn wurde dabei durch ein Papier vor der Benetzung mit dem Scanspray geschützt. Für die Untersuchung des nichtscanbaren Materials (*Futar D Fast*[®], Kettenbach GmbH, Eschenburg) musste auch die Registrat-Oberfläche mitkonditioniert werden.



Abbildung 26: Oberfläche der Nachbarzähne konditioniert

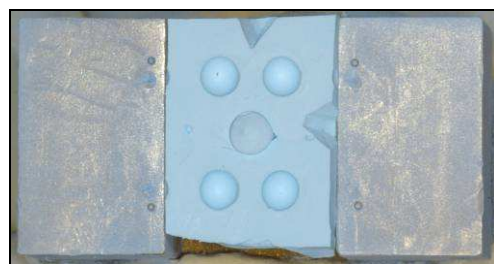


Abbildung 27: Beschnittenes Registrat reponiert



Abbildung 28: Optische Aufnahme

Nach Reposition des Registrats wurde eine erste optische Aufnahme gemacht (Abb.28). Man erhielt im *Cerec 3D*[®]-Fenster ein Bild, das das dreidimensionale Modell des Stumpfs mit Registrat zeigt. Dieses ist frei im Raum bewegbar und inspizierbar. Hier wurde es jedoch in seiner Lage nicht verändert, so dass man senkrecht auf den Stumpf mitsamt Registrat blickte (Abb.29).

Zunächst wurde wieder die korrekte Justierung der Kamera gegenüber dem Patientenmodell überprüft. Dazu wurden Messpunkte außerhalb des beschnittenen Registrats mit dem Cursor des Trackballs aufgesucht. Diese Messpunkte (*O1 bukkal*, *O1 lingual*, *O4 bukkal*, *O4 lingual*) liegen auf den benachbarten „Zähnen“ des präparierten Zahnstumpfs, dem okklusalen Plateau. Zum Auffinden dieser Punkte auf dem virtuellen Modell (Abb.29) wurden die am Patientenmodell angebrachten Gravuren verwendet (Abb.12), die sich in der Flucht der gesuchten Position befinden.

Die Höhendifferenz zwischen diesen vier weitest voneinander entfernten Punkten sollte nach *Cerec*[®]-Höhenangabe, rechts unten im *Cerec 3D*[®]-Fenster befindlich, weniger als 100 μm betragen. Gegebenenfalls wurde die Ausrichtung der Kamera zum Patientenmodell am Stativ korrigiert und die optische Aufnahme wiederholt.

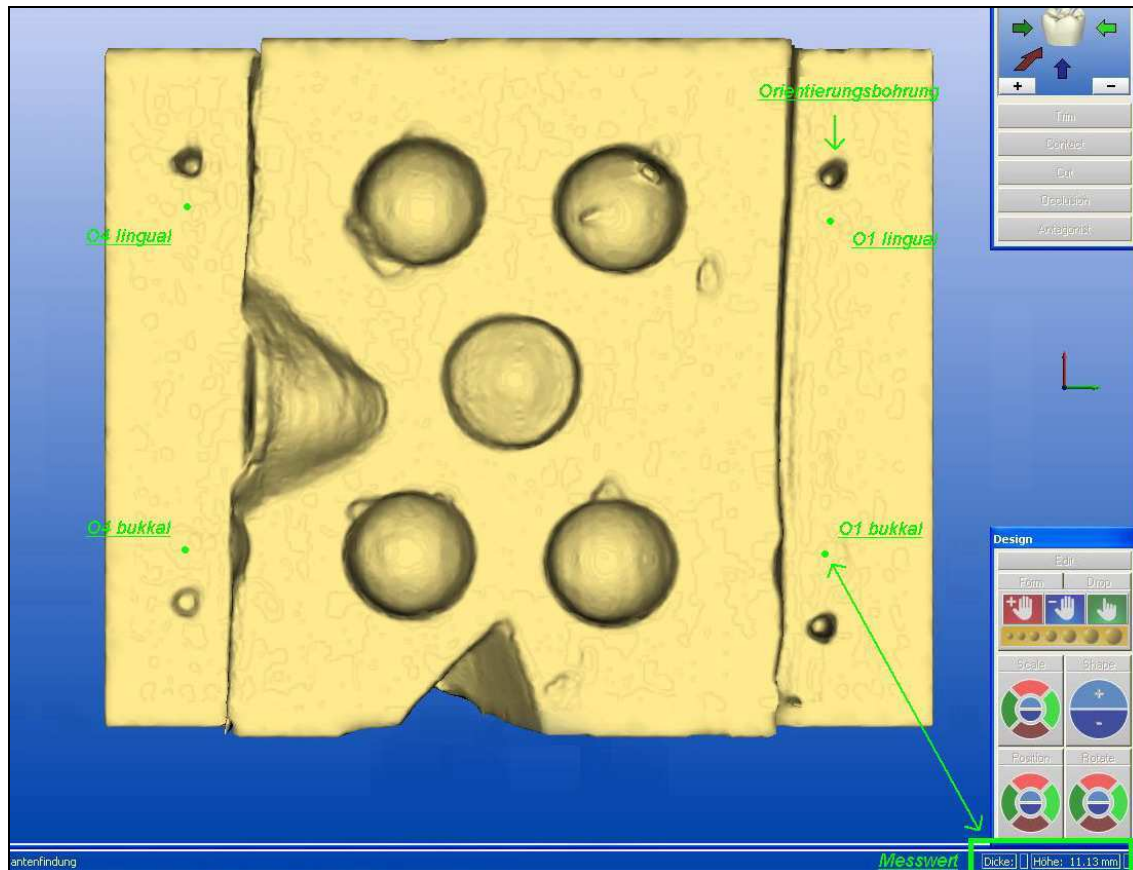


Abbildung 29: Virtuelles Modell mit Registrat

Um die ausreichende Genauigkeit dieser Methodik besser darzustellen bietet sich folgende Beispielrechnung zur Veranschaulichung an:

Zwischen den Messpunkten *O1 bukkal* und *O4 bukkal* beträgt der Abstand 13 mm (siehe auch Abb.2). Beträgt die Höhendifferenz zwischen diesen beiden Punkten in der Horizontalen 100 µm, so ergibt sich bei einer Ungenauigkeit von 0,5mm beim Anfahren einer der beiden Messpunkte folgender Fehler der Höhenmessung:

$$\frac{100}{2 \times 13} = 3,846 \mu\text{m}$$

Er liegt somit weit unterhalb der Auflösung der *Cerec*[®]-Kamera mit 25 µm.

War die korrekte Ausrichtung der Kamera bezüglich des Patienten erreicht, galt es die korrekte Reposition des Registrats auf dem Stumpf sicherzustellen. Dazu wurden vier

Plateauwerte um die vier Höckerimpressionen des Registrats erhoben. Auch hier war eine maximale Abweichung von 100 µm einzuhalten.

Gegebenenfalls wurde die Position des Registrats auf dem Stumpf korrigiert und die optische Abdrucknahme wiederholt.

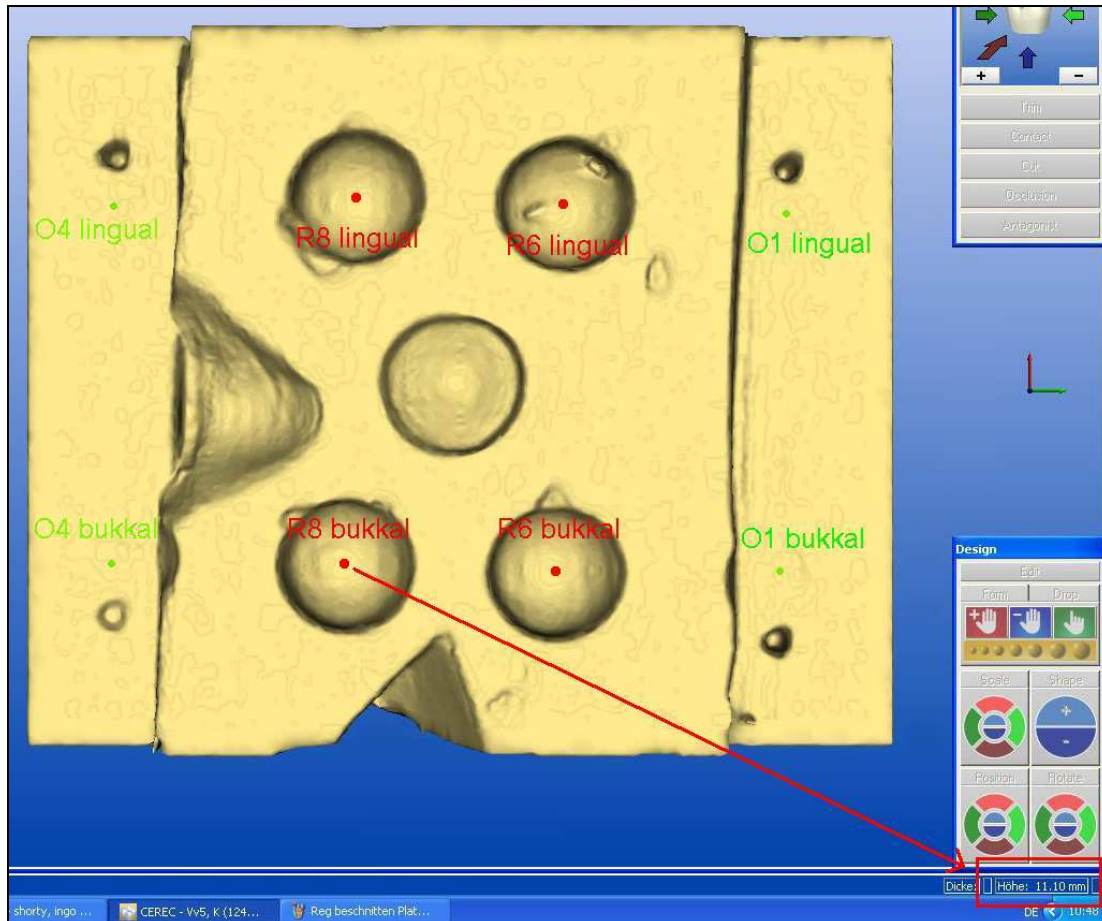


Abbildung 30

Nun konnte mit der eigentlichen Vermessung begonnen werden (Abb.30):

Bei den auf dem Registrat befindlichen Messpunkten (*R6 bukkal*, *R8 bukkal*, *R6 lingual*, *R8 bukkal*) wurde der tiefste messbare Wert innerhalb einer Impression mit dem Cursor aufgesucht und notiert. Der erhaltene Wert entspricht im Idealfall der höchsten Erhebung des abgeformten Antagonistenhöckers bei umgekehrten Vorzeichen.

Anschließend wurden die Messpunkte auf der Okklusionsebene (*O1 bukkal*, *O4 bukkal*, *O1 lingual*, *O4 lingual*) aufgesucht und notiert. Letztgenannte Punkte entsprechen der Position der Höckerspitzen der Antagonisten A und C in Schlussbisslage und dienen als Referenzwerte.

Alle Messpunkte wurden drei mal je Registrat erhoben. Die Einzelwerte wurden in einer *Excel*-Tabelle notiert und mittels enthaltener Formel korrigiert.

4.7.2 Messung des betrimmten /beschnittenen Registrats auf einem Gipsmodell

In diesem Messdurchlauf sollte die Verwendung des *Cerec 3D*[®]-Systems im Labor simuliert werden. Schwierige Patientensituationen wie subgingival verlaufende Präparationsränder sind für das *Cerec*[®]-System direkt im Patienten nur sehr eingeschränkt bis gar nicht optisch erfassbar. In einem solchen Fall ist man auf ein durch Abformung gewonnenes Gipsmodell angewiesen, das von der Kamera des *Cerec 3D*[®]-Systems sicher vermessen werden kann.

Die im Patienten hergestellten Registerate wurden nach dem Betrimmen auf die einzelnen Gipsmodelle *Modell 1* bis *Modell 6* gesetzt und mit *Cerec 3D*[®] optisch erfasst. Die Auswahl, welches Registrat auf welchem Gipsmodell vermessen wurde, folgte einem fest gelegten Rotationsschema, um eventuelle Modellungenauigkeiten zu streuen (Tab.8).

| | | | | | |
|-----------|------------------|-------------------|--------------|-----------------|-------------------|
| Futar D 1 | Stonebite scan 1 | Virtual CADbite 1 | Futar scan 1 | Kanibite scan 1 | Metal-bite gold 1 |
| Futar D 2 | Stonebite scan 2 | Virtual CADbite 2 | Futar scan 2 | Kanibite scan 2 | Metal-bite gold 2 |
| Futar D 3 | Stonebite scan 3 | Virtual CADbite 3 | Futar scan 3 | Kanibite scan 3 | Metal-bite gold 3 |
| Futar D 4 | Stonebite scan 4 | Virtual CADbite 4 | Futar scan 4 | Kanibite scan 4 | Metal-bite gold 4 |
| Futar D 5 | Stonebite scan 5 | Virtual CADbite 5 | Futar scan 5 | Kanibite scan 5 | Metal-bite gold 5 |

| | | | | | |
|-------------|-------------|-----------|-------------|-----------------|-----------------|
| granit 3D 1 | pixelbite 1 | citoGum 1 | Flexitime 1 | <i>Modell 1</i> | |
| granit 3D 2 | pixelbite 2 | citoGum 2 | Flexitime 2 | | |
| granit 3D 3 | pixelbite 3 | citoGum 3 | Flexitime 3 | | <i>Modell 3</i> |
| granit 3D 4 | pixelbite 4 | citoGum 4 | Flexitime 4 | | <i>Modell 4</i> |
| granit 3D 5 | pixelbite 5 | citoGum 5 | Flexitime 5 | | <i>Modell 5</i> |
| | | | | | <i>Modell 6</i> |

Tabelle 8: Rotationsschema der Registrat-Modellkombination

Bei der optischen Abdrucknahme wurde die Höhendifferenz zwischen „Patient“ und Modell durch Verwendung kürzerer Stativ-Beine an der Kamera-Justierhilfe und einen

Modelltisch (DeguDent GmbH, Hanau), wie er für die Vermessung von Modellen im Parallelometer verwendet wird, ausgeglichen (Abb.31). Da die Gipsmodelle aus scanbarem Gips (*Esthetic-base gold*[®], Dentona AG) hergestellt wurden, konnte auf eine optische Konditionierung verzichtet werden.

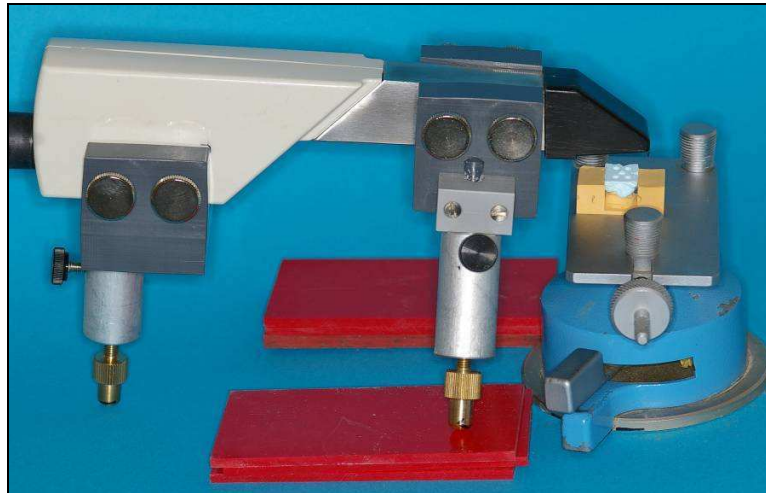


Abbildung 31: Messaufbau der Laborsituation

Zunächst wurde wieder die korrekte Ausrichtung der Kamera zum Gipsmodell überprüft und nach bekanntem Procedere justiert. Mit dem Cursor wurden die Messpunkte auf dem okklusalen Plateau aufgesucht, die außerhalb des beschnittenen Registrats lagen (*O1 bukkal, O1 lingual, O4 bukkal, O4 lingual*). Die Gravuren auf dem Plateau, die in der Flucht der gesuchten Messpunkte liegen, waren auch auf dem virtuellen Modell sicher zu erkennen (Abb.32). Die Höhendifferenz dieser Punkte zueinander sollte auch hier wieder weniger als 100 μm betragen. Gegebenenfalls wurde an den Stellschrauben des Stativs korrigiert und die optische Aufnahme wiederholt.

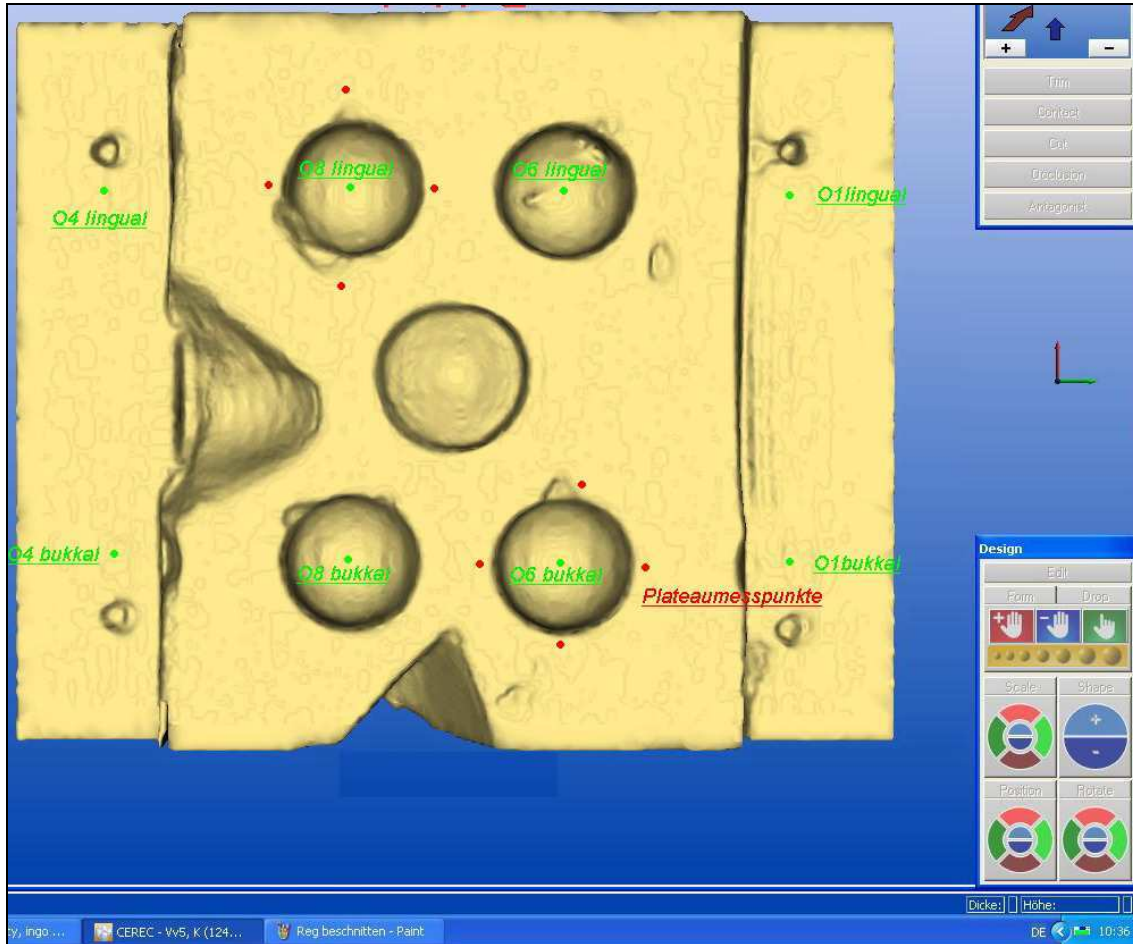


Abbildung 32: Justierung des Registrats auf einem Gipsmodell

Anschließend musste die korrekte Reposition des Registrats auf dem Gipsmodell durch Erhebung der vier Plateauwerte um die vier Höckerimpressionen sichergestellt sein. Wieder galt die maximal tolerable Abweichung von 100 μm , die gegebenenfalls durch Änderung der Registratposition auf dem Gipsstumpf und Wiederholung der optischen Aufnahme korrigiert wurde.

Nun konnte mit der Erhebung der Messwerte begonnen werden, die in gleicher Vorgehensweise erfolgte wie bereits in Kapitel 4.7.1 erläutert.

Insgesamt drei mal wurden alle Messpunkte auf dem Registrat sowie auf der Okklusionsebene der Gipsmodells erhoben, in einer Excel-Tabelle notiert und mittels enthaltener Formel korrigiert.

4.8 Beschreibung der Einzelversuche

4.8.1 Versuch 1

In diesem Versuch wurden alle zehn verfügbaren Materialien (siehe Tab.7) untersucht. Von jedem Material wurden fünf Registrate hergestellt. Alle Materialien wurden den oben beschriebenen Testverfahren 4.7.1 und 4.7.2 unterzogen.

4.8.2 Versuch 2

Untersucht wurden nur die Materialien *Kanibite scan*[®], *Futar scan*[®], *Virtual CADbite*[®] und *Metalbite gold*[®]. Diese Materialien haben in Versuch 1 nach dem Beschneiden und Reponieren durchschnittliche bis gute Ergebnisse erzielt, so dass sie als Ausgangsmaterialien ausgewählt wurden, um zum einen festzustellen, ob die Messabweichungen in der ersten Messung reproduzierbar und damit materialimmanent sind oder aufgrund eines Anwenderfehlers entstanden. Zum anderen sollte ein neues Beschneidungsvorgehen zeigen, ob verstärktes Beschneiden der Registrat-Oberflächen eine verbesserte Reposition des Registrats ermöglicht.

Von jedem Material wurden fünf Registrate hergestellt. Nach Herstellung wurden die Registrate vom Patientenmodell abgenommen, bis auf Randleistenniveau der Nachbarzähne beschnitten (vgl. 4.7.1) und zusätzlich die Umfassung des Stumpfhahns bis auf die Höckerimpression eingekürzt (Abb.33). Die Registrate wurden auf dem Patientenmodell reponiert, gescannt und virtuell vermessen.

Auch die Laborsituation wurde simuliert, indem die Registrate wieder in bekannter Weise auf Gipsmodelle umgesetzt wurden (vgl. 4.7.2).



Abbildung 33: Registratunterseite nach dem Beschneiden

4.8.3 Versuch 3

Versuch 3 ist eine Nachuntersuchung zu Versuch 2, nachdem dort das Material *Kanibite scan*[®] im Vergleich zu den übrigen untersuchten Materialien ein unterdurchschnittliches Ergebnis hinsichtlich der Repositionsgenauigkeit auf dem Zahnstumpf erzielte. Untersucht wurde nur das Material *Kanibite scan*[®], das nacheinander sowohl herkömmlich beschnitten als auch neu beschnitten vermessen wurde:

Insgesamt wurden fünf Register angefertigt. Zunächst wurde nur das Einkürzen bis auf Randleistenniveau durchgeführt, eine erste optische Abformung genommen und vermessen (vgl. 4.7.1). Danach wurde zusätzlich die Umfassung des Stumpfzahns bis auf die Höckerimpression eingekürzt und nach Reposition erneut optisch aufgenommen und vermessen (vgl. 4.8.2). Zuletzt erfolgte die Vermessung auf den Gipsmodellen (vgl. 4.7.2).

4.8.4 Versuch 4

In dieser Versuchsreihe wurden alle zehn Bissregistriermaterialien getestet (siehe Tab.7). Es wurden je Material sechs Register angefertigt.

Vor der ersten Messung fand ein neues Herstellungsverfahren Verwendung: Die Register wurden zum Beschneiden auf Randleistenniveau nicht vom Stumpf entfernt, sondern direkt auf dem Stumpf –intraoral- getrimmt. Des Weiteren beschränkte sich die

optische Konditionierung mit *scan´spray plus*[®] nicht nur auf die Nachbarzähne, sondern die Registratoberfläche wurde in einem Arbeitsschritt mit besprayed. Anschließend erfolgte eine weitere intraorale Messung, in der das Registrat abgenommen und nach Reposition auf dem Patientenstumpf anschließend erneut vermessen wurde. Dadurch ließ sich der bei Reposition entstehende Fehler bestimmen.

In beiden Messungen entspricht das Vermessungsvorgehen hinsichtlich Justierung und Messwerterhebung ansonsten dem in Kapitel 4.7.1 beschriebenen Vorgehen.

4.9 Angewandte statistische Methoden

Die Anwendung der statistischen Testverfahren der in *Excel* dokumentierten Messwerte erfolgte nach Export der Datensätze mit der Statistiksoftware *SPSS* (SPSS 13.0 für Windows, IBM Deutschland GmbH).

4.9.1 Arithmetischer Mittelwert

Der arithmetische Mittelwert (\bar{x}) ist der Quotient der Summe aller Einzelwerte ($\sum x$) durch die Anzahl der Messwerte (n).

$$\bar{x}_{\text{arithm}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}$$

4.9.2 Standardabweichung

Die Standardabweichung (s) ist ein Maß für die Streuung von Einzelwerten um einen Mittelwert. Sie definiert sich als die positive Quadratwurzel der Varianz

Die Varianz ist der Quotient der Summe der Quadrate der Abweichungen der Einzelwerte vom Mittelwert durch die um eins verminderte Anzahl der Messwerte.

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

4.9.3 Vorzeichentest nach *Dixon* und *Mood*

Dieses Testverfahren eignet sich für *verbundene Stichproben* bei kleinem Stichprobenumfang (ab $n=4$). Es werden die Vorzeichen der Differenzen von Messwerten verglichen, die vom gleichen Beobachtungsobjekt stammen. Prüfgrößen des Tests sind Anzahl von Beobachtungsobjekten, deren Messwerte sich mit dem einem bzw. dem anderen Vorzeichen geändert haben. Prüfparameter ist deren Summe n . Messwertpaare mit der Differenz 0 werden ignoriert. Anhand einer Prüftabelle lässt sich das Signifikanzniveau bestimmen

4.9.4 Paar-Differenz-Test nach *Wilcoxon*

Der Paar-Differenz-Test nach *Wilcoxon* kann für *abhängige verbundene Stichproben* ab $n=6$ verwendet werden. Hierbei werden Differenzen aus den Wertepaaren gebildet und mit Vorzeichen aufgelistet. Anschließend wird eine Rangliste mit den Absolutwerten der Differenzen erstellt. Dann werden die Ränge addiert, die zu den Differenzen mit dem selteneren Vorzeichen gehören. Messwertpaare mit der Differenz 0 werden ignoriert. Anhand einer Tabelle kann das Signifikanzniveau bestimmt werden.

4.9.5 U-Test nach *Wilcoxon*, *Mann* und *Whitney*

Der auch als *Mann-Whitney U-Test* bezeichnet Test ist geeignet für *unabhängige unverbundene Stichproben*. Die Werte aus beiden Stichprobengruppen werden zusammengeführt und eine Rangliste nach Absolutwerten aufgestellt. Allen Daten wird eine Rangzahl zugeordnet. Anschließend werden die Stichproben wieder getrennt und die Rangzahlen jeder Gruppe addiert. Die Signifikanz wird durch Einsetzen der Rangzahlen je Gruppe in Formeln und Hinzuziehen einer Tabelle bestimmt.

5. Ergebnisse

5.1 Versuch 1

Ziel dieses ersten Versuchs war die Bestimmung der Genauigkeit scanbarer Registrate bei intraoraler Verwendung und dem Einsatz auf einem Gipsmodell. Alle 10 Materialien wurden verwendet. Hierbei wurden die Registrate nach dem Aushärten vom Patientenmodell entfernt, auf Randleistenniveau der Nachbarzähne beschnitten und zunächst auf dem Patientenmodell reponiert und nach dem *Cerec*[®]-Scan virtuell vermessen.

Die Mittelwerte der einzelnen Registrate je Material wurden zu einem materialspezifischen gemittelten Wert zusammengefasst und die Standardabweichung berechnet. In der Abbildung 34 sind die Abweichungen der jeweiligen Materialien als Mittelwert mit positivem Anteil der Standardabweichung graphisch dargestellt. Die mittleren Abweichungen bewegen sich zwischen $-8\ \mu\text{m}$ und $49\ \mu\text{m}$. Allen Materialien mit Ausnahme von *Flexitime Bite*[®] (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) und *granit perfect 3D*[®] (müller-omicron GmbH, Lindlar) ist eine durchschnittliche Abweichung von etwa $20\ \mu\text{m}$ vom Originalmodell gemein.

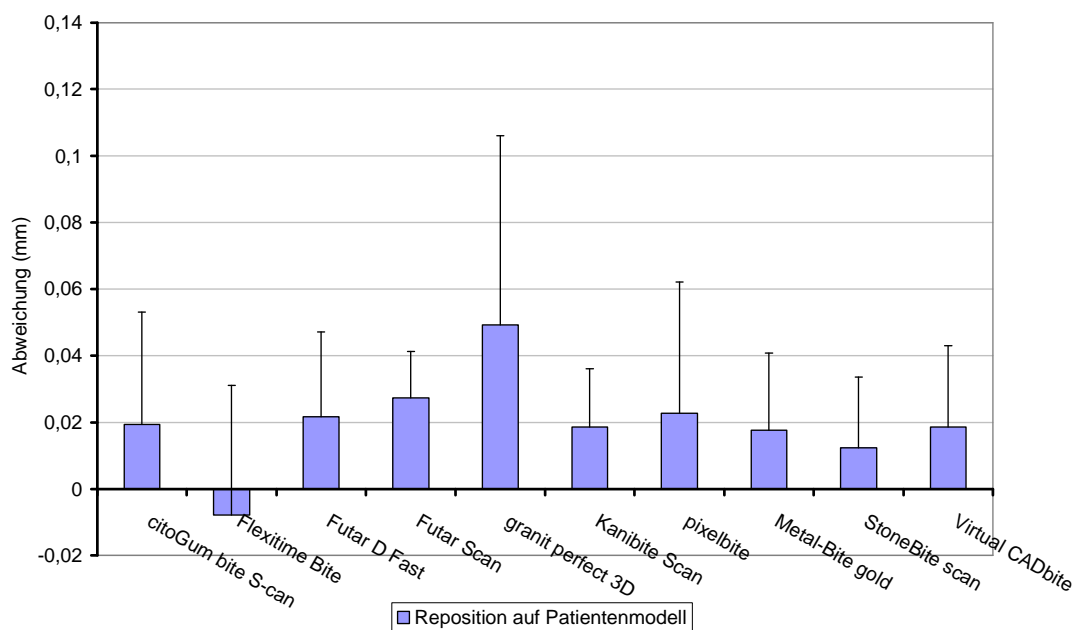


Abbildung 34: Abweichung der Registrate nach Reposition auf dem Patientenmodell

Im nächsten Messdurchlauf wurden die Registrate auf die Gipsmodelle umgesetzt und nach dem Einscannen im *Cerec 3D*[®]-System erneut virtuell vermessen. Wieder wurden die Mittelwerte der einzelnen Registrate je Material zu einem materialspezifischen gemittelten Wert zusammengefasst und die Standardabweichung berechnet. In der Abbildung 35 sind die Ergebnisse dieser Untersuchung dargestellt: Die Abweichungen (Mittelwert mit positivem Anteil der Standardabweichung) der jeweiligen Materialien für die Reposition auf den Gipsmodellen ist im direkten Vergleich zu der bereits oben (Abb.34) dargestellten Reposition auf dem Patientenmodell zu erkennen.

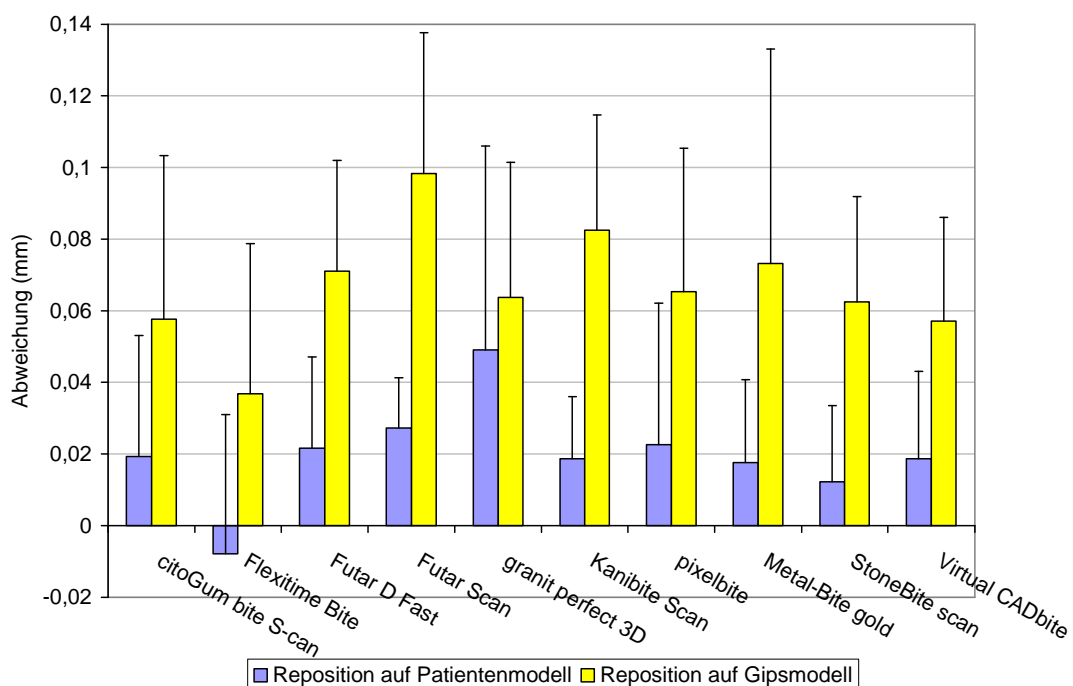


Abbildung 35: Intraorale Reposition vs. Reposition auf Gipsmodell

Hierbei liegt die entstehende Ungenauigkeit beim Umsetzen der Registrate auf ein Gipsmodell im Mittel zwischen 36 und 98 μm (Durchschnittswert: 67 μm).

Nachfolgend der statistische Vergleich der Situation *Reposition auf dem Patientenmodell* zu *Reposition auf Gipsmodell*. Hierzu wurden die Abweichungen an den vier Messpunkten der einzelnen Registrate zu einer Gesamtabweichung je Registrat als Mittelwert zusammengefasst. Die Änderung dieser Größe zwischen Reposition auf dem Patientenmodell und auf einem Gipsmodell wird mittels Vorzeichentest nach *Dixon* und *Mood* sowie Rangsummentest nach *Wilcoxon* betrachtet.

Sowohl der Vorzeichentest als auch der Rangsummentest weisen die Nullhypothese auf einem Signifikanzniveau von $p < 0,001$ zurück. Damit ist eine Verschlechterung bei der Verwendung eines Bissregistrats auf einem Gipsmodell hochsignifikant nachgewiesen.

Vorzeichentest

Häufigkeiten

| | | N |
|-----------------------|-----------------------------------|----|
| Reponiert_auf_Gips | Negative Differenzen ^a | 3 |
| - Intraoral_reponiert | Positive Differenzen ^b | 47 |
| | Bindungen ^c | 0 |
| | Gesamt | 50 |

a. Reponiert_auf_Gips < Intraoral_reponiert

b. Reponiert_auf_Gips > Intraoral_reponiert

c. Reponiert_auf_Gips = Intraoral_reponiert

Statistik für Test^a

| | |
|--------------------------------------|--|
| | Reponiert_auf_Gips - Intraoral_reponiert |
| Z | -6,081 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 |

a. Vorzeichentest

Wilcoxon-Test

Ränge

| | | N | Mittlerer Rang | Rangsumme |
|-----------------------|----------------|-----------------|----------------|-----------|
| Reponiert_auf_Gips | Negative Ränge | 3 ^a | 19,33 | 58,00 |
| - Intraoral_reponiert | Positive Ränge | 47 ^b | 25,89 | 1217,00 |
| | Bindungen | 0 ^c | | |
| | Gesamt | 50 | | |

a. Reponiert_auf_Gips < Intraoral_reponiert

b. Reponiert_auf_Gips > Intraoral_reponiert

c. Reponiert_auf_Gips = Intraoral_reponiert

Statistik für Test^b

| | |
|---|---|
| | Reponiert_ auf_Gips - Intraoral_ reponiert |
| Z | -5,594 ^a |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 |

a. Basiert auf negativen Rängen.

b. Wilcoxon-Test

5.2 Versuch 2

Dieser Teil der Untersuchung sollte zeigen, ob verstärktes Beschneiden der Registrat-Oberfläche, die dem Stumpf aufliegt, eine verbesserte Reposition des Registrats ermöglicht und damit die Registratgenauigkeit bei Verwendung mit dem *Cerec 3D*[®]-System erhöht. Untersucht wurden nur die Materialien *Kanibite scan*[®] (Kaniedenta GmbH, Herford), *Futar scan*[®] (Kettenbach GmbH, Eschenburg), *Virtual CADbite*[®] (*Heraeus Kulzer GmbH, Hanau*) und *Metalbite gold*[®] (R-Dental GmbH, Hamburg).

Die Registerate wurden hierzu nach dem Aushärten extraoral beschnitten, wobei zusätzlich die Umfassung des Stumpfhahns bis auf die Höckerimpression eingekürzt wurde. Anschließend wurden sie auf dem Patientenmodell reponiert, gescannt und virtuell vermessen.

Die Mittelwerte der einzelnen Registerate je Material wurden zu einem materialspezifischen gemittelten Wert zusammengefasst und die Standardabweichung berechnet. In Abbildung 36 sind die Einzelergebnisse dieses Versuchs als materialspezifischer Mittelwert mit positivem Anteil der Standardabweichung dargestellt.

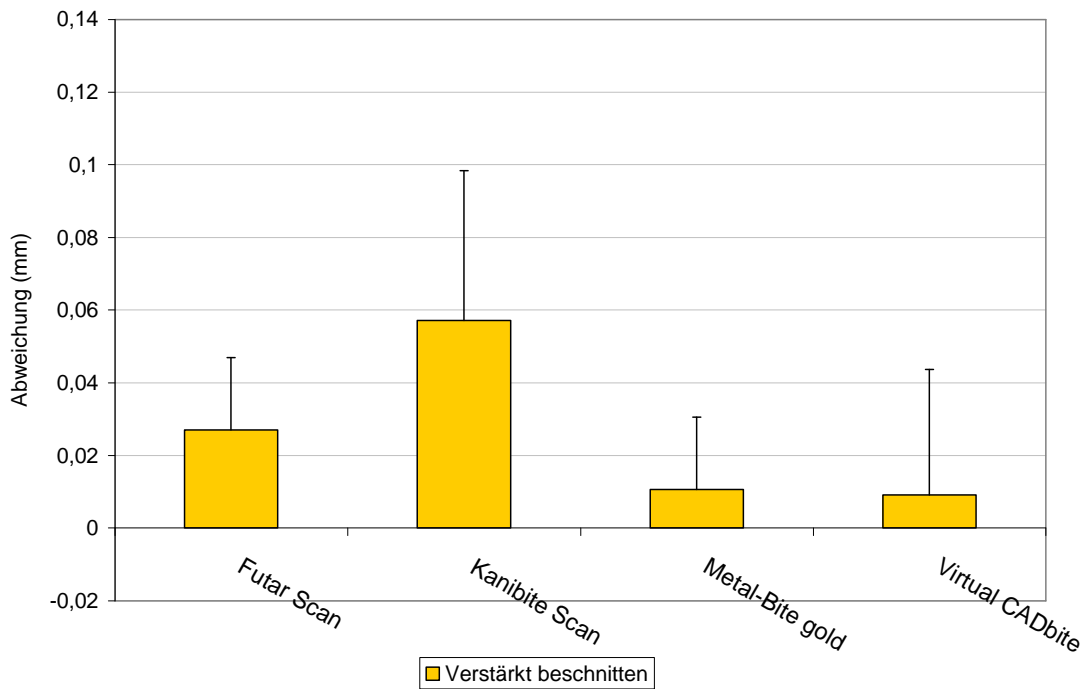


Abbildung 36: Abweichungen der verstärkt beschnittenen Registrate bei intraoraler Reposition

Abbildung 37 soll den Vergleich zwischen herkömmlich beschnittenen Registraten aus dem vorhergehenden Versuch 1 und den Ergebnissen dieses Versuchs illustrieren.

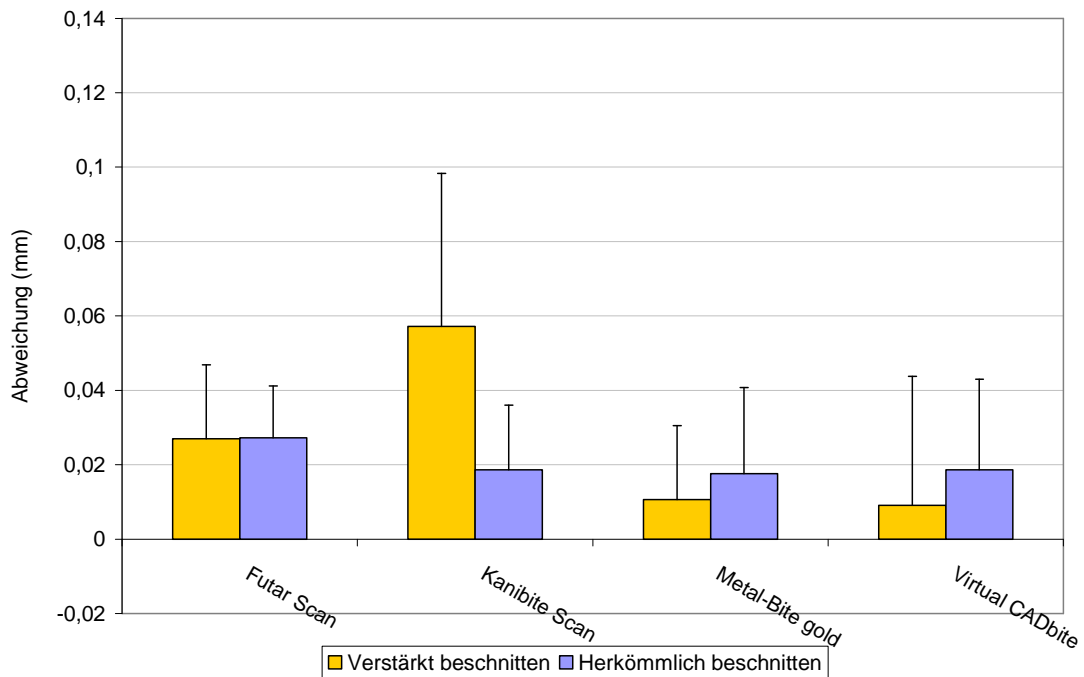


Abbildung 37: Vergleich der herkömmlich und verstärkt beschnittenen Registrate bei intraoraler Reposition

Es zeigt sich ein heterogenes Ergebnis: Bei Betrachtung der Mittelwerte hat sich *Kanibite Scan*[®] im Verfahren des verstärkten Beschneidens massiv verschlechtert, während die übrigen drei Materialien scheinbar dadurch an Repositionsgenauigkeit gewonnen haben. Bei Betrachtung der Standardabweichung schneidet das neue Verfahren allerdings schlechter ab.

Der statistische Vergleich der Situation *Herkömmlich beschnitten* zu *Verstärkt beschnitten* soll Aufschluss über das genauere Verfahren geben. Hierzu werden die Abweichungen an den vier Messpunkten der einzelnen Registrare zu einer Gesamtabweichung je Registrar als Mittelwert zusammengefasst und miteinander verglichen. Die statistische Untersuchung erfolgt mittels U-Test nach *Wilcoxon*, *Mann* und *Whitney*, da hier unverbundene Stichproben aus zwei unterschiedlichen Versuchen miteinander verglichen werden sollen.

Ein Unterschied in der Genauigkeit kann demnach aufgrund der Stichprobe nicht nachgewiesen werden.

Mann-Whitney-Test

Ränge

| | Gruppe | N | Mittlerer Rang | Rangsumme |
|------------|--------|----|----------------|-----------|
| Registrare | 1,00 | 20 | 21,15 | 423,00 |
| | 2,00 | 20 | 19,85 | 397,00 |
| | Gesamt | 40 | | |

Gruppe 1: Neu beschnitten

Gruppe 2: Herkömmlich beschnitten (aus V5)

Statistik für Test^b

| | Registrare |
|--|-------------------|
| Mann-Whitney-U | 187,000 |
| Wilcoxon-W | 397,000 |
| Z | -,352 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,725 |
| Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)] | ,738 ^a |

a. Nicht für Bindungen korrigiert.

b. Gruppenvariable: Gruppe

Der Vollständigkeit halber seien hier noch die Ergebnisse des Umsetzens der Registerate auf die Gipsmodelle erläutert. Der hier gemessene Fehler zwischen 91 und 128 μm fällt im Vergleich zu den konventionell beschnittenen Registraten aus dem vorhergehenden Versuch 1 generell größer aus (Abb. 38). Auf eine statistische Betrachtung wurde verzichtet.

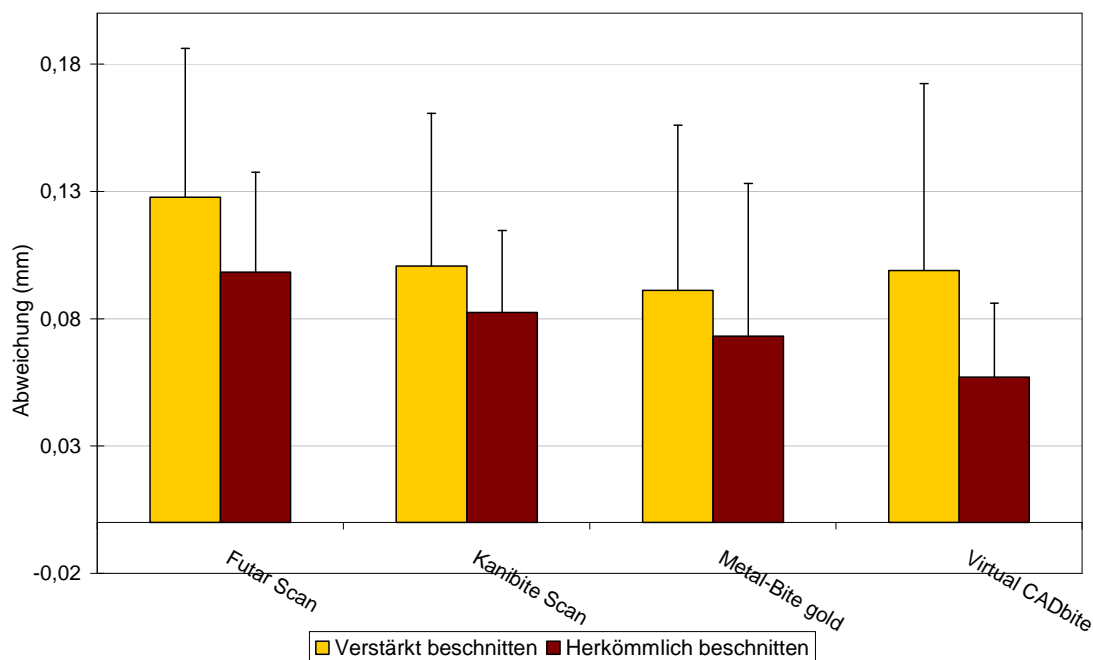


Abbildung 38: Vergleich der verstärkt beschnittenen und herkömmlich beschnittenen Registerate bei Reposition auf einem Gipsmodell

5.3 Versuch 3

Diese Nachuntersuchung zu Versuch 2 sollte nochmals das alte Beschneidungsvorgehen im Vergleich zum verstärkten Beschneiden beleuchten. Stellvertretend wurden fünf Registerate aus *Kanibite Scan*[®] zunächst herkömmlich beschnitten und intraoral vermessen, dann weitergehend verstärkt beschnitten und nochmals auf dem Patientenmodell vermessen.

In Abbildung 39 sind die Ergebnisse im Vergleich zu einem ausschließlich herkömmlich beschnittenen Registrat (aus Versuch 1) und einem ausschließlich stärker beschnittenen Registrates (aus Versuch 2) gleichen Materials mit Mittelwert und positivem Anteil der Standardabweichung graphisch dargestellt.

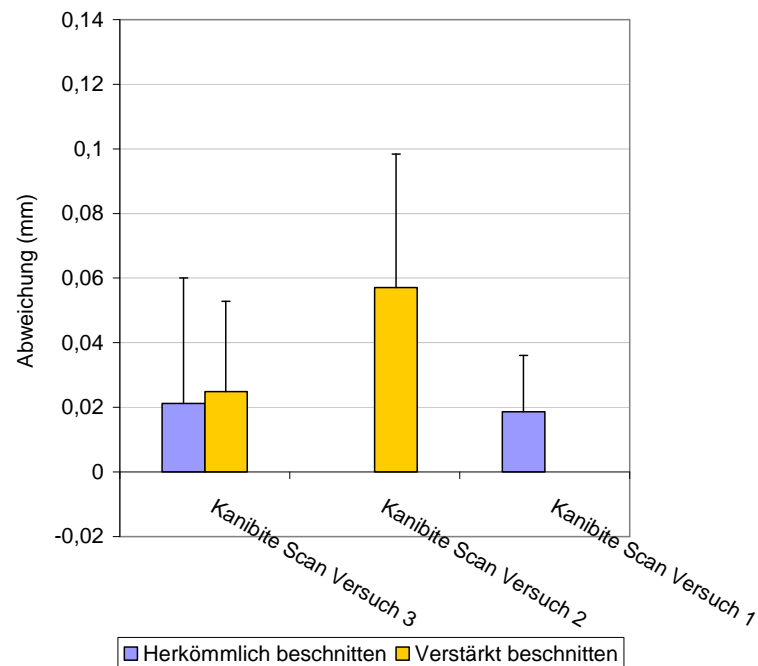


Abbildung 39: Vergleich der unterschiedlich beschnittenen Registrate

Es zeigt sich, dass das vergleichsweise schlechte Abschneiden des Materials *Kanibite Scan*[®] in Versuch 2 nicht reproduzierbar ist. Bei gleicher Vorgehensweise zeigte sich hier nach Durchführung beider Beschneidungsarten am selben Registrat kein Unterschied in der erreichbaren Registratpräzision. Der Vergleich zu den ausschließlich konventionell beschnittenen Registraten aus Versuch 1 zeigt ebenfalls keinen nennenswerten Unterschied.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Vorzeichentest nach *Dixon* und *Mood* sowie dem Rangsummentest nach *Wilcoxon*.

Ein Unterschied in der Genauigkeit kann aufgrund der Stichprobe nicht nachgewiesen werden.

Wilcoxon-Test

Ränge

| | | N | Mittlerer Rang | Rangsumme |
|------------------------|----------------|----------------|----------------|-----------|
| NeuBeschnitten - | Negative Ränge | 2 ^a | 3,00 | 6,00 |
| HerkömmlichBeschnitten | Positive Ränge | 3 ^b | 3,00 | 9,00 |
| | Bindungen | 0 ^c | | |
| | Gesamt | 5 | | |

a. NeuBeschnitten < HerkömmlichBeschnitten

b. NeuBeschnitten > HerkömmlichBeschnitten

c. NeuBeschnitten = HerkömmlichBeschnitten

Statistik für Test^b

| | Neu Beschnitten - Herkömmlich Beschnitten |
|---|--|
| Z | -,405 ^a |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,686 |

a. Basiert auf negativen Rängen.

b. Wilcoxon-Test

Vorzeichentest

Häufigkeiten

| | | N |
|------------------------|-----------------------------------|---|
| NeuBeschnitten - | Negative Differenzen ^a | 2 |
| HerkömmlichBeschnitten | Positive Differenzen ^b | 3 |
| | Bindungen ^c | 0 |
| | Gesamt | 5 |

a. NeuBeschnitten < HerkömmlichBeschnitten

b. NeuBeschnitten > HerkömmlichBeschnitten

c. NeuBeschnitten = HerkömmlichBeschnitten

Statistik für Test^b

| | Neu Beschnitten - Herkömmlich Beschnitten |
|----------------------------------|--|
| Exakte Signifikanz (2-seitig) | 1,000 ^a |

a. Verwendete Binomialverteilung.

b. Vorzeichentest

5.4 Versuch 4

In diesem Versuch soll untersucht werden, wie sich Manipulationen am Registrat auf die Präzision auswirken.

Hierzu wurden von jedem der 10 Materialien sechs Registrare angefertigt und ohne Abnahme vom Patientenmodell auf Randleistenniveau beschnitten und vermessen. Anschließend wurden sie abgenommen, auf dem Patientenmodell reponiert und vermessen.

Die Ergebnisse sind mit Mittelwert und positivem Anteil der Standardabweichung in Abbildung 40 abgebildet. Demnach zeigen alle Materialien nach Abnahme und Reposition auf dem Zahnstumpf eine größere Abweichung als nach der ersten Vermessung.

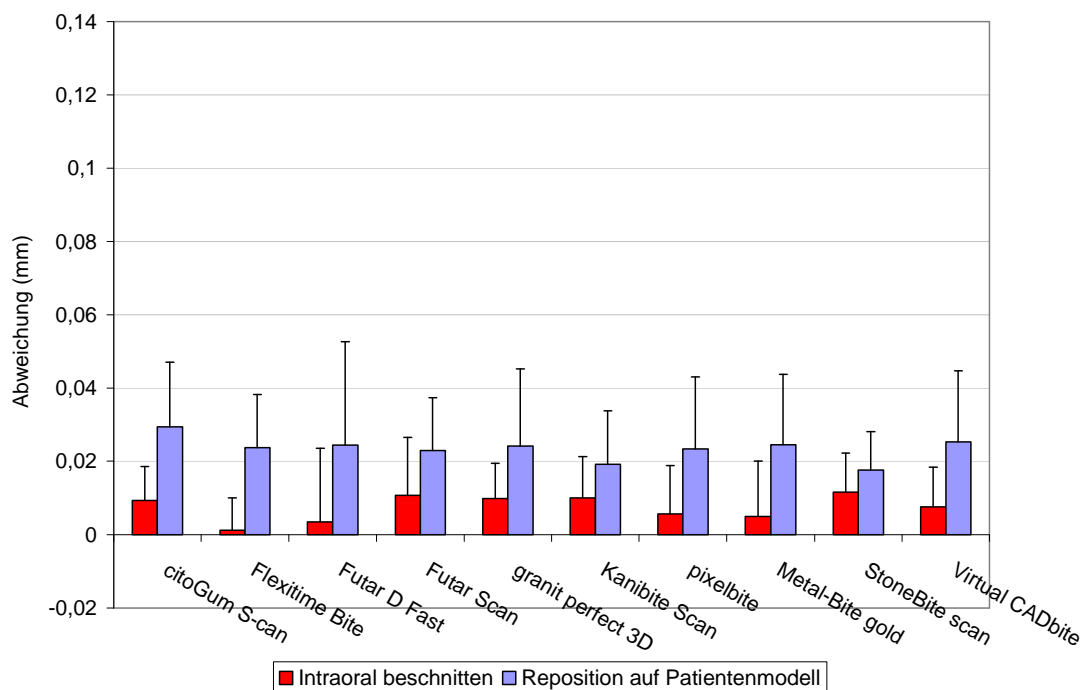


Abbildung 40: Darstellung der Präzision vor und nach Abnahme des Registrats vom Stumpf

Zur Statistischen Betrachtung werden die Abweichungen an den vier Messpunkten der einzelnen Registrare zu einer Gesamtabweichung je Registrat als Mittelwert zusammengefasst. Die Änderung dieser Größe zwischen *Intraoral beschnitten* und *Reposition auf Patientenmodell* wird mittels Vorzeichentest nach *Dixon* und *Mood* sowie Rangsummentest nach *Wilcoxon* betrachtet.

Es ergibt sich eine hochsignifikante Verschlechterung bei Abnehmen und Reposition des Registrats ($p < 0,001$), so dass die Nullhypothese verworfen werden kann.

Wilcoxon-Test

Ränge

| | | N | Mittlerer Rang | Rangsumme |
|---------------------------------------|----------------|-----------------|----------------|-----------|
| Reponiert - Intraoral_ beschnitten | Negative Ränge | 4 ¹ | 13,63 | 54,50 |
| | Positive Ränge | 56 ² | 31,71 | 1775,50 |
| | Bindungen | 0 ³ | | |
| | Gesamt | 60 | | |

1. Reponiert < Intraoral_beschnitten
2. Reponiert > Intraoral_beschnitten
3. Reponiert = Intraoral_beschnitten

Statistik für Teste

| | Reponiert - Intraoral_ beschnitten |
|---|--|
| Z | -6,336 ¹ |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 |

1. Basiert auf negativen Rängen.
2. Wilcoxon-Test

Vorzeichentest

Häufigkeiten

| | | N |
|---------------------------------------|-----------------------------------|----|
| Reponiert - Intraoral_ beschnitten | Negative Differenzen ¹ | 4 |
| | Positive Differenzen ² | 56 |
| | Bindungen ³ | 0 |
| | Gesamt | 60 |

1. Reponiert < Intraoral_beschnitten
2. Reponiert > Intraoral_beschnitten
3. Reponiert = Intraoral_beschnitten

Statistik für Test¹

| | Reponiert - Intraoral_ beschnitten |
|---|--|
| Z | -6,584 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 |

1. Vorzeichentest

6. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, mit welcher Genauigkeit Bissregistrare im *Cerec 3D*[®]-System erfasst werden. Durch Modifikationen in der Registratherstellung und –verwendung lässt sich die Präzision positiv beeinflussen.

6.1 Methodenkritik

6.1.1 Temperatur

Die Untersuchung wurde bei Raumtemperaturen von 21° bis 23 °C vorgenommen. Eine gesonderte Messung der Temperatur der Proben erfolgte nicht. Da die Registratherstellung gleichzeitig unter strenger Einhaltung der herstellerepezifischen Verarbeitungszeiten stattfand, wird ein Einfluss der Temperatur bezüglich der Genauigkeit in dieser Untersuchung als unwahrscheinlich angenommen.

6.1.2 Probenherstellung

Die Registriermaterialien wurden mittels Automix-Pistole und den vom jeweiligen Hersteller vorgesehenen Mischkanülen aus den Kartuschen in subjektiv ausreichender Menge auf das Patientenmodell appliziert. Auf ein Abwiegen der Proben oder eine anders geartete Begrenzung der Materialmenge wurde verzichtet, um die Verzugszeit bis zur Registrierung möglichst kurz zu halten.

Da sich innerhalb der einzelnen Messreihen keine gravierenden Unterschiede ergeben, kann davon ausgegangen werden, dass die Menge des Materials in dieser Untersuchung die Genauigkeit nicht beeinflusst.

6.1.3 Art der verwendeten Registriermaterialien

In dieser Untersuchung wurden lediglich additionsvernetzende Polyvinylsiloxan-basierte Silikone verwendet. In weiterführenden Untersuchungen wäre es wünschenswert auch die Materialgruppe der Polyether – sofern scanbare Varianten

hergestellt werden – auf ihre Verwendungsmöglichkeit mit dem *Cerec 3D*[®]-System zu untersuchen, da sie erwiesenermaßen wie die Silikone eine hohe Genauigkeit und Dimensionsstabilität aufweisen [Fattore et al. 1984], [Müller et al. 1990 c], [Ghazal et al. 2008 a], [Ghazal et al. 2008 b] und sich durch die Bereithaltung in Kartuschensystemen ebenso komfortabel applizieren lassen.

6.1.4 Versuchsaufbau und Messmethodik

Die gewählte Messmethodik wurde vollständig neu entwickelt. Herkömmliche Methoden zur Untersuchung von Bissregistriermaterialien, die den Versatz von Modellen oder Artikulorkondylen bei eingesetztem Registrat erfassen, sind für scanbare Materialien nicht geeignet, da keine real existenten Modelle vorhanden sind [Meintrup 2002], [Jansen 2007], [Nave 2000], [Müller et al. 1990 a], [Müller et al. 1990 b], [Müller et al. 1990 c], [Fattore et al. 1984], [Müller et al. 1991], [Breeding et al. 1994], [Pagnano et al. 2005], [Abazari 2009], [Millstein et al. 1970], [Millstein et al. 1971], [Millstein et al. 1973], [Millstein et al. 1975], [Millstein und Clark 1981 b], [Millstein und Clark 1983], [Millstein und Hsu 1994], [Ghazal et al. 2008 a, b], [Ghazal und Kern 2010].

Ein Ansatz zur Kritik an der vorliegenden Untersuchung ist sicherlich das gewählte Material der „Messunterlage“ (des Patientenmodells aus Messing): Gegen Ende der zahlreichen Messungen ergaben sich im Bereich der okkludierenden Punkte (O1bukkal-x0, O4bukkal-x3, O1lingual-x4 und O4lingual-x7) Materialabnutzungen, die sich negativ auf die Vergleichbarkeit erhobener Messwerte auswirken könnten. Für weiterführende Untersuchungen sollten die Patientenmodelle aus einem stabileren Material, wie etwa Edelstahl, gefertigt werden. Des Weiteren gestaltete sich die Justierung der Kamera vor den eigentlichen Messungen (vgl. 4.7) als sehr zeitaufwendig. Eine fixe Positionierung der Kamera zum jeweiligen Aufnahmeobjekt wäre eine sinnvolle Verbesserung des beschriebenen Vorgehens. Ferner wurden in der vorliegenden Arbeit lediglich Höhendifferenzen, also Vertikalveränderungen betrachtet. Ein entstehender sagittaler oder transversaler Fehler, wie ihn etwa *Breeding et al* [1994], *Wöstmann und Vehring* [1994] oder die Arbeitsgruppe um *Millstein* [1970,

1971, 1973, 1975, 1981, 1983, 1994] bei eingesetztem Bissregistrar bestimmten, wurde nicht erfasst.

6.1.5 Genauigkeit der Kamera

Da in dieser Arbeit bei beiden Vorgehensweisen – *chairside* wie *labside* – der Scan mit der *Cerec 3D*[®]-Mund-Messkamera unter Beachtung des Tiefenschärfemessbereichs durchgeführt wurde, ist die Präzision der Kamera auch in beiden Arbeitsweisen enthalten. Die Ergebnisse der Einzeluntersuchungen sind diesbezüglich also direkt vergleichbar.

Die Auflösung der verwendeten Kamera beträgt 25 X 29 µm pro Pixel [Richter und Mörmann 2001].

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Zum Zeitpunkt der Fertigstellung der vorliegenden Arbeit existiert keine vergleichbare *medline*-gelistete Untersuchung zur Genauigkeit von scanbaren Bissregistriermaterialien, so dass ein direkter Vergleich der Untersuchungsergebnisse leider nicht möglich ist. Nachfolgend wird daher überwiegend auf Untersuchungen zu nichtscanbaren Registrarsilikonem verwiesen.

6.2.1 Zu Versuch 1

Die Ergebnisse dieses ersten Versuchs zeigen, dass jedes gewonnene Bissregistrar eine Abweichung zur Patientensituation verursacht, dessen Ausmaß aber vom gewählten „Einsatzort“ –*chairside* oder *labside* - abhängig ist.

6.2.1.1 Entstehender Fehler bei *chairside*-Verwendung

Die in dieser Untersuchung festgestellte durchschnittliche Vertikal-Abweichung von 20 µm bei Scan des auf dem Zahnstumpf reponierten Registrars ist mit anderen Untersuchungen zur Genauigkeit nichtscanbarer Registrare auf Polivinyloxy-Basis vergleichbar:

Millstein und *Clark* nennen in ihren Untersuchungen [1981] Werte zwischen 17 und 50 μm für (kondensationsvernetzende) Silikone; *Breeding et al.* [1994] dokumentierten in ihren Untersuchungen neben dem entstehenden Fehler in der Vertikaldimension auch den Modell-Versatz in horizontaler Richtung und beschreiben Abweichungen zwischen 20 und 50 μm ; *Millstein* und *Hsu* [1994] nennen entstehende Abweichungen von 18 bis 27 μm für die Vertikale und 42 bis 61 μm für die Transversalebene. Neuere Untersuchungen von *Ghazal et al.* [2008 a b] beschreiben Vertikalveränderungen zwischen 6 und 33 μm in Abhängigkeit von der Lagerzeit des Registrats.

Folgende Faktoren sind an dieser Abweichung von der Originalsituation beteiligt:

Die Dimensionsstabilität des verwendeten Bissregistriermaterials ist mitentscheidend für die Präzision der Übertragung der Bissituation auf Modelle zur Herstellung von indirekt hergestelltem Zahnersatz. Bei der hier untersuchten Materialgruppe der additionsvernetzenden Silikone ist durch zahlreiche Studien eine hohe Dimensionsstabilität und ausgezeichnete Lagerfähigkeit belegt [Breeding et al. 1994], [Pagnano et al. 2005], [Millstein et al. 1975], [Millstein et al. 1981], [Millstein und Hsu 1994], [Mullick et al. 1981], [Wöstmann und Vehring 1994], [Eriksson et al. 2002], [Chun et al. 2009], [Ghazal et al. 2008 a], [Ghazal et al. 2008 b], [Ghazal und Kern 2010], [Lassila 1986], [Abazari 2009], [Jansen 2007]. Dennoch treten auch bei additionsvernetzenden Silikonen minimale Dimensionsveränderungen (vergleiche Kapitel 2.5.6.2.3 ff) im Sinne von Kontraktionen auf [Marxkors und Meiners 2001].

Michalakis et al. [2004 b] nennen in ihren Untersuchungen zur linearen Dimensionsänderung von Bissregistriermaterialien für A-Silikone Werte zwischen -0,15 lin% und -0,24 lin%. Eine neuere Untersuchung von *Chun et al.* [2009] beschreibt Polymerisationsschrumpfungen für Bissregistriermaterialien aus additionsvernetzenden Silikonen zwischen -0,16 lin% und -0,49 lin%.

Chun et al. [2009] beschreiben die Schrumpfungsscharakteristik der A-Silikone als zeitverzögert einsetzend, stellen den größten Teil der Schrumpfung aber bereits nach etwa 10 Minuten fest.

Somit kann die aus der linearen Schrumpfung resultierende Registrat-Ungenauigkeit auch in der *chairside*-Verwendung mit dem *Cerec 3D*[®]-System zum Tragen kommen und zu zu hohen Restaurationen führen.

Eine weitere mögliche Fehlerquelle bei der *chairside* und der *labside*-Nutzung eines Bissregistrats mit dem *Cerec 3D*[®]-System ist der Vorgang der Reposition des Registrats auf dem (präparierten) Zahnstumpf an sich [Müller et al 1990 a b c].

Vergos und *Tripodakis* [2003] beschreiben entstehende Vertikalveränderungen von 101 µm nach der Reposition eines Bissregistrats aus einem A-Silikon.

Zusätzlich fehlt beim Scan des reponierten Registrats das okklusal einwirkende „Gewicht“ des einzuartikulierenden Modells auf dem elastomeren minimal passungengenauen Registrat: Wie beschrieben zeigt es materialbedingt eine minimale Tendenz zur Kontraktion, so dass es auf dem (Gips-) Stumpf „zu hoch“ reponiert wird. *Mullick* [1981] stellt in seinen Untersuchungen fest, dass die Übertragung der Vertikalrelation auf eine Modellsituation mit Hilfe eines Registrats von der Kraft des Behandlers abhängig ist, mit der dieser die Modelle aufeinander setzt.

Ghazal und *Kern* [2008] [2010] empfehlen nach der Zuordnung der Modelle mit Hilfe des Registrats ein 500 Gramm- bzw. 1kg-Gewicht auf das einzuartikulierende Modell zu setzen, um die Modelle in der Registratposition zueinander zu stabilisieren und vertikale und horizontale Ungenauigkeiten auszugleichen.

Diese Kompensationsmöglichkeiten sind im *Cerec*[®]-System nicht anwendbar.

6.2.1.2 Entstehender Fehler bei *labside*-Verwendung

Die hier im zweiten Versuchsteil festgestellten Abweichungen zwischen 37 und 98 µm, die bei Reposition der Registrat auf Gipsmodellen und anschließendem Scan entstanden sind, fallen deutlich größer aus.

Allerdings sind die in der Literatur beschriebene Vertikal-Abweichungen bei Reposition von Registraten auf Modellen erheblich größer: *Eriksson et al.* [2002] beschreiben eine Anhebung der Vertikaldimension um 510 µm, *Vergos* und *Tripodakis* [2003] nennen in ihren Untersuchungen eine Vertikal-Abweichung von im Mittel 500 µm.

Es ist offensichtlich, dass neben der Registrarpräzision auch andere mögliche Ungenauigkeiten in der Kette *Abformung – Modellherstellung - Modellmontage* betrachtet werden müssen.

6.2.1.2.1 Die Abformung

In dieser Untersuchung sind die den Gipsmodellen zugrundeliegenden Abformungen mit einem additionsvernetzenden Silikon in der zweiphasigen einzeitigen und damit zeitsparenden Doppelmischtechnik genommen worden. Im Vergleich zur Korrekturtechnik erfolgt sie spannungsfrei [Marxkors und Meiners 2001], [Wichmann et al. 1990]. Die klinischen Nachteile dieser Technik sind in dieser Untersuchung nicht von Belang, da weder Unterschnitte noch subgingivale Areale abzuformen waren [Lehmann und Burgdorf 1978], [Wirz et al. 1993]. Der entstehende Fehler der Doppelmischtechnik ist in der Literatur als äußerst gering beschrieben: *Körber* und *Lehmann* [1969] wie auch *Burgdorf* [1977] berichten von einer nahezu originalgetreuen Breitenwiedergabe von Modellstümpfen bei Anwendung der Doppelmischmethode. *Hoederath* [1983] stellte bei nach 45 Minuten ausgegossenen Doppelmischabformungen aus additionsvernetzendem Silikon eine Stumpfmaß-änderung in der Transversalen von $\pm 10 \mu\text{m}$ fest, bestätigt durch *Holper* [1984]. *Wichmann et al.* beschäftigten sich auch mit okklusalen Veränderungen zwischen Modell- und Originalstümpfen. Er beschreibt bei Anwendung der Doppelmischmethode resultierende 12 bis 19 μm zu hohe Modell-Stümpfe [Wichmann et al. 1990], [Wichmann und Borchers 1992]. *Luthardt* beschreibt in seiner Übersichtsarbeit zur *Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz* [2004] die geringfügig verkleinerte Wiedergabe präparierter Zähne bei Einsatz der Doppelmischtechnik. Außerdem beobachtet er bei monophasigen Abformungen das Auftreten von konvexen Verzerrungen im Bereich der Okklusalfächen der Stümpfe [Luthardt 2004].

6.2.1.2.2 Das Modell

Als weiterer Unschärfe-Faktor ist die Abbindeexpansion des Modellgipses zu beachten. Sie entsteht durch das Auseinanderschieben der wachsenden Gipskristalle, ist abhängig von der Menge des Anmischwassers und erreicht ihr Maximum erst nach Stunden [Marxkors und Meiners 2001]. Bei dem hier verwendeten Superhart-Gips der Klasse IV beträgt diese Dimension laut Hersteller $<0,08 \text{ lin\%}$. Nimmt man eine Abbindeexpansionswert von $0,05 \text{ lin\%}$ an, so beträgt die Dimensionsveränderung am hier verwendeten Stumpf in der Höhe $3,5 \text{ }\mu\text{m}$ (Rechnung: $(1/100 \times 0,05) \times 7\text{mm} = 0,0035 \text{ mm}$).

Es zeigt sich somit, dass ein durch eine herkömmliche Abformung gewonnenes Modell immer eine minimale, klinisch akzeptable Ungenauigkeit zum Original aufweist.

6.2.1.2.3 Die „Modellmontage“/Reposition des Registrats

Wie oben ausgeführt kommt es aufgrund des fehlenden Gewichts des Gegenkiefers, der registriermaterialeigenen minimalen Kontraktion und des Repositionsvorgangs selbst zu zusätzlichen Ungenauigkeiten. Hierdurch wird das Registrat tendenziell „zu hoch“ reponiert.

Alle genannten Beobachtungen decken sich mit unserer Erkenntnis, dass der entstehende Fehler bei der Reposition eines intraoral gewonnenen Bissregistrats auf einem Gipsmodell sich aus einer Vielzahl von Ungenauigkeiten zusammensetzt: Der hier gemessene Gesamtfehler von im Mittel $67 \text{ }\mu\text{m}$ resultiert aus sich addierenden oder auch sich teilweise ausgleichenden Präzisionsfehlern am Registrat und dem aus einer „realen“ Abformung entstandenen Gipsmodell.

6.2.2 Zu Versuch 2 und 3

In diesem Teil der Untersuchung wurden Anteile der koronalen Stumpfumfassung des Registrats entfernt, um festzustellen, ob sich dadurch die Reponierbarkeit auf dem Zahnstumpf verbessern lässt.

Der Hersteller empfiehlt lediglich das Einkürzen des Registrats, bis die Approximalräume der Präparation einsehbar sind [Sirona 2010]. *Mörmann* und *Bindl* [2004] empfehlen das Registrat mittels Skalpell bis auf eine knappe Überdeckung der Nachbarzähne von etwa 0,5mm zurückzuschneiden.

Davon abweichend wurden in dieser Untersuchung die Registerate bis auf Randleistenniveau der Nachbarzähne beschnitten und zusätzlich die Umfassung des Stumpfhahns bis auf die Höckerimpression eingekürzt. Die eindeutige Reponierbarkeit sollte erhalten bleiben, indem das Registrat in den Approximalräumen zu den unbeschiffenen Nachbarzähnen nicht beschnitten wurde und es so klemmte.

Da in dieser Untersuchung durch das verstärkte Beschneiden der Registratoberfläche keine signifikante Verbesserung der Vertikalabweichung nachgewiesen werden konnte, ist das verstärkte Beschneiden nicht zu empfehlen.

6.2.3 Zu Versuch 4

In diesem letzten Versuch wurden die Registerate vor dem Scan intraoral beschnitten, so dass sie erst gar nicht abgenommen werden mussten. Vor der zweiten Messung wurden sie vom Stumpf entfernt und unmittelbar wieder reponiert. Die Werte beider Messungen wurden miteinander verglichen. Es zeigte sich eine signifikante Verschlechterung bei Abnahme und Reposition der Registerate. Die in dieser Untersuchung durchschnittlich gemessene Abweichung bei den im Mund beschnittenen Registraten beträgt 8 μm , der mittlere Fehler nach deren Abnahme und Reposition 24 μm .

Auch hierzu finden sich Belege in der Literatur:

Fritzsche [2007] empfiehlt in seinem *Cerec*[®]-Anwenderbericht ebenfalls das Registrat zum Beschneiden intraoral zu belassen, da eine Reposition unweigerlich zu einer ungewollten Bisshebung führe.

Tröltzsch et al. [2006] kommen zu vergleichbaren Ergebnissen: In seinen Untersuchungen verursachen reponierte beschnittene Registrare eine signifikant höhere Vertikalabweichung als in-situ belassene. *Vergos* und *Tripodakis* [2003] geben Vertikalfehler von 24 bis 74 µm für Registrare direkt nach der Herstellung und >101 µm nach deren Reposition an.

Abschließend lässt sich festhalten, dass das Einkürzen des Registrats ohne dessen Abnahme intraoral erfolgen sollte und ein Repositionsfehler so vermeidbar ist.

6.3 Schlussfolgerung für die klinische Anwendung

Folgende Empfehlungen zum klinischen Umgang von Bissregistraten bei Verwendung mit dem *Cerec 3D*[®]-System lassen sich zusammenfassen:

1. Die *labside*-Verwendung eines Bissregistrates ist durch die Faktoren *Abformung-Modellherstellung-Lagerungszeit-Reposition* signifikant ungenauer als die *chairside*-Nutzung. Dies ist im Praxisalltag bei der veranschlagten Zeitspanne zur Eingliederung der Restauration hinsichtlich einer okklusal nötigen Adjustierung einzukalkulieren.
2. Ein verstärktes Beschneiden der Stumpfumfassung des Registrats verbessert das Repositionsergebnis nicht signifikant.
3. Das präziseste Vorgehen bei der *chairside*-Behandlung ist durch möglichst geringe Manipulationen am Registrat charakterisiert. Das Einkürzen des Registrats auf Randleistenlänge sollte ohne dessen Abnahme von den Zähnen erfolgen. Das Konditionieren der Nachbarzähne mit Scanspray sollte in einem Arbeitsschritt auch auf die Registratoberfläche ausgeweitet werden, um eine homogene Schichtstärke zu gewährleisten. Das intraorale Trimmen ist

signifikant genauer als das extraorale Beschneiden mit anschließender Reposition.

4. In der vorliegenden Untersuchung erwies sich *Futar D Fast*[®] als nicht scanbares Material bei Beachtung des oben beschriebenen Procederes als genauso präzise wie die untersuchten scanbaren Materialien.

7. Zusammenfassung

7.1. Zusammenfassung Abstract

Bei der Herstellung von Restaurationen mit dem *Cerec 3D*[®]-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) besteht die Möglichkeit, die antagonistischen Kauflächen in die Konstruktion über den Scan eines Bissregistrats mit einzubeziehen. Durch Berücksichtigung der Informationen des Registrats bei der Herstellung der vollkeramischen Restauration sollen umfangreiche Einschleifmaßnahmen am Patienten entfallen.

Die vorgestellte Untersuchung hat das Ziel festzustellen, mit welcher Präzision das Registrat Informationen an das *Cerec 3D*[®]-System übergibt.

Untersucht wurde die Genauigkeit für die simulierte klinische Situation im Mund sowie die Labor-Situation am Gipsmodell. Es wurden neun scanbare Materialien verschiedener Hersteller im Vergleich untereinander bzw. im Vergleich zu einem primär nicht-scanbaren Material, dessen Oberflächen konditioniert wurde, vermessen.

Die Registratherstellung erfolgte an stilisierten antagonistischen Teil-Kiefermodellen, die zur Simulation der Mundsituation in einem Artikulator montiert wurden. Diese Modelle wurden zunächst mechanisch vermessen. Zur Beurteilung der Registerate dienten die *Cerec*[®]-internen Höhenangaben, aus denen mit einem eigens dafür entwickelten Algorithmus die Wiedergabegenauigkeit durch Vergleich mit den mechanisch gewonnenen Daten berechnet wurde.

Es wurden verschiedene Vorgehensweisen bei der Herstellung und Vermessung der Registerate durchgeführt. Das präziseste Vorgehen bei der Simulation der chairside-Behandlung ist durch möglichst geringe Manipulationen am Registrat charakterisiert. Das Einkürzen des Registrats auf Randleistenlänge sollte ohne Abnahme des Registrats von den Zähnen erfolgen. Das Konditionieren der Nachbarzähne mittels Scanspray wird in einem Arbeitsschritt auch auf die Registratoberfläche ausgeweitet. Dann betragen die Abweichungen zur Oberfläche des Originalmodells im Mittel 1 bis 14 µm, je nach

Material. Die Abweichungen beim Umsetzen der Registrare auf ein Gipsmodell liegen hingegen im Mittel zwischen 36 und 98 μm .

7.2. Summary

The fabrication of full-ceramic-restorations with the *Cerec 3D*[®]-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) includes the option to consider the occlusal surfaces of the antagonistic teeth in the construction by scanning an interocclusal record. Thereby extensive occlusal adjustments in the patient should be cancelled.

The objective of the study was to determine how exactly the interocclusal record passes information to the *Cerec 3D*[®]-System.

The exactness was examined for the simulated clinical situation in mouth as well as the lab situation on gypsum models. Nine scannable materials of different manufacturers were measured in comparison among each other and in comparison to a primarily not scannable material whose surface was conditioned.

The interocclusal records were made in stylised antagonistic casts which were mounted in an articulator to simulate the oral situation. These models were measured at first mechanically. The records were evaluated with the *Cerec 3D*[®] internal height data. By using a specially developed algorithm (considered the mechanically won data) the precision was calculated.

Different proceedings in the production and measurement of the records were executed. The most exact procedure for the simulation of the *chairside*-treatment is characterised by very low manipulations on the interocclusal record. Trimming the record should be done *in situ* without demounting from the teeth. Conditioning the neighbouring teeth with scan spray should be extended also on the surface of the record in one step. Thereby the measured divergences to the surface of the original model amount from 1 to 14 μm on average, according to recording material. However, the vertical discrepancies increased between 36 and 98 μm on average when using the interocclusal record on gypsum models.

8. Materialverzeichnis

| Handelsname/Produkt | Bezugsquelle |
|--|---|
| <i>TEST GRANIT</i> [®] Hartgips Klasse III | Albaum Dental-GipsPräparate GmbH & Co KG Köthenwaldstr. 64 c D-31275 Lehrte |
| <i>Korox 110</i> [®] Edelkorund-Abstrahlmittel | Bego GmbH & Co.KG Wilhelm-Herbst-Str. 1, D-28359 Bremen |
| <i>Bylamet S5</i> [®] Sekundenkleber | Byla GmbH Industriestr. 12, D-65594 Runkel |
| <i>KODEX</i> -Bohrersystem | Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG Raiffeisenstraße 30, D-89129 Langenau |
| <i>Multivac compact</i> [®] Vakuumanmischgerät | DeguDent GmbH Rodenbacher Chaussee 4, D-63457 Hanau-Wolfgang |
| Parallelometer-Modelltisch | |
| <i>scan´spray plus</i> [®] Optisches Konditionierungsspray | Dentaco Dentalindustrie und -marketing GmbH Benzstr. 13, D-61352 Bad Homburg |
| <i>Dentatus ARH</i> [®] Artikulator | Dentatus AB Bromstenvägen 172, SE-163 08 Spånga |
| <i>Esthetic-base gold</i> [®] Superhartgips Klasse IV | Dentona AG Otto-Hahn Str. 27, D-44227 Dortmund |
| <i>pixelbite</i> [®] Bissregistriersilikon | Detax GmbH & Co. KG Carl-Zeiss-Str. 4, D-76275 Ettlingen |

| Handelsname/Produkt | Bezugsquelle |
|--|---|
| <i>Modralit 3K</i> [®] Modellkunststoff | Dreve Dentamid GmbH Max-Planck-Str. 31, D-59423 Unna |
| <i>StoneBite scan</i> [®] Bissregistriersilikon | |
| Präzisions-Kugellagerkugeln Ø 2,5mm | Figge KG Im Brand 2, D-35274 Kirchhain |
| <i>Flexitime Bite</i> [®] Bissregistriersilikon | Heraeus Kulzer GmbH Grüner Weg 11, D-63450 Hanau |
| <i>SPSS 13.0 für Windows</i> Statistik-Software | IBM Deutschland GmbH Hollerithstraße 1 D-81829 München |
| <i>Virtual CADbite Registration</i> [®] Bissregistriersilikon | Ivoclar Vivadent AG Bendererstr. 2, LI-9494 Schaan |
| Modell <i>MD 25 T</i> Digitale Präzisionsmessuhr | Käfer Messuhrenfabrik GmbH & Co. KG Hahnstr. 11, D-78054 Villingen-Schwenningen |
| <i>Kanibite Scan</i> [®] Bissregistriersilikon | Kaniedenta GmbH & Co. KG Zum Haberland 36, D-32051 Herford |
| <i>Futar D Fast</i> [®] und <i>Futar Scan</i> [®] Bissregistriersilikon | Kettenbach GmbH & Co. KG Im Heerfeld 7, D-35713 Eschenburg |
| <i>Panasil Binetics putty</i> [®] und <i>Panasil Contact plus</i> [®] A-Silikon | |
| <i>Applyfix DS-50 1:1/1:2</i> Sicherheits-Dosierpistole | |
| <i>Panavia 21</i> [®] Befestigungskomposit | Kuraray Europe GmbH Industriepark Höchst, D-65929 Frankfurt am Main |

| Handelsname/Produkt | Bezugsquelle |
|---|--|
| <i>citoGum bite S-can</i> [®] Bissregistriersilikon | mds Medical & Dental Service GmbH Jacques-Remy-Str. 17, D-56203 Höhr-Grenzhausen |
| <i>Microsoft</i> [®] <i>Office Excel 2003 SP3</i> Tabellenkalkulations-Software | Microsoft Deutschland GmbH Konrad-Zuse-Str. 1, D-85716 Unterschleißheim |
| <i>Modell IDC-125B</i> Digitale Messuhr | Mitutoyo Messgeräte GmbH Borsigstr. 8-10, D-41469 Neuss |
| <i>granit perfect 3D</i> [®] Bissregistriersilikon | müller-omicron GmbH & Co. KG Schlosserstr. 1, D-51789 Lindlar |
| <i>R-Si-Line Metal-Bite gold</i> [®] Bissregistriersilikon | R-dental Dentalerzeugnisse GmbH Winterhuder Weg 88, D-22085 Hamburg |
| <i>Basic classic</i> [®] Strahlgerät | Renfert GmbH Untere Gießwiesen 2, D-78247 Hilzingen |
| <i>COPYPLAST C</i> [®] Tiefziehfolie | Scheu Dental GmbH Am Burgberg 20 D-58642 Iserlohn |
| <i>Cerec 3D</i> [®] -System mit AC-Kamera Softwareversion 3.8 | Sirona Dental Systems GmbH Fabrikstraße 31, D-64625 Bensheim |
| <i>TCM 227 579</i> Digitale Schieblehre | Tchibo GmbH Überseering 18, D-22297 Hamburg |
| Justierhilfe <i>Cerec</i> -Kamera „Patienten“-Herstellung | Technischen Werkstätten des Klinikums Marburg Karl-von-Frisch-Str. 1, D-35043 Marburg |

Handelsname/Produkt

Bezugsquelle

*VITA Einmal-Abdrucklöffel
Unterkiefer BU II®*

VITA Zahnfabrik H. Rauter
GmbH & Co. KG
Spitalgasse 3,
D-79713 Bad Säckingen

9. Literaturverzeichnis

1. Abazari D.
Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Bissregistrierungsmaterialien.
Med Diss, Gießen (2009)
2. Bader F., Setz, J.
Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 346-348 (1991)
3. Balthazar-Hart Y., Sandrik J., Malone W., Mazur B., Hart T.
Accuracy and dimensional stability of four interocclusal recording materials.
J Prosthet Dent 45(6), 586-591 (1981)
4. Bindl A.
Präparation, Oberflächenmattierung und optischer Abdruck. Die Grundpfeiler der CEREC-Restoration.
Digital Dental News 2(10), 44-49 (2008)
5. Brandestini M., Mörmann W.,
Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung und Darstellung der dreidimensionalen Gestalt von präparierten Zähnen.
Europäische Patentschrift, Veröffentlichungsnummer 0 250 993 B1, (1991)
6. Breeding L., Dixon D., Kinderknecht K.
Accuracy of three interocclusal recording materials used to mount a working cast.
J Prosthet Dent 71(3), 265-270 (1994)
7. Burgdorf H.-O.
Vergleichende Untersuchungen zum Korrekturabdruck und zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken.
Med Diss, Marburg (1977)

8. Castelnovo J., Tjan A.
Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns.
J Prosthet Dent 78(5), 441-446 (1997)
9. Chun J., Pae A., Kim S.
Polymerization shrinkage strain of interocclusal recording materials.
Dent Mater 25(1), 115-120 (2009)
10. Crispin B.
Acrylic resin copings: an adjunct to fixed restorative dentistry.
J Prosthet Dent 39(6), 632-636 (1978)
11. Deutsches Institut für Normung
DIN 6174, Farbmetrische Bestimmung von Farbmaßzahlen und Farbabständen im angenähert gleichförmigen CIELAB-Farbraum.
Beuth, Berlin (2007)
12. Eichner K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und Verarbeitung.
4. Aufl., Hüthig, Heidelberg (1981)
13. Eichner K., Kappert H.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
6. Aufl., Hüthig, Heidelberg (1996)
14. Ender A., Wiedhahn K., Mörmann W.
Chairside multi-unit restoration of a quadrant using the new Cerec 3D software.
Int J Comput Dent 6(1), 89-94 (2003)

15. Engelhardt P.
Kieferrelationsbestimmung beim teilbezahnten Patienten.
In: Koeck B. (Hrsg.): Teilprothesen. 3. Auflage, 57-74, Urban & Fischer,
München (1996)
16. Eriksson A., Ockert-Eriksson G., Lockowandt P., Eriksson O.
Clinical factors and clinical variation influencing the reproducibility of
interocclusal recording methods.
Br Dent J 192(7), 395-400, (2002)
17. Fattore L., Malone W., Sandrik J., Mazur B, Hart T.
Clinical evaluation of the accuracy of interocclusal recording materials.
J Prosthet Dent 51(2), 152-157 (1984)
18. Freilich M., Altieri J., Wahle J.
Principles for selecting interocclusal records for articulation of dentate and
partially dentate casts.
J Prosthet Dent 68(2), 361-367 (1992)
19. Fritzsche G.
Efficient dynamic registration technique using metalbite presented with a Cerec
3D partial crown: a case description.
Int J Comput Dent 10(1), 93-97 (2007)
20. Fuhr K., Gresser P.
Verändert der Quetschbiss die Kieferrelation?
Dtsch Zahnärztl Z 34, 751-755 (1979)
21. Ghazal M., Kern M.
Mounting casts on an articulator using interocclusal records.
J Prosthet Dent 100(5), 408-409 (2008)

22. Ghazal M., Albashaireh Z., Kern M.
The ability of different materials to reproduce accurate records of interocclusal relationships in the vertical dimension.
J Oral Rehabil 35(11), 816-20 (2008)
23. Ghazal M., Kern M.
Influence of loading forces on the vertical accuracy of interocclusal records.
Quintessence Int 41(2), 31-35 (2010)
24. Ghazal M., Ludwig K., Habil R., Kern M.
Evaluation of vertical accuracy of interocclusal recording materials.
Quintessence Int 39(9), 727-732 (2008)
25. Godau K.
Die historische, prothetische Sammlung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
Med Diss, Halle-Wittenberg (2005)
26. Hahn S.M., Millstein P.L., Kinnunen T.H., Wright R.F.
The effect of impression volume and double-arch trays on the registration of maximum intercuspation.
J Prosthet Dent 102(6), 362-367 (2009)
27. Hansen S.
Preparations for Cerec 3: where are the limits?
Int J Comput Dent 3(3), 197-205 (2000)
28. Hoederath C.
Vergleichende Untersuchungen über das Dimensionsverhalten von Doppelmischabformungen aus additiv und kondensativ vernetzenden Silikonmaterialien bei unterschiedlichen Lagerungszeiten vor der Modellherstellung.

Med Diss, Marburg (1983)

29. Holper G.

Vergleichende Untersuchungen über die Lagerungsfähigkeit von Doppelmischabdrücken aus fließfähigen kondensationsvernetzenden und additionsvernetzenden Silikonabformwerkstoffen.

Med Diss, Marburg (1984)

30. Jansen S.

Die Übetragungsgenauigkeit von okklusalen Verhältnissen in den Artikulator durch verschiedene Registriermaterialien.

Med Diss, Gießen (2007)

31. Kern M., Mehl A.

Nach dem Vorbild der Natur - Automatische Kauflächenrekonstruktion durch intelligente CAD/CAM-Software.

Zahnärztl Welt 116(12), 620-623 (2007)

32. Körber E., Lehmann K.

Comparative studies of impression materials for crowns and bridges.

Dtsch Zahnärztl Z 24(9), 791-797 (1969)

33. Kurbad A.

The optical conditioning of Cerec preparations with scan spray.

Int J Comput Dent 3(4), 269-279 (2000)

34. Lassila V.

Comparison of five interocclusal recording materials.

J Prosthet Dent 55(2), 215-218 (1986)

35. Lassila V., McCabe J.

Properties of interocclusal registration materials.

- J Prosthet Dent 53(1),100-104 (1985)
36. Lehmann K., Burgdorf H.
Untersuchung zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken
(Doppelmischabdruck).
Zahnärztl Welt 87, 434 (1978)
37. Luthardt R.G.
Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz.
Dtsch Zahnärztl Z 59, 372-380 (2004)
38. Marxkors R., Meiners, H.
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln – München (2001)
39. Meiners H., Lehman, K.M.
Klinische Materialkunde für Zahnärzte.
Hanser, München - Wien (1998)
40. Meintrup D.
Prüfung verschiedener Untersuchungsverfahren zur Normung von
Bissregistriermaterialien.
Med Diss, Gießen (2002)
41. Meyer B., Mörmann, M.H., Lutz, F.
Optimizing powder application for cerec optical impressions.
In: Mörmann W.H. (Hrsg.): International Symposium on computer restorations -
State of the Art of the CEREC-Method. Regensdorf – Zürich.
Quintessence, Berlin 511-524 (1991)

42. Michalakis K.X., Pissiotis A., Anastasiadou V., Kapari D.
An experimental study on particular physical properties of several interocclusal recording media. Part II: Linear dimensional change and accompanying weight change.
J Prosthodont 13(3), 150-159 (2004)
43. Michalakis K., Pissiotis A., Anastasiadou V., Kapari D.
An experimental study on particular physical properties of several interocclusal recording media. Part I: consistency prior to setting.
J Prosthodont 13(1), 42-46 (2004)
44. Michalakis K., Pissiotis A., Hirayama H., Kang K., Kafantaris N.
Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations.
J Prosthet Dent 96(6), 418-423 (2006)
45. Millstein P., Clark R.
Differential accuracy of silicone-body and self-curing resin interocclusal records and associated weight loss.
J Prosthet Dent 46(4), 380-384 (1981)
46. Millstein P., Clark R.
Determination of the accuracy of laminated wax interocclusal wafers.
J Prosthet Dent 50(3), 327-331 (1983)
47. Millstein P., Clark R., Kronman J.
Determination of the accuracy of wax interocclusal registrations. II.
J Prosthet Dent 29(1), 40-45 (1973)

48. Millstein P., Clark R., Myerson R.
Differential accuracy of silicone-body interocclusal records and associated weight loss due to volatiles.
J Prosthet Dent 33(6), 649-654 (1975)
49. Millstein P., Hsu C.
Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change.
J Prosthet Dent 71(4), 400-403 (1994)
50. Millstein P., Kronman J., Clark R.
Hydroptic measuring system for testing the accuracy of interocclusal recording mediums.
J Dent Res 49(2), 462 (1970)
51. Millstein P., Kronman J., Clark R.
Determination of the accuracy of wax interocclusal registrations.
J Prosthet Dent 25(3), 189-196 (1971)
52. Moghadam M., Moghadam B.
A simplified technique for making an interocclusal record in fixed prosthodontics.
N Y State Dent J 71(4), 24-26 (2005)
53. Mörmann W., Bindl A.
3D CAD/CAM für jedermann in Praxis und Labor.
Zahnärztl Mitt (3), 32-35 (2004)
54. Mörmann W., Bindl A., Apholt W.
Cerec 3 Computer-Restaurationen - erste klinische Erfahrungen.
Zahnärztl Mitt (23), 48-61 (2000)

55. Mörmann W., Brandestini M.
The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM.
In: Mörmann W. (Hrsg.): State of the art of CAD/CAM-restaurations: 20 years of CEREC. 20 YC Symposium 2006, Berlin.
Quintessence, Berlin 1-8 (2006)
56. Müller H.
Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80.
Int J Comput Dent 13(3), 265-273 (2010)
57. Müller J., Götz G., Bruckner G., Kraft E.
An experimental study of vertical deviations induced by different interocclusal recording materials.
J Prosthet Dent 65(1), 43-50 (1991)
58. Müller J., Götz G., Hörz W., Kraft E.
An experimental study on the influence of the derived casts on the accuracy of different recording materials. Part I: Plaster, impression compound, and wax.
J Prosthet Dent 63(3), 263-269 (1990)
59. Müller J., Götz G., Hörz W., Kraft E.
An experimental study on the influence of the derived casts on the accuracy of different recording materials. Part II: Polyether, acrylic resin, and corrected wax wafer.
J Prosthet Dent 63(4), 389-395 (1990)
60. Müller J., Götz G., Hörz W., Kraft E.
Study of the accuracy of different recording materials.
J Prosthet Dent 63(1), 41-46 (1990)
61. Mullick S., Stackhouse J.J., Vincent G.
A study of interocclusal record materials.
J Prosthet Dent 46(3), 304-7 (1981)

62. Myers M.
Centric relation records-historical review.
J Prosthet Dent 47(2), 141-145 (1982)
63. Nave T.
Untersuchung zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien.
Med Diss, Gießen (2000)
64. Pagnano V.O., Bezzon O., de Mattos M.G., Ribeiro R., Turbino M.
Clinical evaluation of interocclusal recording materials in bilateral free end cases.
Braz Dent J 16(2), 140-144 (2005)
65. Pfaff P.
Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten.
Haude und Spener, Berlin (1756), Reprint Berlin (1986)
66. Pfeiffer J.
Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II).
Int J Comput Dent 2(1), 65-72 (1999)
67. Postol I.
Interocclusal registration at the vertical dimension of occlusion using acrylic resin copings.
J Prosthet Dent 48(1), 39-43 (1982)
68. Pratten D., Craig R.
Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material.
J Prosthet Dent 61(2), 197-202 (1989)
69. Quaas S., Loos R., Sporbeck H., Luthardt R.G.
Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen.

Dtsch Zahnärztl Z 60(2), 96-99 (2005)

70. Reiber T.
Festsitzende Brücken.
In: Koeck B. (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde, Kronen und Brückenprothetik.
4. Aufl., Urban & Fischer, München 323-378 (1999)
71. Reich S., Seiwert B., Wichmann M., Ziegler K., Lerch S.
Kauflächengestaltung bei 3 Cerec-Software-Versionen.
Zahnärztl Welt 10(113), 437-444 (2004)
72. Reiss B.
CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin - eine Übersicht.
Quintessenz 54(5), 489-493 (2003)
73. Reusch B., Weber B.
Materialkunde.
In: 3M ESPE (Hrsg.): Die Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.
2. Auflage, 3M ESPE, 11-18 (2002)
74. Richter B., Mörmann, W.
CEREC 3 Vollkeramische CAD/CAM Inlays und Teilkronen, Konstruktion und Fertigung per Computer.
SFCZ Stiftung zur Förderung der Computerzahnmedizin, Zürich (2001)
75. Richter J., Mehl A.
Evaluation for the fully automatic inlay reconstruction by means of the biogeneric tooth model.
Int J Comput Dent 9(2), 101-111 (2006)

76. Sirona GmbH
CEREC 3D. Handbuch für den Anwender. Softwareversion 3.8X.
URL: <http://td.sirona.com/pdf/5948737.pdf>2010 (abgerufen am 4.10.2010)
77. Stamoulis K.
Intraoral acrylic resin coping fabrication for making interocclusal records.
J Prosthodont 18(2), 184-187 (2009)
78. Stamoulis K., Koidis P., Vitsentzos S.
Safe resin records using plastic copings.
J Prosthet Dent 78(2), 223-224 (1997)
79. Suchan M., Bublewitz A., Reber J.-P.
Method for Producing a Dental Product, and Scannable Material.
Patent, DE, WO/2008/064872, Kettenbach GmbH & Co KG, Eschenburg,
Deutschland (2008)
80. Tröltzsch M., Wichmann M., Reich S.
Analysis of different registration materials for single tooth restorations.
Posterpräsentation, In: Mörmann W. (Hrsg.): State of the art of CAD/CAM-
restorations: 20 years of CEREC. 20 YC Symposium 2006, Berlin.
Quintessence, Berlin (2006)
81. Vergos V.K., Tripodakis A.P.
Evaluation of vertical accuracy of interocclusal records.
Int J Prosthodont 16(4), 365-368 (2003)
82. Wichmann M., Borchers L.
Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3-
D-Koordinatenmessmaschine (Teil 2).
Dtsch Zahnärztl Z 47(2), 88-91 (1992)

83. Wichmann M., Borchers L., Limmroth E.
Measuring the accuracy of various elastomeric impression materials using a CNC coordinate measuring device (Part 1).
Dtsch Zahnärztl Z 45(8), 499-502 (1990)
84. Wiedhahn K.
"Function" with registration: simple, fast, and safe using a new registration material. Int J Comput Dent 4(3), 207-216 (2001)
85. Wikipedia
Lab-Farbraum.
URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Lab-Farbraum> (abgerufen am 4.10.2010)
86. Williams J., Craig R.
Physical properties of addition silicones as a function of composition.
J Oral Rehabil 15(6), 639-650 (1988)
87. Wirz J., Jäger K., Schmidli F.
Die Abformung in der zahnärztlichen Praxis.
Gustav Fischer, Stuttgart - Jena - New York (1993)
88. Wöstmann B.
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde.
Med Habil, Münster (1992)
89. Wöstmann B., Vehring A.
Zur Genauigkeit der Übertragung der Kieferrelation durch verschiedene interokklusale Registrate in den Artikulator.
Dtsch Zahnärztl Z 49(7), 554-557 (1994)

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Gente für die Überlassung des Dissertationsthemas, die engagierte Betreuung dieser Arbeit und darüber hinaus für die freundschaftliche Begleitung meiner zahnärztlichen Assistenzzeit.

Meinen Kollegen des Bereichs für Propädeutik danke ich für den Rückhalt und die motivierenden Worte während der Anfertigung der vorliegenden Arbeit.

Herrn Feinmechanikermeister Heimann danke ich für die Herstellung der Versuchsapparatur und des Kamerastativs.

Nachfolgenden Firmen möchte ich für die unkomplizierte Überlassung der Bissnahme-Materialproben danken:

Detax GmbH & Co. KG, Dreve Dentamid GmbH, Heraeus Kulzer GmbH, Ivoclar Vivadent AG, Kaniedenta GmbH & Co. KG, Kettenbach GmbH & Co. KG, mds Medical & Dental Service GmbH, müller-omicron GmbH & Co. KG, R-dental GmbH

Besonders möchte ich mich bei meiner Frau Claudia und meinen Kindern Amelie und Paul bedanken, deren Rücksichtnahme und Unterstützung mir die Fertigstellung dieser Arbeit erst ermöglicht hat.

12. Verzeichnis akademischer Lehrer

Meine akademischen Lehrer im Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten

| | |
|------------------|-----------|
| Aumüller | Maier |
| Austermann | Mandrek |
| Barth | Mengel |
| Cetin | Mittag, |
| Coca | Neumüller |
| Czubayko | Pieper |
| Dibbets | Radsack |
| Dünne | Ramaswamy |
| Feuser, | Rogausch |
| Flores de Jacoby | Seitz |
| Folz | Sonntag |
| Gente | Stiletto |
| Glörfeld | Stachniss |
| Gudermann | Steiniger |
| Hasilik | Stelzel |
| Holzheidt | Stoll |
| Höffken, | Suske |
| Koolmann | Umstadt |
| Lehmann | Wagner |
| Lill | Weihe |
| Löffler | Werner |
| Lotzmann | |

13. Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin der Universität Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „*Untersuchung zur Genauigkeit von scanbaren Bissnahmematerialien bei Verwendung mit dem CEREC 3D-System*“ im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre, Lehrbereich Propädeutik der Universitätsklinik Marburg unter der Leitung von Prof. Dr. M. Gente ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Teile der vorliegenden Arbeit wurden auf dem Deutschen Zahnärztetag 2010 im Rahmen einer Posterpräsentation nach Begutachtung durch die *DG Pro* (Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien) veröffentlicht.

Marburg,

14. Anhang

| Produkt | Mischverhältnis | Mischkanüle | Applikationstips |
|--|------------------------|--------------------|-------------------------|
| <i>citoGum bite S-can</i> [®] | 1:1 | grün/weiss | weiss |
| <i>Flexitime Bite</i> [®] | 1:1 | grün/weiss | weiss breit |
| <i>Futar D Fast</i> [®] | 1:1 | grün/weiss | weiss |
| <i>Futar Scan</i> [®] | 1:1 | gelb/weiss | gelb |
| <i>granit perfect 3D</i> [®] | 1:1 | grün/weiss | weiss |
| <i>Kanibite Scan</i> [®] | 1:1 | grün/weiss | weiss |
| <i>pixelbite</i> [®] | 1:1 | rosa/weiss | weiss breit |
| <i>R-Si-Line Metal-Bite gold</i> [®] | 1:1 | grün/weiss | weiss |
| <i>StoneBite scan</i> [®] | 1:1 | rosa/weiss | weiss breit |
| <i>Virtual CADbite Registration</i> [®] | 1:1 | gelb/weiss | gelb |

Tabelle 9: Produktspezifische Applikationshilfen

| Produkt | Lot-Nr. |
|--|----------------|
| <i>citoGum bite S-can</i> [®] | 6806324 |
| <i>Flexitime Bite</i> [®] | 300139 |
| <i>Futar D Fast</i> [®] | 100381 |
| <i>Futar Scan</i> [®] | 70021 |
| <i>granit perfect 3D</i> [®] | 19007 |
| <i>Kanibite Scan</i> [®] | 6902045 |
| <i>pixelbite</i> [®] | 90301 |
| <i>R-Si-Line Metal-Bite gold</i> [®] | 6706108 |
| <i>StoneBite scan</i> [®] | 912032.10 |
| <i>Virtual CADbite Registration</i> [®] | ML4156 |

Tabelle 10: Lot-Nummern der verwendeten Materialien

| Produkt | Chemie | lineare Maßänderung | Shore-D Härte | Shore-A Härte |
|--|--|----------------------------|----------------------|----------------------|
| <i>citoGum bite S-can</i> [®] | Additionsvernetzendes Silikon | 0,05-0,3% | 38 - 42 | 91 - 95 |
| <i>Flexitime Bite</i> [®] | additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan | k.A. | 40 | ≥ 94 |
| <i>Futar D Fast</i> [®] | additionsvernetzendes Vinylpolysiloxan | -0,10% | mind. 43 | k.A. |
| <i>Futar Scan</i> [®] | additionsvernetzendes Vinylpolysiloxan | -0,10% | mind. 35 | k.A.. |
| <i>granit perfect 3D</i> [®] | Additionsvernetzendes Silikon | 0,10% | 45 | k.A. |
| <i>Kanibite Scan</i> [®] | additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan, Siliziumdioxid, Platinkatalysator, Paraffin, Tenside, Stabilisatoren, Additive | < 0,3% | 40 | 93 |
| <i>Pixelbite</i> [®] | Vinylpolysiloxan | < 0,2% | 32 | k.A |
| <i>R-Si-Line Metal-Bite gold</i> [®] | additionsvernetzendes Vinylpolysiloxan | < 0,1 % | ca. 40 | ca. 94 |
| <i>StoneBite scan</i> [®] | Additionsvernetzendes Silikon VPS, vinylhaltige Polydimethylsiloxane, Polimethylhydrogensiloxane, Füllstoffe, Pigmente, Platin-Katalysator | < 0,1% | 30 – 34 | k.A. |
| <i>Virtual CADbite Registration</i> [®] | additionsvernetzendes Vinylpolysiloxan mit Methylhydrogensiloxan, Platin-Komplex, Siliziumdioxid, Pigment, Lebensmittelfarbe | < 0,05% | 32 | k.A |

Tabelle 11: Herstellerangaben zu Maßänderung und Härte

| Messpunkt | | Messwert |
|-----------|---------------------------|----------|
| x1 | | |
| | Vermessung 1 | -0,0061 |
| | Vermessung 2 | -0,0088 |
| | Vermessung 3 | 0,0016 |
| | Vermessung 4 | 0,0016 |
| | Vermessung 5 | -0,0207 |
| | Mittelwert | -0,0065 |
| x2 | | |
| | Vermessung 1 | -0,0139 |
| | Vermessung 2 | -0,0012 |
| | Vermessung 3 | -0,0116 |
| | Vermessung 4 | -0,0116 |
| | Vermessung 5 | -0,0093 |
| | Mittelwert | -0,0095 |
| x5 | | |
| | Vermessung 1 | -0,0117 |
| | Vermessung 2 | -0,0013 |
| | Vermessung 3 | 0,0056 |
| | Vermessung 4 | -0,0244 |
| | Vermessung 5 | -0,0063 |
| | Mittelwert | -0,0076 |
| x6 | | |
| | Vermessung 1 | -0,0209 |
| | Vermessung 2 | -0,0213 |
| | Vermessung 3 | 0,0118 |
| | Vermessung 4 | -0,0082 |
| | Vermessung 5 | 0,0137 |
| | Mittelwert | -0,0050 |
| | Mittelwert gesamt | -0,0071 |
| | Standardabweichung | 0,0107 |

Tabelle 12: Optische Vermessung des Originalmodells
(in mm)

14.1 Messwertprotokolle

14.1.1 Versuch 1

| StaDev | Mittelwert | Registat 5 | Registat 4 | Registat 3 | Registat 2 | Registat 1 | R 6 bukkal |
|--------|------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------------|
| 0,0319 | 0,0396 | -0,0016 | 0,0819 | 0,0584 | 0,0249 | 0,0346 | citogum |
| 0,0616 | 0,0656 | 0,0580 | 0,0492 | 0,0284 | 0,0199 | 0,1724 | citogum rep |
| 0,0387 | 0,0106 | 0,0788 | -0,0016 | 0,0019 | -0,0116 | -0,0147 | Flexitime |
| 0,0403 | 0,0576 | 0,0353 | 0,0053 | 0,0830 | 0,1088 | 0,0553 | Flexitime rep |
| 0,0246 | 0,0329 | 0,0311 | 0,0692 | 0,0422 | 0,0167 | 0,0053 | Futar D Fast |
| 0,0257 | 0,0787 | 0,1107 | 0,0457 | 0,0630 | 0,0957 | 0,0784 | Futar D Fast rep |
| 0,0181 | 0,0218 | 0,0384 | 0,0419 | 0,0207 | 0,0053 | 0,0028 | Futar Scan |
| 0,0428 | 0,1183 | 0,1578 | 0,1380 | 0,1388 | 0,1088 | 0,0484 | Futar Scan rep |
| 0,0782 | 0,0490 | 0,1784 | -0,0120 | 0,0149 | -0,0016 | 0,0651 | Granit 3D |
| 0,0354 | 0,0619 | 0,0315 | 0,0684 | 0,1157 | 0,0284 | 0,0657 | Granit 3D rep |
| 0,0177 | 0,0174 | 0,0180 | 0,0357 | 0,0157 | -0,0108 | 0,0284 | Kanibite |
| 0,0345 | 0,0960 | 0,0546 | 0,1184 | 0,1353 | 0,0661 | 0,1057 | Kanibite rep |
| 0,0450 | 0,0415 | 0,0211 | -0,0251 | 0,0484 | 0,0807 | 0,0824 | Pixelbite |
| 0,0209 | 0,0642 | 0,0426 | 0,0957 | 0,0480 | 0,0684 | 0,0661 | Pixelbite rep |
| 0,0230 | 0,0165 | -0,0147 | 0,0484 | 0,0226 | 0,0076 | 0,0184 | Metalbite |
| 0,0392 | 0,0902 | 0,1061 | 0,1511 | 0,0630 | 0,0761 | 0,0548 | Metalbite rep |
| 0,0271 | 0,0191 | 0,0572 | 0,0053 | 0,0353 | -0,0112 | 0,0088 | Stonebite |
| 0,0270 | 0,0639 | 0,0415 | 0,0353 | 0,0996 | 0,0815 | 0,0615 | Stonebite rep |
| 0,0341 | 0,0069 | 0,0311 | 0,0210 | 0,0053 | 0,0284 | -0,0513 | Virtual |
| 0,0246 | 0,0532 | 0,0484 | 0,0192 | 0,0580 | 0,0880 | 0,0522 | Virtual rep |

Tabelle 13: Einzelmesswerte für Messpunkt R 6 bukkal (in mm)

| StaDev | Mittelwert | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 8 bukkal |
|--------|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|
| 0,0309 | 0,0384 | 0,0116 | 0,0681 | 0,0716 | 0,0051 | 0,0354 | citogum |
| 0,0619 | 0,0738 | 0,0820 | 0,0608 | 0,0116 | 0,0401 | 0,1743 | citogum rep |
| 0,0487 | 0,0154 | 0,1012 | -0,0084 | -0,0019 | -0,0184 | 0,0047 | Flexitime |
| 0,0449 | 0,0644 | 0,0547 | 0,0047 | 0,1070 | 0,1112 | 0,0447 | Flexitime rep |
| 0,0246 | 0,0384 | 0,0289 | 0,0808 | 0,0378 | 0,0199 | 0,0247 | Futar D Fast |
| 0,0220 | 0,0746 | 0,0960 | 0,0443 | 0,0770 | 0,0943 | 0,0616 | Futar D Fast rep |
| 0,0143 | 0,0329 | 0,0516 | 0,0381 | 0,0360 | 0,0247 | 0,0139 | Futar Scan |
| 0,0470 | 0,1103 | 0,1556 | 0,1220 | 0,1112 | 0,1312 | 0,0316 | Futar Scan rep |
| 0,0735 | 0,0550 | 0,1816 | 0,0020 | 0,0251 | 0,0116 | 0,0549 | Granit 3D |
| 0,0450 | 0,0701 | 0,0385 | 0,0816 | 0,1443 | 0,0416 | 0,0443 | Granit 3D rep |
| 0,0228 | 0,0226 | 0,0220 | 0,0443 | 0,0443 | -0,0092 | 0,0116 | Kanibite |
| 0,0369 | 0,0993 | 0,0554 | 0,1116 | 0,1547 | 0,0906 | 0,0843 | Kanibite rep |
| 0,0513 | 0,0492 | 0,0289 | -0,0149 | 0,0316 | 0,1160 | 0,0843 | Pixelbite |
| 0,0405 | 0,0638 | 0,0274 | 0,1243 | 0,0520 | 0,0316 | 0,0839 | Pixelbite rep |
| 0,0240 | 0,0255 | 0,0047 | 0,0616 | 0,0274 | 0,0024 | 0,0316 | Metalbite |
| 0,0454 | 0,0871 | 0,1139 | 0,1489 | 0,0770 | 0,0639 | 0,0319 | Metalbite rep |
| 0,0192 | 0,0269 | 0,0228 | 0,0247 | 0,0547 | 0,0312 | 0,0012 | Stonebite |
| 0,0284 | 0,0801 | 0,0785 | 0,0547 | 0,0704 | 0,0685 | 0,1285 | Stonebite rep |
| 0,0111 | 0,0418 | 0,0556 | 0,0424 | 0,0247 | 0,0416 | 0,0447 | Virtual |
| 0,0180 | 0,0528 | 0,0616 | 0,0208 | 0,0620 | 0,0620 | 0,0578 | Virtual rep |

Tabelle 14: Einzelmesswerte für Messpunkt R 8 bukkal (in mm)

| StaDev | Mittelwert | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 6 lingual |
|--------|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|
| 0,0344 | 0,0041 | -0,0133 | -0,0473 | 0,0375 | 0,0167 | 0,0267 | citogum |
| 0,0323 | 0,0525 | 0,0036 | 0,0402 | 0,0844 | 0,0575 | 0,0767 | citogum rep |
| 0,0180 | -0,0336 | -0,0229 | -0,0556 | -0,0091 | -0,0425 | -0,0379 | Flexitime |
| 0,0248 | 0,0197 | -0,0125 | 0,0048 | 0,0244 | 0,0529 | 0,0289 | Flexitime rep |
| 0,0238 | 0,0061 | 0,0071 | 0,0317 | 0,0213 | -0,0306 | 0,0011 | Futar D Fast |
| 0,0297 | 0,0789 | 0,0479 | 0,0704 | 0,0900 | 0,1244 | 0,0617 | Futar D Fast rep |
| 0,0115 | 0,0327 | 0,0161 | 0,0359 | 0,0275 | 0,0375 | 0,0467 | Futar Scan |
| 0,0271 | 0,0977 | 0,0571 | 0,0971 | 0,1198 | 0,1248 | 0,0898 | Futar Scan rep |
| 0,0473 | 0,0479 | 0,1245 | 0,0271 | 0,0502 | -0,0029 | 0,0404 | Granit 3D |
| 0,0436 | 0,0665 | 0,0271 | 0,1398 | 0,0644 | 0,0598 | 0,0413 | Granit 3D rep |
| 0,0123 | 0,0192 | 0,0244 | 0,0013 | 0,0340 | 0,0221 | 0,0140 | Kanibite |
| 0,0225 | 0,0752 | 0,0671 | 0,0511 | 0,0790 | 0,0675 | 0,1113 | Kanibite rep |
| 0,0072 | -0,0036 | -0,0055 | -0,0056 | -0,0012 | -0,0125 | 0,0071 | Pixelbite |
| 0,0499 | 0,0770 | 0,0544 | 0,0682 | 0,0402 | 0,1644 | 0,0577 | Pixelbite rep |
| 0,0299 | 0,0175 | 0,0479 | 0,0409 | 0,0048 | -0,0264 | 0,0202 | Metalbite |
| 0,0578 | 0,0534 | 0,0040 | 0,1490 | 0,0244 | 0,0248 | 0,0648 | Metalbite rep |
| 0,0110 | 0,0035 | -0,0125 | 0,0100 | -0,0033 | 0,0100 | 0,0134 | Stonebite |
| 0,0227 | 0,0643 | 0,0875 | 0,0548 | 0,0788 | 0,0706 | 0,0298 | Stonebite rep |
| 0,0166 | 0,0120 | -0,0056 | 0,0029 | 0,0075 | 0,0375 | 0,0179 | Virtual |
| 0,0286 | 0,0608 | 0,0940 | 0,0313 | 0,0502 | 0,0402 | 0,0882 | Virtual rep |

Tabelle 15: Einzelmesswerte für Messpunkt R 6 lingual (in mm)

| StaDev | Mittelwert | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 8 lingual |
|---------------|-------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|-----------------------------|
| 0,0167 | -0,0048 | -0,0141 | -0,0268 | -0,0049 | 0,0059 | 0,0159 | citogum |
| 0,0189 | 0,0388 | 0,0290 | 0,0191 | 0,0682 | 0,0451 | 0,0326 | citogum rep |
| 0,0273 | -0,0238 | -0,0445 | -0,0118 | 0,0183 | -0,0349 | -0,0462 | Flexitime |
| 0,0315 | 0,0056 | -0,0349 | -0,0022 | 0,0082 | 0,0531 | 0,0037 | Flexitime rep |
| 0,0174 | 0,0091 | 0,0255 | -0,0091 | 0,0279 | -0,0068 | 0,0082 | Futar D Fast |
| 0,0434 | 0,0524 | 0,0547 | -0,0012 | 0,0559 | 0,1182 | 0,0342 | Futar D Fast rep |
| 0,0103 | 0,0219 | 0,0299 | 0,0133 | 0,0151 | 0,0151 | 0,0359 | Futar Scan |
| 0,0250 | 0,0669 | 0,0555 | 0,0455 | 0,0528 | 0,1078 | 0,0728 | Futar Scan rep |
| 0,0392 | 0,0447 | 0,1147 | 0,0255 | 0,0324 | 0,0255 | 0,0255 | Granit 3D |
| 0,0382 | 0,0561 | 0,0255 | 0,1228 | 0,0482 | 0,0428 | 0,0413 | Granit 3D rep |
| 0,0205 | 0,0154 | 0,0382 | 0,0013 | 0,0186 | 0,0305 | -0,0114 | Kanibite |
| 0,0233 | 0,0594 | 0,0655 | 0,0382 | 0,0969 | 0,0451 | 0,0513 | Kanibite rep |
| 0,0066 | 0,0035 | -0,0019 | 0,0082 | 0,0105 | -0,0049 | 0,0055 | Pixelbite |
| 0,0529 | 0,0563 | 0,0082 | 0,0944 | 0,0124 | 0,1282 | 0,0382 | Pixelbite rep |
| 0,0201 | 0,0111 | -0,0153 | 0,0317 | -0,0022 | 0,0290 | 0,0124 | Metalbite |
| 0,0943 | 0,0619 | -0,0114 | 0,2236 | 0,0082 | 0,0278 | 0,0612 | Metalbite rep |
| 0,0174 | -0,0003 | -0,0049 | 0,0259 | -0,0074 | 0,0059 | -0,0208 | Stonebite |
| 0,0335 | 0,0417 | 0,0951 | 0,0278 | 0,0105 | 0,0520 | 0,0228 | Stonebite rep |
| 0,0184 | 0,0139 | 0,0082 | -0,0136 | 0,0151 | 0,0251 | 0,0347 | Virtual |
| 0,0465 | 0,0618 | 0,0986 | 0,0013 | 0,0324 | 0,0624 | 0,1144 | Virtual rep |

Tabelle 16: Einzelmesswerte für Messpunkt R 8 lingual (in mm)

| StaDev | Mittelwert aller Messwerte | |
|---------------|-----------------------------------|-------------------------|
| 0,0338 | 0,0193 | citogum |
| 0,0457 | 0,0577 | citogum rep |
| 0,0389 | -0,0078 | Flexitime |
| 0,0419 | 0,0368 | Flexitime rep |
| 0,0255 | 0,0217 | Futar D Fast |
| 0,0308 | 0,0711 | Futar D Fast rep |
| 0,0139 | 0,0273 | Futar Scan |
| 0,0392 | 0,0983 | Futar Scan rep |
| 0,0569 | 0,0492 | Granit 3D |
| 0,0378 | 0,0637 | Granit 3D rep |
| 0,0174 | 0,0187 | Kanibite |
| 0,0322 | 0,0825 | Kanibite rep |
| 0,0394 | 0,0227 | Pixelbite |
| 0,0401 | 0,0653 | Pixelbite rep |
| 0,0231 | 0,0177 | Metalbite |
| 0,0600 | 0,0731 | Metalbite rep |
| 0,0212 | 0,0123 | Stonebite |
| 0,0294 | 0,0625 | Stonebite rep |
| 0,0244 | 0,0187 | Virtual |
| 0,0290 | 0,0572 | Virtual rep |

Tabelle 17: Mittelwert und Standardabweichung gesamt je Registratmaterial (in mm)

14.1.2 Versuch 2

| R 6 bukkal | | Futar Scan | Futar Scan rep | Kanibite | Kanibite rep | Metalbite | Metalbite rep | Virtual | Virtual rep |
|------------------------|-------------|-----------------------|-------------------------------|-----------------|-------------------------|------------------|--------------------------|----------------|------------------------|
| | Registrat 1 | 0,0710 | 0,0484 | 0,0230 | 0,1057 | 0,0053 | 0,1292 | -0,0016 | 0,1767 |
| | Registrat 2 | 0,0184 | 0,2311 | 0,0788 | 0,0661 | 0,0238 | 0,0761 | 0,0284 | 0,0880 |
| | Registrat 3 | 0,0046 | 0,1388 | 0,1157 | 0,2111 | 0,0015 | 0,0630 | -0,0147 | 0,0580 |
| | Registrat 4 | 0,0380 | 0,1380 | 0,0266 | 0,1184 | 0,0157 | 0,1511 | 0,0288 | 0,0192 |
| | Registrat 5 | 0,0380 | 0,1488 | 0,0680 | 0,0546 | -0,0016 | 0,1061 | 0,0115 | 0,1307 |
| | Mittelwert | 0,0340 | 0,1410 | 0,0624 | 0,1112 | 0,0089 | 0,1051 | 0,0105 | 0,0945 |
| | StaDev | 0,0250 | 0,0647 | 0,0386 | 0,0619 | 0,0106 | 0,0364 | 0,0189 | 0,0615 |
| R 8 bukkal | | Futar Scan | Futar Scan rep | Kanibite | Kanibite rep | Metalbite | Metalbite rep | Virtual | Virtual rep |
| | Registrat 1 | 0,0524 | 0,0316 | 0,0203 | 0,0843 | -0,0353 | 0,1308 | 0,0616 | 0,2133 |
| | Registrat 2 | 0,0316 | 0,1989 | 0,1612 | 0,0906 | -0,0005 | 0,0639 | 0,0416 | 0,0620 |
| | Registrat 3 | 0,0054 | 0,1112 | 0,0743 | 0,2289 | 0,0285 | 0,0770 | -0,0153 | 0,0620 |
| | Registrat 4 | 0,0420 | 0,1220 | 0,0301 | 0,1116 | 0,0143 | 0,1489 | 0,0312 | 0,0208 |
| | Registrat 5 | 0,0420 | 0,1712 | 0,0520 | 0,0554 | 0,0116 | 0,1139 | -0,1081 | 0,1893 |
| | Mittelwert | 0,0347 | 0,1270 | 0,0676 | 0,1142 | 0,0037 | 0,1069 | 0,0022 | 0,1095 |
| | StaDev | 0,0179 | 0,0642 | 0,0563 | 0,0672 | 0,0241 | 0,0358 | 0,0678 | 0,0859 |
| R 6 lingual | | Futar Scan | Futar Scan rep | Kanibite | Kanibite rep | Metalbite | Metalbite rep | Virtual | Virtual rep |
| | Registrat 1 | 0,0288 | 0,0898 | 0,0117 | 0,1113 | 0,0221 | 0,1590 | 0,0244 | 0,1809 |
| | Registrat 2 | 0,0045 | 0,1856 | 0,0530 | 0,0675 | 0,0286 | 0,0248 | 0,0375 | 0,0402 |
| | Registrat 3 | 0,0244 | 0,1198 | 0,0774 | 0,1775 | 0,0140 | 0,0244 | -0,0118 | 0,0502 |
| | Registrat 4 | 0,0013 | 0,0971 | 0,0402 | 0,0511 | -0,0187 | 0,1490 | 0,0079 | 0,0313 |
| | Registrat 5 | 0,0340 | 0,1617 | 0,0144 | 0,0671 | 0,0040 | 0,0040 | 0,0094 | 0,1606 |
| | Mittelwert | 0,0186 | 0,1308 | 0,0393 | 0,0949 | 0,0100 | 0,0722 | 0,0135 | 0,0926 |
| | StaDev | 0,0148 | 0,0415 | 0,0275 | 0,0513 | 0,0185 | 0,0752 | 0,0186 | 0,0720 |
| R 8 lingual | | Futar Scan | Futar Scan rep | Kanibite | Kanibite rep | Metalbite | Metalbite rep | Virtual | Virtual rep |
| | Registrat 1 | 0,0305 | 0,0728 | 0,0209 | 0,0513 | 0,0305 | 0,1536 | 0,0082 | 0,2183 |
| | Registrat 2 | -0,0053 | 0,1970 | 0,1363 | 0,0451 | 0,0340 | 0,0278 | 0,0251 | 0,0624 |
| | Registrat 3 | 0,0382 | 0,0528 | 0,0586 | 0,2118 | 0,0486 | 0,0082 | -0,0156 | 0,0324 |
| | Registrat 4 | 0,0021 | 0,0455 | 0,0324 | 0,0382 | 0,0013 | 0,2236 | 0,0247 | 0,0013 |
| | Registrat 5 | 0,0386 | 0,1909 | 0,0482 | 0,0655 | -0,0148 | -0,0114 | 0,0099 | 0,1820 |
| | Mittelwert | 0,0208 | 0,1118 | 0,0593 | 0,0824 | 0,0199 | 0,0804 | 0,0105 | 0,0993 |
| | StaDev | 0,0209 | 0,0757 | 0,0454 | 0,0730 | 0,0259 | 0,1028 | 0,0166 | 0,0955 |

Tabelle 18: Einzelmesswerte der Messpunkte (in mm)

| | | Futar Scan | Futar Scan rep | Kanibite | Kanibite rep | Metalbite | Metalbite rep | Virtual | Virtual rep |
|--|-----------------------------------|------------|----------------|----------|--------------|-----------|---------------|---------|-------------|
| | Mittelwert aller Messwerte | 0,0270 | 0,1277 | 0,0572 | 0,1007 | 0,0107 | 0,0912 | 0,0091 | 0,0990 |
| | StaDev | 0,0198 | 0,0586 | 0,0412 | 0,0601 | 0,0199 | 0,0649 | 0,0345 | 0,0735 |

Tabelle 19: Mittelwert und Standardabweichung gesamt je Registratmaterial (in mm)

14.1.3 Versuch 3

| R 6 bukkal | | beschnitten | neu beschnitten | reponiert |
|--------------------|-------------|--------------------|------------------------|------------------|
| | Registrat 1 | 0,0011 | -0,0016 | 0,0838 |
| | Registrat 2 | 0,0311 | -0,0120 | 0,0661 |
| | Registrat 3 | 0,0284 | 0,0484 | 0,0640 |
| | Registrat 4 | -0,0143 | -0,0012 | 0,0288 |
| | Registrat 5 | -0,0420 | 0,0115 | 0,0422 |
| | Mittelwert | 0,0009 | 0,0090 | 0,0570 |
| | StaDev | 0,0306 | 0,0235 | 0,0216 |
| R 8 bukkal | | beschnitten | neu beschnitten | reponiert |
| | Registrat 1 | -0,0011 | -0,0284 | 0,0462 |
| | Registrat 2 | -0,0011 | -0,0080 | 0,0706 |
| | Registrat 3 | 0,0416 | 0,0316 | 0,0726 |
| | Registrat 4 | -0,0057 | 0,0012 | 0,0212 |
| | Registrat 5 | -0,0080 | 0,0185 | 0,0678 |
| | Mittelwert | 0,0051 | 0,0030 | 0,0557 |
| | StaDev | 0,0206 | 0,0233 | 0,0220 |
| R 6 lingual | | beschnitten | neu beschnitten | reponiert |
| | Registrat 1 | -0,0125 | 0,0344 | 0,0336 |
| | Registrat 2 | 0,0375 | 0,0344 | 0,0625 |
| | Registrat 3 | 0,0548 | 0,0152 | 0,0744 |
| | Registrat 4 | 0,0117 | 0,0490 | 0,0313 |
| | Registrat 5 | 0,0509 | 0,0644 | 0,0344 |
| | Mittelwert | 0,0285 | 0,0395 | 0,0472 |
| | StaDev | 0,0285 | 0,0184 | 0,0198 |

Tabelle 20: Messwerte der einzelnen Messpunkte (Material: Kanibite Scan, Angaben in mm)

| R 8 lingual | | beschnitten | neu beschnitten | reponiert |
|--------------------|---|--------------------|----------------------------|------------------|
| | Registral 1 | -0,0049 | 0,0482 | 0,0390 |
| | Registral 2 | 0,0151 | 0,0482 | 0,0568 |
| | Registral 3 | 0,1078 | 0,0474 | 0,0882 |
| | Registral 4 | 0,0209 | 0,0169 | 0,0513 |
| | Registral 5 | 0,1117 | 0,0782 | 0,0482 |
| | Mittelwert | 0,0501 | 0,0478 | 0,0567 |
| | StaDev | 0,0553 | 0,0217 | 0,0188 |
| | | beschnitten | neu beschnitten | reponiert |
| | Mittelwert aller Messwerte | 0,0212 | 0,0248 | 0,0542 |
| | StaDev | 0,0389 | 0,0281 | 0,0193 |

Tabelle 21: Messwerte der einzelnen Messpunkte sowie Mittelwert und Standardabweichung gesamt (Material: Kanibite Scan, Angaben in mm)

14.1.4 Versuch 4

| StaDev | Mittelwert | Registral 6 | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 6 bukkal |
|--------|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|
| 0,0072 | 0,0044 | -0,0016 | -0,0016 | 0,0026 | 0,0046 | 0,0046 | 0,0180 | Citogum |
| 0,0185 | 0,0328 | 0,0184 | 0,0680 | 0,0184 | 0,0328 | 0,0337 | 0,0253 | Citogum rep |
| 0,0108 | -0,0006 | 0,0115 | -0,0051 | -0,0120 | 0,0115 | -0,0120 | 0,0028 | Flexitime |
| 0,0150 | 0,0220 | 0,0115 | 0,0180 | 0,0115 | 0,0311 | 0,0115 | 0,0484 | Flexitime rep |
| 0,0230 | 0,0026 | 0,0153 | -0,0281 | 0,0328 | -0,0120 | 0,0180 | -0,0106 | Futar D Fast |
| 0,0245 | 0,0105 | -0,0120 | 0,0247 | 0,0415 | -0,0198 | 0,0002 | 0,0284 | Futar D Fast rep |
| 0,0155 | -0,0012 | -0,0016 | 0,0284 | -0,0060 | -0,0120 | -0,0147 | -0,0016 | Futar Scan |
| 0,0193 | 0,0071 | -0,0120 | 0,0284 | 0,0053 | 0,0180 | -0,0193 | 0,0219 | Futar Scan rep |
| 0,0127 | -0,0006 | -0,0212 | -0,0020 | -0,0016 | 0,0184 | -0,0016 | 0,0042 | Granit 3D |
| 0,0260 | 0,0172 | 0,0097 | 0,0684 | -0,0028 | 0,0049 | 0,0051 | 0,0180 | Granit 3D rep |
| 0,0063 | 0,0048 | 0,0088 | -0,0016 | -0,0016 | 0,0115 | 0,0111 | 0,0007 | Kanibite |
| 0,0143 | 0,0184 | 0,0353 | 0,0253 | 0,0284 | 0,0184 | 0,0046 | -0,0016 | Kanibite rep |
| 0,0100 | -0,0050 | -0,0076 | 0,0115 | -0,0189 | -0,0085 | -0,0051 | -0,0016 | Pixelbite |
| 0,0269 | 0,0200 | 0,0076 | 0,0507 | -0,0212 | 0,0484 | 0,0184 | 0,0161 | Pixelbite rep |
| 0,0177 | -0,0027 | 0,0205 | -0,0078 | 0,0146 | -0,0162 | -0,0016 | -0,0256 | Metalbite |
| 0,0166 | 0,0210 | 0,0349 | 0,0117 | 0,0484 | 0,0111 | 0,0084 | 0,0115 | Metalbite rep |
| 0,0120 | 0,0059 | -0,0042 | 0,0133 | -0,0085 | 0,0180 | 0,0184 | -0,0016 | Stonebite |
| 0,0119 | 0,0108 | -0,0054 | 0,0246 | 0,0115 | 0,0180 | -0,0016 | 0,0180 | Stonebite rep |
| 0,0052 | -0,0027 | -0,0080 | -0,0016 | -0,0016 | 0,0053 | -0,0016 | -0,0089 | Virtual |
| 0,0237 | 0,0288 | 0,0415 | 0,0048 | 0,0615 | -0,0016 | 0,0284 | 0,0380 | Virtual rep |

Tabelle 22: Einzelmesswerte für Messpunkt R 6 bukkal

| StaDev | Mittelwert | Registral 6 | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 8 bukkal |
|--------|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|
| 0,0122 | 0,0078 | 0,0116 | 0,0116 | 0,0107 | 0,0054 | -0,0146 | 0,0220 | Citogum |
| 0,0125 | 0,0306 | 0,0316 | 0,0420 | 0,0316 | 0,0439 | 0,0097 | 0,0247 | Citogum rep |
| 0,0059 | -0,0050 | -0,0115 | 0,0051 | -0,0080 | -0,0015 | -0,0080 | -0,0061 | Flexitime |
| 0,0198 | 0,0263 | 0,0185 | 0,0020 | 0,0185 | 0,0289 | 0,0285 | 0,0616 | Flexitime rep |
| 0,0073 | 0,0108 | 0,0047 | 0,0081 | 0,0139 | 0,0020 | 0,0220 | 0,0139 | Futar D Fast |
| 0,0443 | 0,0267 | -0,0280 | 0,0420 | 0,0485 | -0,0169 | 0,0231 | 0,0916 | Futar D Fast rep |
| 0,0079 | 0,0068 | 0,0116 | 0,0116 | 0,0093 | 0,0120 | 0,0047 | -0,0084 | Futar Scan |
| 0,0167 | 0,0174 | -0,0080 | 0,0416 | 0,0247 | 0,0220 | 0,0160 | 0,0081 | Futar Scan rep |
| 0,0104 | 0,0156 | 0,0012 | 0,0220 | 0,0116 | 0,0316 | 0,0116 | 0,0158 | Granit 3D |
| 0,0189 | 0,0306 | 0,0137 | 0,0616 | 0,0394 | 0,0351 | 0,0116 | 0,0220 | Granit 3D rep |
| 0,0056 | 0,0102 | 0,0012 | 0,0116 | 0,0116 | 0,0185 | 0,0089 | 0,0093 | Kanibite |
| 0,0195 | 0,0199 | 0,0247 | 0,0247 | 0,0416 | 0,0316 | -0,0146 | 0,0116 | Kanibite rep |
| 0,0111 | 0,0000 | -0,0057 | -0,0015 | 0,0089 | 0,0119 | 0,0051 | -0,0184 | Pixelbite |
| 0,0191 | 0,0278 | 0,0324 | 0,0593 | 0,0046 | 0,0316 | 0,0116 | 0,0272 | Pixelbite rep |
| 0,0130 | -0,0018 | 0,0095 | -0,0022 | 0,0154 | -0,0038 | -0,0084 | -0,0211 | Metalbite |
| 0,0196 | 0,0295 | 0,0451 | 0,0249 | 0,0616 | 0,0156 | 0,0116 | 0,0185 | Metalbite rep |
| 0,0140 | 0,0158 | 0,0308 | 0,0301 | -0,0015 | 0,0220 | 0,0116 | 0,0016 | Stonebite |
| 0,0149 | 0,0125 | -0,0046 | 0,0254 | 0,0185 | 0,0220 | -0,0084 | 0,0220 | Stonebite rep |
| 0,0034 | 0,0088 | 0,0047 | 0,0116 | 0,0116 | 0,0047 | 0,0116 | 0,0089 | Virtual |
| 0,0151 | 0,0251 | 0,0185 | 0,0485 | 0,0385 | 0,0116 | 0,0116 | 0,0220 | Virtual rep |

Tabelle 23: Einzelmesswerte für Messpunkt R 8 bukkal

| StaDev | Mittelwert | Registral 6 | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 6 lingual |
|--------|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|
| 0,0082 | 0,0114 | 0,0144 | 0,0048 | 0,0267 | 0,0075 | 0,0075 | 0,0075 | Citogum |
| 0,0093 | 0,0173 | 0,0248 | 0,0144 | 0,0248 | 0,0140 | 0,0244 | 0,0013 | Citogum rep |
| 0,0094 | 0,0014 | 0,0009 | 0,0079 | -0,0121 | 0,0029 | -0,0056 | 0,0144 | Flexitime |
| 0,0075 | 0,0212 | 0,0140 | 0,0244 | 0,0144 | 0,0188 | 0,0340 | 0,0213 | Flexitime rep |
| 0,0283 | -0,0056 | -0,0252 | -0,0187 | -0,0400 | -0,0056 | 0,0309 | 0,0248 | Futar D Fast |
| 0,0214 | 0,0163 | -0,0021 | 0,0444 | -0,0152 | 0,0213 | 0,0248 | 0,0244 | Futar D Fast rep |
| 0,0100 | 0,0093 | 0,0009 | 0,0009 | 0,0140 | 0,0006 | 0,0144 | 0,0248 | Futar Scan |
| 0,0075 | 0,0282 | 0,0344 | 0,0344 | 0,0275 | 0,0271 | 0,0144 | 0,0313 | Futar Scan rep |
| 0,0069 | 0,0070 | -0,0021 | 0,0075 | 0,0075 | 0,0144 | 0,0144 | 0,0006 | Granit 3D |
| 0,0255 | 0,0211 | -0,0056 | 0,0644 | 0,0375 | 0,0144 | 0,0082 | 0,0075 | Granit 3D rep |
| 0,0151 | 0,0075 | -0,0056 | 0,0071 | 0,0013 | 0,0340 | 0,0140 | -0,0059 | Kanibite |
| 0,0115 | 0,0116 | 0,0182 | 0,0075 | 0,0317 | 0,0013 | 0,0075 | 0,0031 | Kanibite rep |
| 0,0119 | 0,0103 | 0,0175 | 0,0113 | 0,0075 | -0,0116 | 0,0225 | 0,0144 | Pixelbite |
| 0,0139 | 0,0174 | 0,0175 | 0,0140 | 0,0298 | -0,0083 | 0,0236 | 0,0277 | Pixelbite rep |
| 0,0142 | 0,0049 | 0,0167 | 0,0117 | 0,0236 | -0,0091 | -0,0056 | -0,0079 | Metalbite |
| 0,0144 | 0,0177 | 0,0267 | 0,0317 | 0,0294 | 0,0098 | -0,0056 | 0,0144 | Metalbite rep |
| 0,0082 | 0,0107 | 0,0140 | 0,0075 | 0,0244 | 0,0121 | 0,0048 | 0,0013 | Stonebite |
| 0,0142 | 0,0183 | 0,0440 | 0,0140 | 0,0144 | 0,0244 | 0,0057 | 0,0075 | Stonebite rep |
| 0,0091 | 0,0053 | | 0,0057 | 0,0144 | -0,0021 | -0,0056 | 0,0140 | Virtual |
| 0,0137 | 0,0168 | 0,0140 | -0,0056 | 0,0313 | 0,0144 | 0,0152 | 0,0313 | Virtual rep |

Tabelle 24: Einzelmesswerte für Messpunkt R 6 lingual

| StaDev | Mittelwert | Registral 6 | Registral 5 | Registral 4 | Registral 3 | Registral 2 | Registral 1 | R 8 lingual |
|--------|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|
| 0,0097 | 0,0140 | 0,0282 | -0,0022 | 0,0126 | 0,0151 | 0,0151 | 0,0151 | Citogum |
| 0,0207 | 0,0370 | 0,0478 | 0,0082 | 0,0678 | 0,0386 | 0,0382 | 0,0213 | Citogum rep |
| 0,0036 | 0,0090 | 0,0117 | 0,0047 | 0,0147 | 0,0064 | 0,0082 | 0,0082 | Flexitime |
| 0,0135 | 0,0253 | 0,0186 | 0,0082 | 0,0149 | 0,0305 | 0,0386 | 0,0413 | Flexitime rep |
| 0,0140 | 0,0060 | -0,0022 | 0,0013 | -0,0141 | 0,0082 | 0,0217 | 0,0211 | Futar D Fast |
| 0,0187 | 0,0441 | 0,0147 | 0,0582 | 0,0345 | 0,0413 | 0,0478 | 0,0682 | Futar D Fast rep |
| 0,0149 | 0,0283 | 0,0417 | 0,0317 | 0,0186 | 0,0220 | 0,0082 | 0,0478 | Futar Scan |
| 0,0212 | 0,0394 | 0,0782 | 0,0482 | 0,0351 | 0,0255 | 0,0282 | 0,0213 | Futar Scan rep |
| 0,0069 | 0,0172 | 0,0147 | 0,0151 | 0,0151 | 0,0082 | 0,0282 | 0,0220 | Granit 3D |
| 0,0141 | 0,0282 | 0,0082 | 0,0382 | 0,0451 | 0,0282 | 0,0344 | 0,0151 | Granit 3D rep |
| 0,0118 | 0,0179 | 0,0082 | 0,0055 | 0,0213 | 0,0386 | 0,0186 | 0,0151 | Kanibite |
| 0,0118 | 0,0272 | 0,0444 | 0,0151 | 0,0342 | 0,0213 | 0,0151 | 0,0328 | Kanibite rep |
| 0,0097 | 0,0173 | 0,0251 | 0,0013 | 0,0151 | 0,0209 | 0,0135 | 0,0282 | Pixelbite |
| 0,0119 | 0,0285 | 0,0251 | 0,0186 | 0,0195 | 0,0209 | 0,0456 | 0,0415 | Pixelbite rep |
| 0,0087 | 0,0194 | 0,0326 | 0,0209 | 0,0190 | 0,0117 | 0,0082 | 0,0238 | Metalbite |
| 0,0234 | 0,0299 | 0,0126 | 0,0609 | 0,0565 | 0,0128 | 0,0082 | 0,0282 | Metalbite rep |
| 0,0097 | 0,0141 | 0,0186 | 0,0151 | 0,0082 | 0,0238 | -0,0022 | 0,0213 | Stonebite |
| 0,0126 | 0,0287 | 0,0486 | 0,0186 | 0,0282 | 0,0382 | 0,0236 | 0,0151 | Stonebite rep |
| 0,0115 | 0,0191 | 0,0213 | 0,0236 | 0,0082 | 0,0147 | 0,0082 | 0,0386 | Virtual |
| 0,0205 | 0,0308 | 0,0386 | 0,0082 | 0,0213 | 0,0282 | 0,0674 | 0,0213 | Virtual rep |

Tabelle 25: Einzelmesswerte für Messpunkt R 8 lingual

| StaDev | Mittelwert aller Messwerte | |
|---------------|-----------------------------------|------------------------------|
| 0,0092 | 0,0094 | citoGum S-can |
| 0,0176 | 0,0294 | citoGum S-can rep |
| 0,0089 | 0,0012 | Flexitime Bite |
| 0,0146 | 0,0237 | Flexitime Bite rep |
| 0,0202 | 0,0034 | Futar D Fast |
| 0,0282 | 0,0244 | Futar D Fast rep |
| 0,0158 | 0,0108 | Futar Scan |
| 0,0143 | 0,0230 | Futar Scan rep |
| 0,0096 | 0,0098 | granit perfect 3D |
| 0,021 | 0,0243 | granit perfect 3D rep |
| 0,0112 | 0,0101 | Kanibite Scan |
| 0,0145 | 0,0193 | Kanibite Scan rep |
| 0,0132 | 0,0057 | pixelbite |
| 0,0196 | 0,0234 | pixelbite rep |
| 0,0151 | 0,005 | Metal-Bite gold |
| 0,0193 | 0,0245 | Metal-Bite gold rep |
| 0,0107 | 0,0116 | StoneBite scan |
| 0,0106 | 0,0176 | StoneBite scan rep |
| 0,0108 | 0,0076 | Virtual CADbite |
| 0,0193 | 0,0254 | Virtual CADbite rep |

Tabelle 26: Mittelwert und Standardabweichung gesamt je Registratmaterial (Angaben in mm)