

Habilitationsschrift

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Systemabhängige Genauigkeiten und Charakterisierung von CAD/CAM-Materialien im digitalen Workflow der Zahnärztlichen Prothetik

vorgelegt von Dr. med. dent. Christine Ursula Keul, M.Sc.

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorsitzender des Fachmentirates:

Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Fachmentorat:

Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus
Prof. Dr. med. Wolfgang Locher

Gutachter:

Prof. Dr. med. dent. Peter Rammelsberg
Prof. Dr. med. dent. Stefan Wolfart

Dekan:

Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

*Die vorliegende Habilitationsschrift ist meinen Eltern
Anneliese und Horst Georg[†] Keul gewidmet,
die mir das Interesse an der Welt und am Leben
beigebracht und gefördert haben,
sowie meinem Mann Edgar Kübler
für seine unermüdliche Unterstützung und Geduld.*

Aus urheberrechtlichen Gründen dürfen die publizierten Originalarbeiten nicht in der vorliegenden Habilitationsschrift abgedruckt werden. Die Fundstelle aller Originalarbeiten ist durch die DOI-Nummer sowie den angegebenen Link gekennzeichnet.

1. Einleitung und Zielsetzung	1
2. Eigene Arbeiten	4
2.1. Genauigkeitsanalysen der direkten und indirekten Digitalisierung von Quadrantenaufnahmen und Gesamtkieferaufnahmen im CAD/CAM-Workflow	4
2.1.1. Originalarbeit: Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayr M, Edelhoff D, Keul C . Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. Clinical Oral Investigations, 2017;21(5): 1445-1455.	6
2.1.2. Originalarbeit: Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C . A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. Clinical Oral Investigations, 2016;20(7): 1487-1494.	9
2.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-Polymerwerkstoffen zu Verblendkompositen, Zahnhartsubstanzen und Befestigungskompositen	12
2.2.1. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PEEK zu Verblendkompositen im axialen Zugversuch	14
2.2.1.1. Originalarbeit: Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C . PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2014;112(5):1278-1288.	15

2.2.1.2.	Originalarbeit: Keul C , Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. The Journal of Adhesive Dentistry, 2014;16(4):383-392.	18
2.2.2.	Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PMMA und CAD/CAM-Kompositen zu Befestigungskompositen sowie zu Zahnhartsubstanz	22
2.2.2.1.	Originalarbeit: Keul C , Müller-Hahl M, Liebermann A, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM resins and resin composite cements. Journal of Dentistry, 2014;42(9):1105-1114.	24
2.2.2.2.	Originalarbeit: Keul C , Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. Clinical Oral Investigations, 2015;19(1):35-43.	28
2.2.2.3.	Originalarbeit: Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, Keul C . Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. Dental Materials, 2014;30(3):334-342.	32
2.2.2.4.	Originalarbeit: Stawarczyk B, Teuss S, Eichberger M, Roos M, Keul C . Retention strength of PMMA/UDMA-based crowns bonded to dentin: Impact of different coupling agents for pretreatment. Materials, 2015; 8(11):7486–7497.	36

3. Diskussion	40
3.1. Genauigkeitsanalysen der direkten und indirekten Digitalisierung von Quadrantenaufnahmen und Gesamtkieferaufnahmen im CAD/CAM-Workflow	40
3.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-Polymerwerkstoffen zu Verblendkompositen, Zahnhartsubstanz und Befestigungskompositen	49
3.2.1. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PEEK zu Verblendkompositen im axialen Zugversuch	53
3.2.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PMMA und CAD/CAM-Kompositen zu Befestigungskompositen sowie zu Zahnhartsubstanz	56
4. Zusammenfassung und Ausblick	58
5. Literaturverzeichnis	63
6. Danksagung	75

1. Einleitung und Zielsetzung

Die Einführung der CAD/CAM-Technologie (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) in der Zahnärztlichen Prothetik führte zu einer Revolutionierung der Arbeitsschritte und Materialauswahl bei der Herstellung indirekt gefertigter Restaurationen. Die standardisierten, computergesteuerten Arbeitsabläufe resultieren in einer gesteigerten Effizienz des Arbeitsablaufs sowie in einer höheren Vorhersagbarkeit der Qualität der resultierenden Restauration im Vergleich zu den rein analogen Verfahren [14, 81].

Als Einstieg in die CAD/CAM-basierte Fertigung dentaler Restaurationen stehen mit der direkten Digitalisierung am Patienten und der indirekten Digitalisierung des Gipsmodells im zahntechnischen Labor zwei verschiedene Optionen zur Erstellung eines dreidimensionalen Modelldatensatzes zur Verfügung [2]. In diesem Zusammenhang stellt sich zum aktuellen Zeitpunkt die Frage, ob die direkte Digitalisierung sowohl für die Erfassung eines Quadranten als auch für die Erfassung gesamter Kiefer ausreichend hohe Genauigkeiten bietet. Hierbei steht vor allem der Vergleich zum konventionellen indirekten Vorgehen, sprich der analogen Abformung, gefolgt von Modellherstellung und anschließender Digitalisierung im Fokus der Forschung.

Generell lassen sich durch die verschiedenen Fertigungstechnologien innerhalb des CAD/CAM-Workflows eine Vielzahl an Materialklassen wie beispielsweise Metalle, Kunststoffe oder Keramiken verarbeiten. Basierend auf aktuellen, minimalinvasiven Behandlungskonzepten in der zahnmedizinischen Prothetik werden aufgrund des differenzierten Anforderungsprofils an die mechanischen Materialeigenschaften neben den bereits etablierten keramischen Materialien vermehrt kunststoffbasierte Materialien für den dentalen Markt entwickelt und klinisch eingesetzt [32, 48, 49]. Aufgrund der bei der industriellen Herstellung der Rohlinge stattfindenden Polymerisation unter standardisierten Bedingungen und der anschließenden subtraktiven maschinellen Bearbeitung zeigen die kunststoffbasierten dentalen Restaurationen verbesserte mechanische Eigenschaften im Vergleich zu

manuell verarbeiteten Kunststoffen [7, 46]. Im Vergleich zu Keramik resultieren die günstigeren elastischen Eigenschaften der kunststoffbasierten Materialien in einem optimierten Bruchfestigkeitsverhalten [99]. Somit können kunststoffbasierte Restaurationen gezielt defektspezifisch und in sehr dünnen Schichtstärken gestaltet werden, was zum Erhalt gesunder biologischer Strukturen beitragen kann [99].

Kombiniert mit einer gesteigerten Reproduzierbarkeit bei der Anfertigung der Restaurationen mittels CAD/CAM-Technologie ergeben sich durch die verbesserten mechanischen Eigenschaften kunststoffbasierter dentaler Restaurationsmaterialien vielfältige innovative Behandlungskonzepte [32, 48, 49]. Insbesondere bei Patienten mit deutlichen Einbußen der Vertikaldimension der Okklusion stellen herausnehmbare Schienen oder festsitzende Langzeitprovisorien aus Polymeren ein wichtiges Therapeutikum im Verlauf ausgedehnter Vorbehandlungsphasen dar [32]. Bei den festsitzenden Langzeitprovisorien ist jedoch ein suffizienter Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration eine wichtige Grundvoraussetzung für den klinischen Erfolg. Durch eine Steigerung der in die Polymermatrix eingebetteten keramischen Füllkörperanteile existieren ebenfalls sogenannte Hybridwerkstoffe, die entsprechend der Herstellerangaben eine Zulassung zur Anfertigung von definitivem Zahnersatz aufweisen. Allerdings existieren hierzu im Allgemeinen noch zu wenig wissenschaftliche Daten, insbesondere hinsichtlich der Fragestellung welche CAD/CAM-Polymere aufgrund ihrer Verbundeigenschaften zu Zahnhartsubstanz für einen längerfristigen oder dauerhaften klinischen Einsatz geeignet sein könnten.

Auch mangelt es noch an wissenschaftlichen Daten, welche Restaurationsformen speziell für die einzelnen CAD/CAM-Polymerwerkstoffe für eine längerfristige klinische Versorgung freigegeben werden können. Im Laufe der vergangenen Jahre kam es auf dem Dentalmarkt bereits zu nachträglichen Indikationseinschränkungen des Hybridwerkstoffes LAVA Ultimate der Firma 3M Deutschland GmbH, da die am Patienten eingegliederten Vollkronen die aus der Literatur bekannten Dezementierungsraten um ein Mehrfaches überschritten. Bei genauer Recherche der damals erhältlichen Verarbeitungsanleitungen war die erhöhte Dezementierungsrate vermutlich auf die nicht einheitlichen Verarbeitungsanleitungen der Herstellerfirma zurückzuführen. Somit kam es seitens des Herstellers zu einer nachträglichen

Indikationsbeschränkung der klinisch zugelassenen Restaurationsformen auf Inlays, Onlays und Veneers.

Für die Erlangung eines suffizienten Verbundes bei einer definitiven Befestigung von CAD/CAM-Materialien spielt neben der Wahl eines geeigneten Befestigungsmaterials auch die entsprechende Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen und der Restaurationsoberfläche eine entscheidende Rolle. In diesem Zusammenhang stellt sich für die verschiedenen Klassen der CAD/CAM-Polymere die Frage nach geeigneten Verfahren zur Oberflächenbehandlung, um einen dauerhaften und stabilen Verbund zu Befestigungsmaterialien zu erhalten.

Ebenso spielt bei einer zahnärztlichen Restauration im Frontzahnggebiet, neben dem funktionellen Faktor, auch die Ästhetik eine wichtige Rolle. Um ein natürliches Erscheinungsbild mit den dafür notwendigen optischen Anforderungen erzielen zu können, werden die Restaurationen aus Polymer-Werkstoffen oftmals seitens der Zahntechniker mit Verblendmassen individualisiert. Hierbei spielt ebenfalls der suffiziente Verbund zwischen dem Polymer und den Verblendkompositen eine wichtige Rolle für den klinischen Erfolg.

Aus den geschilderten Fragestellungen leiten sich folgende Zielsetzungen ab, welche im Rahmen der vorgelegten Arbeit bearbeitet und mit Ergebnissen der aktuellen Literatur diskutiert werden sollen:

1. Genauigkeitsanalysen der direkten und indirekten Digitalisierung von Quadrantenaufnahmen und Gesamtkieferaufnahmen im CAD/CAM-Workflow
2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-Polymerwerkstoffen zu Verblendkompositen, Zahnhartsubstanz und Befestigungskompositen

2. Eigene Arbeiten

Im Folgenden werden 8 englischsprachige, in peer-reviewed Journals mit Impact – Factor veröffentlichte Originalarbeiten zusammengefasst und diskutiert.

2.1. Genauigkeitsanalysen der direkten und indirekten Digitalisierung von Quadrantenaufnahmen und Gesamtkieferaufnahmen im CAD/CAM-Workflow

In den letzten Jahrzehnten wurde der digitale Workflow für dentale Restaurationen durch computergestütztes Design und computergestützte Fertigung erfolgreich in zahnärztliche Behandlungskonzepte eingeführt. Dies führte mitunter zu einer Veränderung der zahnärztlichen Abformprozeduren und dem anschließenden Fertigungsablauf bei der computerunterstützten Herstellung dentaler Restaurationen. Der erste Schritt des digitalen Workflows ist die Erzeugung einer dreidimensionalen virtuellen Replik der klinischen Situation, also die Digitalisierung (CAI – Computer Aided Impressioning) [14, 87]. Auf diesen initialen Schritt folgt das Design (CAD – Computer Aided Designing) und die Fertigung (CAM – Computer Aided Manufacturing) der prothetischen Restauration [14]. Der Hauptvorteil dieses digital basierten Fertigungsprozesses ist seine Standardisierung und Reproduzierbarkeit, gepaart mit hoher Kosteneffizienz und Qualität [81]. Dies bedeutet jedoch im Rückkehrschluss auch, dass der initial stattfindende Digitalisierungsprozess unmittelbaren Einfluss auf die Passung der resultierenden dentalen Restaurationen hat, was wiederum entscheidend für deren Langlebigkeit ist [18].

Durch indirekte (laborseitige) und direkte (intraorale) Digitalisierung stehen derzeit zwei Optionen für den Einstieg in den digitalen Workflow zur Verfügung [2, 33, 91]. Die indirekte Digitalisierung auf Basis einer konventionellen Abformung und der anschließenden Digitalisierung der Abformung selbst, oder der daraus resultierenden Modelle, stellt die heute am weitesten verbreitete Methode dar [33, 60, 91]. Dies

wiederum bedeutet, dass die Grundlagen für den hochpräzisen digitalen Herstellungsprozess immer noch die konventionelle Abformung und die Modellherstellung – also bekanntlich Verfahren mit multiplen potenziellen Fehlerquellen – sind, wodurch das Ergebnis negativ beeinflusst werden kann [5, 21, 23, 25].

Obwohl die auf dem Markt verfügbaren Abformmaterialien aktuell immer noch den Goldstandard zur Reproduktion der klinischen Situation in der zahnärztlichen Routine darstellen [94], lässt sich anhand der verfügbaren Literatur ein notwendiges Verbesserungspotenzial ableiten [24]. Der im Allgemeinen fehleranfällige mehrstufige Prozess der konventionellen Abformtechnik, Gipsmodellherstellung und extraoralen indirekten Digitalisierung mittels Modellscannern soll durch die standardisierte, zuverlässige und vorhersagbare Methode der direkten Digitalisierung umgangen werden [25]. Vor diesem Hintergrund scheint die intraorale direkte Digitalisierung mit einem Intraoralscanner der logische Einstieg in den digitalen Workflow zu sein. Eine Grundvoraussetzung für die Anwendung von Intraoralscannern ist jedoch ihre vergleichbare, oder bessere Genauigkeit der resultierenden virtuellen dreidimensionalen Modelldatensätze. Dies bedeutet im Rückkehrschluss, dass die neuen digitalen Abformtechnologien und innovativen Geräte mit den aktuellen Standardverfahren (indirekte Digitalisierung) verglichen werden müssen, um ihre Zuverlässigkeit und Wettbewerbsfähigkeit zu bewerten.

Unabhängig von der zugrundeliegenden Aufnahmetechnologie scheinen die derzeit erhältlichen Intraoralscanner für Einzelzahnrestorationen eine ausreichende Scangenaugigkeit, sowie auch Passung der resultierenden Restorationen zu bieten und sind demzufolge in der Lage, mit dem herkömmlichen Verfahren Schritt zu halten [58, 116]. Das Scannen größerer Bereiche erfordert hingegen das Zusammenführen mehrerer einzelner Bilder, auch als „Matching“ bezeichnet. Dieses Zusammenführen einzelner Bilder kann am Ende der Datenakquise in einer progressiven Verzerrung und damit verbunden in einer höheren Ungenauigkeit des resultierenden Datensatzes resultieren.

2.1.1. Originalarbeit [52]: Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, **Keul C**. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clinical Oral Investigations*, 2017;21(5):1445-1455.

IF (2016/2017) 2.308; DOI 10.1007/s00784-016-1902-4

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27406138>

Einleitung

Generell spielt die Genauigkeit des Digitalisierungsvorgangs eine wichtige Rolle für den anschließenden Herstellungsprozess der dentalen Restauration, da sie die Grundlage für alle nachfolgenden Arbeitsschritte darstellt. Die aus den verschiedenen Scansystemen resultierenden dreidimensionalen Datensätze müssen daher untereinander sowie mit dem konventionellen Arbeitsablauf auf Basis einer konventionellen Abformung und der Herstellung eines Gipsmodells bewertet und verglichen werden. Zu diesem Zweck können die Datensätze durch softwaregestützte Überlagerung mit einem hochgenauen Referenz-Datensatz verglichen und die dreidimensionalen Abweichungen analysiert werden. Die Analyse der dreidimensionalen Modelldatensätze bezieht sich auf die den Parameter "Richtigkeit" als Wert für die Nähe zwischen dem Testdatensatz und dem Referenzdatensatz und auf den Parameter "Präzision" als Wert für die Wiederholbarkeit der Digitalisierungsmethode [1].

In Bezug auf die Digitalisierung von einzelnen Zähnen scheinen die meisten Intraoralscanner eine ausreichende Genauigkeit und Datenqualität zu bieten, um mit der indirekten Digitalisierung zu konkurrieren [16, 51, 67]. Daher beschränkt sich die routinemäßige Anwendung der Intraoralscanner in der täglichen Praxis meist auf kleine Bereiche des Zahnbogens und wird demzufolge zur Herstellung von Einzelzahnrestorationen oder feststehendem Zahnersatz von bis zu einem Kieferquadranten angewendet [6, 78, 102].

Ziel und Hypothese der Studie:

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Genauigkeit verschiedener intraoraler Scanner zu bewerten und mit dem Prozess der indirekten Digitalisierung zu vergleichen. Die Studie vergleicht beide Digitalisierungsmethoden unter Verwendung eines Referenzmodells, welches die klinische Ausgangssituation für die Anfertigung eines viergliedrigen festsitzenden Zahnersatzes mit zwei endständigen Pfeilerzähnen imitiert.

Die Nullhypothesen der Studie waren, dass hinsichtlich der Genauigkeit:

1. keine Unterschiede zwischen den Digitalisierungsmethoden gefunden werden können sowie
2. keine Unterschiede zwischen den Scansystemen für die direkte Digitalisierung gefunden werden können.

Material und Methode:

Ein mittels CAD/CAM-Technologie hergestelltes Titanmodell wurde in dieser Studie als Referenzmodell verwendet. Das Modell bildet die klinische Situation einer viergliedrigen Brücke mit zwei endständigen, zirkulär präparierten Pfeilerzähnen ab.

Zur Erstellung eines dreidimensionalen Referenzdatensatzes des Titanmodells erfolgten die computertomographische Vermessung sowie die anschließende Generierung eines virtuellen STL-Oberflächendatensatzes (Surface Tessellation Language).

Für die direkte Digitalisierung wurde das Modell mit den folgenden Intraoralscannern mehrmals digitalisiert (n=12 pro Gruppe):

1. CS 3500 (Firma Carestream)
2. Zfx Intrascan (Firma Zfx)
3. CEREC AC Bluecam (Firma Dentsply Sirona)
4. CEREC AC Omnicam (Firma Dentsply Sirona)
5. True Definition (Firma 3M Deutschland GmbH)

Als Kontrolle wurden zwölf Polyetherabformungen mittels individuell angefertigter Abformlöffel aus lichthärtendem Kunststoff durchgeführt und in entsprechende Gipsmodelle überführt. Die Gipsmodelle wurden anschließend mit dem Modellscanner D-810 (Firma 3Shape) im zahntechnischen Labor digitalisiert.

Die Genauigkeit (Richtigkeit / Präzision) der Datensätze wurde unter Verwendung einer Analysesoftware (Geomagic Qualify 12.1) ausgewertet. Die Auswertung erfolgte auf Basis einer sogenannten "Best-Fit-Überlagerung" der Testdatensätze mit dem Referenzdatensatz des Titanmodells.

Ergebnisse:

Die direkte Digitalisierung unter Verwendung des True Definition zeigte die signifikant höchste „Richtigkeit“, gefolgt vom CS 3500 Intraoralscanner. Beide Systeme zeigten somit bessere Ergebnisse als die Kontrollgruppe (indirekte Digitalisierung). Die Intraoralscanner CEREC AC Bluecam, Zfx Intrascan und CEREC Omnicam zeigten im Vergleich zur indirekten Digitalisierung eine größere Abweichung der Datensätze und somit weniger „Richtigkeit“ im Vergleich zum Referenzdatensatz.

Hinsichtlich der „Präzision“ zeigten die Intraoralscanner CS 3500 und True Definition die besten Ergebnisse. Die indirekte Digitalisierung, die CEREC AC Bluecam und die CEREC AC Omnicam führten zu einer signifikant höheren „Präzision“ als Zfx Intrascan.

Zusammenfassung:

In Bezug auf die Genauigkeit scheinen alle getesteten intraoralen Scansysteme einen Quadranten innerhalb klinisch annehmbarer Grenzen der Genauigkeit zu reproduzieren. Es wurden jedoch Unterschiede zwischen den getesteten Systemen festgestellt. Innerhalb der Grenzen dieser In-vitro-Studie war die Genauigkeit der ermittelten Datensätze vom Scansystem abhängig. Verallgemeinert zeigte die direkte Digitalisierung nicht für alle getesteten Systeme eine höhere Genauigkeit als die indirekte Digitalisierung.

2.1.2. Originalarbeit [50]: Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, **Keul C**. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clinical Oral Investigations*, 2016;20(7):1487-1494.

IF (2016/2017) 2.308; DOI 10.1007/s00784-015-1626-x

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26454734>

Einleitung

In Bezug auf die Genauigkeit und Datenqualität bei der direkten Digitalisierung von einzelnen Zähnen bis zu einem Quadranten zeigen die meisten Intraoralscanner eine ausreichende Leistungsfähigkeit, um mit dem Goldstandard der indirekten Digitalisierung zu konkurrieren [16, 51, 67].

Zum gegenwärtigen Zeitpunkt ergeben sich hingegen widersprüchliche Ergebnisse zur direkten Digitalisierung kompletter Kieferbögen. Einige In-vitro-Studien beichten über eine ähnliche Genauigkeit wie bei einer konventionellen Abformung [34]. Auch im Vergleich zu speziellen industriellen Digitalisierungssystemen konnte in einer weiteren Studie die Mehrzahl der getesteten Intraoralscanner eine vergleichbare Genauigkeit für Ganzkieferdigitalisierungen erzielen [87]. Hingegen zeigten Ergebnisse einer anderen In-vitro-Studie, dass die digitale Datenerfassung ungenauer ist als herkömmliche Abformungen [33]. Diese Beobachtung konnte anhand einer In-vivo-Untersuchung bestätigt werden [43].

Zusätzlich scheint die Scanstrategie (Scanpfad) bei der Ganzkieferdigitalisierung die Genauigkeit der resultierenden virtuellen dreidimensionalen Modelldatensätze zu beeinflussen [36]. Hierbei konnte anhand verschiedener Intraoralscanner gezeigt werden, dass auf Basis einer adäquaten Scanstrategie hochgenaue direkte Digitalisierungen eines kompletten Zahnbogens durchgeführt werden können.

Die Literatur zeigt, dass die zur Verfügung stehende Genauigkeit bereits für kieferorthopädische Analysen und Behandlungen ausreicht [47], während die Genauigkeit des virtuellen Modelldatensatzes bei der Digitalisierung mehrerer

Implantate über einen vollen Zahnbogen aktuell noch unzureichend zu sein scheint [44, 45].

Ziel und Hypothese der Studie:

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Einführung einer innovativen Testmethodik zur Bestimmung der Genauigkeit von digitalen Ganzkieferaufnahmen, ohne die sonst notwendige "Best-Fit" Überlagerung einzelner Datensätze. Die Auswertung der dreidimensionalen virtuellen Datensätze erfolgte durch computergestützte Vermessung einer in das Analysemodell eingebrachten linearen Referenzstruktur mit bekannten dreidimensionalen Maßen.

Die Nullhypothese war, dass die direkte und indirekte Digitalisierung eines kompletten Kieferbogens in derselben Genauigkeit der dreidimensionalen Modelldatensätze resultieren.

Material und Methode:

Als Analysemodell dieser Studie diente ein Unterkiefermodell, in welches ein entsprechend DIN 875-00 gerader Metallstab zwischen die zweiten Molaren beider Quadranten eingebracht und fixiert werden konnte.

Zuvor wurde der Metallstab in einem hochpräzisen Koordinatenmessgerät vermessen und ein virtueller Referenzdatensatz zur dreidimensionalen Vermessung generiert (REF).

Der Metallstab wurde in das Analysemodell eingebracht. Die direkte Digitalisierung der Zahnreihen inklusive beider Enden des Metallstabes erfolgte mit einem Intraoralscanner (True Definition, Firma 3M Deutschland GmbH, n = 12). Zur Generierung der indirekt digitalisierten Datensätze wurde das Modell inklusive Metallstab mittels Präzisionsabformmasse abgeformt und die Abformungen in ein Gipsmodell überführt. Die Digitalisierung der Gipsmodelle erfolgte anschließend mit einem Modellscanner im zahntechnischen Labor (D810, Firma 3Shape, n = 12).

Der Referenzdatensatz sowie die aus den Testgruppen erhaltenen Datensätze wurden mittels der Analysesoftware Geomagic Qualify 13.0.2.1219 analysiert, um die längenmäßige Abweichung der Steglänge, die lineare Verschiebung (in X-, Y-, Z-Achse) und die Winkelabweichung (α_{Gesamt} , α_{Coronal} , $\alpha_{\text{Horizontal}}$) der Datensätze beider getesteten Digitalisierungsmethoden im dreidimensionalen Raum zu bestimmen.

Statistische Signifikanzen wurden mittels Mann-Whitney-U-Test und unabhängigem Zweistichproben t-Test analysiert. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt.

Ergebnisse:

Hinsichtlich der Längenabweichung des Metallstabes im Vergleich zur Referenzlänge auf Basis der Koordinatenmessmaschine wurden zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede gefunden. Im Hinblick auf die lineare Verschiebung zeigte die indirekte Digitalisierung in der Y-Achse ($p = 0,003$) und in der Z-Achse signifikant höhere Werte als die direkte Digitalisierung ($p = 0,040$). In Bezug auf die Winkelmessung zeigte die direkte Digitalisierung signifikant kleinere, also bessere Werte als die indirekte Digitalisierung für α_{Gesamt} ($p = 0,006$) und für α_{Coronal} ($p = 0,005$).

Zusammenfassung:

Zum momentanen Zeitpunkt ist die Datenlage hinsichtlich der Genauigkeit für Ganzkieferaufnahmen immer noch rar. Diese In-vitro-Studie zeigt, dass das getestete intraorale Scansystem in-vitro bei der Digitalisierung eines ganzen Kieferbogens die gleiche und in einzelnen Parametern eine höhere Genauigkeit aufweist als die konventionelle Abformung mit anschließender indirekter Digitalisierung.

Die vorgestellte neue Testmethodik scheint geeignet zu sein, Unterschiede in der Genauigkeit verschiedener Digitalisierungsverfahren bei Ganzkiefer-digitalisierungen zu analysieren, sodass die „Best-Fit“ Überlagerung einzelner Datensätze zur Auswertung umgangen werden kann.

2.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-Polymerwerkstoffen zu Verblendkompositen, Zahnhartsubstanz und Befestigungskompositen

Bei der Herstellung zahnfarbener dentaler Restaurationen kommen als Alternative zu keramischen Materialien, insbesondere für dünne Restaurationen, vorwiegend industriell vorgefertigte Polymere zum Einsatz. Diese zeigen im Vergleich zu Keramiken differierende mechanische Eigenschaften [75, 93, 99, 108] sowie einen niedrigeren Verschleiß des antagonistischen Schmelzes [68, 70]. Für die Verarbeitung von Polymeren stehen im digitalen Workflow unterschiedliche Materialklassen auf Basis von Polyetheretherketon (PEEK), Polymethylmethacrylat (PMMA) oder Komposit zur Verfügung. Diese können als Rohlinge in Form von Ronden oder Blanks im CAM-Prozess subtraktiv in Schleif- oder Fräsmaschinen weiterverarbeitet werden.

Im Allgemeinen wird durch die industrielle Herstellung der Polymerrohlinge unter standardisiert hohem Druck und Temperatur eine hohe Konversionsrate mit geringem Restmonomergehalt erreicht. Dieser geringe Restmonomergehalt wird im Hinblick auf die Biokompatibilität des entsprechenden Materials als vorteilhaft angesehen [103], kann aber zu Schwierigkeiten hinsichtlich eines suffizienten Verbundes zu anderen kompositbasierten Materialien und Zahnhartsubstanzen führen [11, 65, 106, 110].

Tests zur Bestimmung der Verbundfestigkeit im Scherversuch und im Zugversuch werden üblicherweise als In-vitro-Verfahren verwendet, um die Kraft zu bestimmen, die erforderlich ist, um die Bindung zwischen zwei Materialien aufzulösen [37]. Generell kann der Verbund zweier Materialien durch chemische Adhäsion, mikro- oder makro-mechanische Retention oder eine Kombination dieser Mechanismen hergestellt werden [90]. Welcher dieser drei Prozesse in welchem Maß am Verbund beteiligt ist, hängt von der Zusammensetzung und Wechselwirkung der verwendeten Materialien ab.

Im Allgemeinen hängt der Verbund somit unter anderem von der Fähigkeit des Befestigungskomposites ab, die Oberfläche der Restauration [10] zu benetzen, sowie auch von seiner freien Oberflächenenergie [29]. Die freie Oberflächenenergie umfasst generell die polaren Wechselwirkungen sowie die dispersiven Kräfte als Komponenten [20, 84].

Die Benetzbarkeit eines Materials kann beispielsweise durch Kontaktwinkelmessung mit einzelnen Flüssigkeitströpfchen bestimmt werden. Oberflächenmodifikationen wie Säureätzen oder Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln beeinflussen die Benetzbarkeit des untersuchten Materials [89] und damit auch dessen freie Oberflächenenergie [59]. Werden Flüssigkeiten mit unterschiedlichen Polaritäten verwendet, kann zusätzlich die theoretische Adhäsionsarbeit, die Grenzflächenspannung und der Spreitkoeffizient von den zu untersuchenden Materialien berechnet werden.

Zahlreiche Materialeigenschaften wie beispielsweise die Verbundeigenschaften und die Benetzbarkeit werden generell durch die Verarbeitung und die Oberflächenvorbehandlung signifikant beeinflusst [82, 100]. Eines der am weitesten verbreiteten Verfahren zur Oberflächenvorbehandlung von dentalen Restaurationen vor dem zusätzlichen Aufbringen von Verblendmaterialien ist die Methode der Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln. Hierdurch wird die Oberfläche einerseits gereinigt als auch gleichzeitig vergrößert [40, 79, 82, 106].

2.2.1. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PEEK zu Verblendkompositen im axialen Zugversuch

Polyetheretherketon (PEEK) ist ein lineares, aromatisches, semikristallines thermoplastisches Polymer, das der Hauptgruppe der Polyaryletherketone (PAEK) zugeordnet ist. Bei PEEK handelt es sich um ein methacrylatfreies Polymer, das aus aromatischen Benzolmolekülen besteht, die abwechselnd mit funktionellen Ether- oder Ketongruppen verbunden sind. PEEK zeigt eine gute Dimensionsstabilität sowie eine gute Widerstandsfähigkeit gegenüber Röntgen- und Gammastrahlung [71]. Um eine höhere Steifigkeit des Materials für die zahnärztliche Anwendung zu erreichen, wurde reines PEEK-Material durch Mischen und Füllen mit Zusatzstoffen sowie Faserverstärkung weiter optimiert [4, 26, 121, 123].

Seine mechanischen Eigenschaften [71], seine Biokompatibilität und Beständigkeit gegenüber fast allen organischen und anorganischen Chemikalien [71] machen PEEK für die Zahnmedizin attraktiv [107]. Das Anwendungsgebiet innerhalb der Zahnheilkunde umfasst Implantate, provisorische Implantataufbauten sowie zahngetragene Verankerungselemente [13, 97, 117, 118]. Auch für festsitzende zahnärztliche Restaurationen könnte PEEK in Zukunft ein geeigneter Polymerwerkstoff sein. Im Rahmen einer Studie zeigte PEEK eine Bruchlast von 1.383 N, mit einer ab ca. 1.200 N beginnenden plastischen Verformung des Materials [107].

Aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften und seiner Biokompatibilität scheint PEEK somit für eine Anwendung im Fachbereich der Zahnheilkunde grundsätzlich geeignet. Die mangelnde Ästhetik aufgrund der gräulichen oder weißlichen Farbe und die geringe Lichtdurchlässigkeit limitieren PEEK jedoch als Werkstoff bei der Verwendung als monolithische, vollanatomische Restaurationen [111]. Daher ist eine zusätzliche Verblendung der PEEK Restauration erforderlich, um eine zufriedenstellende Ästhetik zu erhalten.

2.2.1.1. Originalarbeit [110]: Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, **Keul C**. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2014; 112(5):1278-1288.

IF (2014) 1.753, DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.05.014

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24969411>

Einleitung

Um den aus ästhetischer Sicht wenig attraktiven Polymerwerkstoff PEEK mit zahnfarbenen Massen verblenden zu können, muss in erster Linie ein dauerhafter Verbund zu den Verblendmaterialien erreicht werden. Hierdurch könnte ein adäquates ästhetisches Ergebnis mit gleichzeitig langfristiger Funktionalität und Stabilität ermöglicht werden.

Frühere Studien untersuchten die Verbundfestigkeiten zwischen PEEK und Kompositen und stellten fest, dass ohne eine weitere Behandlung der PEEK-Oberfläche mittels Piranhasäure oder Partikeldruckluftstrahlung keine oder nur unzureichende Verbundfestigkeitswerte erreicht werden können [56, 61, 64, 100, 111]. Diese Studien zeigten auch, dass eine zusätzliche Oberflächenkonditionierung mittels Adhäsivsystemen essentiell für die Erlangung eines suffizienten Verbundes zu Kompositen ist [64, 105, 111]. Säureanwendung zur Oberflächenvorbehandlung von PEEK führt zu freiliegenden Kohlenstoff-Sauerstoff-Verbindungen, wodurch mehr funktionelle Gruppen an der Oberfläche zur Verfügung stehen, an welche die Komponenten von Adhäsivsystemen binden können [53]. Weiterhin findet durch die Säurebehandlung eine Hydrolyse des chemischen Ether- und Keton-Bindungen statt [56].

Zum aktuellen Zeitpunkt existiert jedoch nur wenig Literatur zur Oberflächenkonditionierung von PEEK-Oberflächen mittels Adhäsivsystemen nach erfolgter Oberflächenvorbehandlung mit verschiedenen Säurelösungen bei unterschiedlichen Ätzzeiten zur Erlangung eines suffizienten Verbundes zu Kompositmaterialien.

Ziel und Hypothese der Studie:

Der Zweck dieser In-vitro-Studie war die Untersuchung chemischer Oberflächenbehandlungen von PEEK mittels verschiedener Säurelösungen und Ätzzeiten in Kombination mit Adhäsivsystemen zur zusätzlichen Konditionierung der PEEK-Oberfläche auf die Zugverbundfestigkeiten zu Verblendkompositen unter besonderer Berücksichtigung der freien Oberflächenenergie und Oberflächenrauheit.

Die Nullhypothesen besagten, dass durch Säure vorbehandelte PEEK-Oberflächen nach zusätzlicher Konditionierung mittels Adhäsivsystemen im Vergleich zu komplett unvorbehandelten Oberflächen eine ähnliche Verbundfestigkeit zu Verblendkunststoffen aufweisen. Weiterhin beeinflussen weder die Wahl des Verblendkunststoffes noch eine künstliche Alterung die Verbundfestigkeit.

Material und Methode:

Für diese In-vitro-Studie wurden 750 PEEK-Prüfkörper hergestellt und entsprechend der Vorbehandlungsmethode in drei Gruppen (n = 250) unterteilt:

1. 60 Sekunden langes Ätzen mit Schwefelsäure
2. 30 Sekunden langes Ätzen mit Piranhasäure
3. ohne Vorbehandlung als Kontrollgruppe

Nach der Vorbehandlung wurde für jeweils 10 Proben einer Gruppe die freie Oberflächenenergie unter Verwendung eines Kontaktwinkelmessgerätes mit Diiodomethan und destilliertem Wasser bestimmt. Die Oberflächenrauheit wurde mit einem Profilometer gemessen. Zusätzlich wurde die Topographie der vorbehandelten PEEK-Oberflächen mittels Rasterelektronenmikroskopie dargestellt.

Die entsprechend verbleibenden Proben jeder Gruppe (n = 240) wurden auf Basis des Adhäsivsystems zur Oberflächenkonditionierung weiter unterteilt (n = 80):

1. Visio.link (Firma Bredent)
2. Signum PEEK Bond (Firma Heraeus Kulzer)
3. ohne Adhäsivsystem als Kontrollgruppe

Zur anschließenden Verblendung wurden die folgenden Verblendkomposite verwendet (n = 40):

1. Sinfony (Firma 3M Deutschland GmbH)
2. VITA VM LC (Firma Vita Zahnfabrik)

Die Zugverbundfestigkeit wurde für die Hälfte der Prüfkörper initial nach Lagerung in destilliertem Wasser (37°C, 24 Stunden), sowie für die andere Hälfte nach künstlicher Alterung in destilliertem Wasser (37°C, 60 Tage) gemessen.

Die Daten wurden statistisch unter Verwendung der mehrfaktoriellen und einfaktoriellen Varianzanalyse, gefolgt von einem Scheffe-Post-hoc-Test sowie einem Chi-Quadrat-Test für die Bruchbildanalyse ausgewertet (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse:

Die mit Schwefelsäure behandelten PEEK-Proben resultierten in höheren Oberflächenrauheiten als mit Piranhasäure vorbehandelte oder nicht vorbehandelte Proben.

Die Oberflächenkonditionierung der PEEK Oberfläche mittels Visio.link oder Signum PEEK Bond als Adhäsivsystem erhöhte signifikant die Zugverbundfestigkeit im Vergleich zu nicht konditionierten PEEK Prüfkörpern.

Das Verblendmaterial Sinfony resultierte im Vergleich zu VITA VM LC in höheren Zugverbundfestigkeitswerten.

Zusammenfassung:

Eine ausreichende Zugverbundfestigkeit zwischen PEEK und Verblendkompositen kann nur bei zusätzlicher Verwendung eines Adhäsivsystems zur Konditionierung der Oberfläche erreicht werden. Demgegenüber ist eine vorherige Oberflächenbehandlung der PEEK-Oberfläche mit Schwefelsäure oder Piranhasäure nicht erforderlich.

2.2.1.2. Originalarbeit [64]: **Keul C**, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. The Journal of Adhesive Dentistry, 2014;16(4):383-392.

IF (2014) 1.311, DOI: 10.3290/j.jad.a32570

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25133270>

Einleitung

Die klinische Anwendung von PEEK als vollflächig monolithische Restauration ist durch die geringe Transluzenz und die graue oder schneeweiße Farbkomponente stark eingeschränkt [107, 111]. Daher sind zur Verbesserung des ästhetischen Erscheinungsbildes noch weitere Werkstoffe zur Verblendung notwendig. In diesem Zusammenhang kristallisiert sich die geringe Oberflächenenergie von PEEK sowie die Beständigkeit gegenüber mechanischen und chemischen Methoden zur Oberflächenvorbehandlung für die Erzielung einer ausreichenden Verbundfestigkeit zu Verblendwerkstoffen als ein Problem beim klinischen Einsatz heraus [100].

Mehrere Studien untersuchten die Verbundfestigkeiten zwischen PEEK und Kompositen und konnten zeigen, dass ohne zusätzliche Oberflächenvorbehandlung der PEEK-Oberfläche kein oder nur ein ungenügender Verbund erreicht werden konnte [61, 100, 105, 107, 111]. In einer weiteren Studie wurde der Verbund zwischen PEEK-Oberflächen und Verblendkompositen nach Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln und Säurebehandlung ohne zusätzliche Verwendung von Adhäsivsystemen untersucht, wobei gezeigt wurde, dass bei der Verwendung von PEEK als Gerüstkonstruktion und Verblendung mit Kompositmaterial eine Säureätzung durchgeführt werden sollte [107]. Die Verwendung von 98% Schwefelsäure führte zu einer Verbundfestigkeit von $19,0 \pm 3,4$ MPa für RelyX Unicem (3M Deutschland GmbH) und $18,2 \pm 5,4$ MPa für Heliobond (Ivoclar Vivadent) in Kombination mit dem Hybridkomposit Tetric (Ivoclar Vivadent) [100]. Die Oberflächenbehandlung mit Piranhasäure führte zu einer Verbundfestigkeit von 11,8 MPa für RelyX Unicem in Kombination mit Bis-GMA-haltigen Haftvermittlern, während das zusätzliche Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln die Haftfestigkeit auf

bis zu 21,4 MPa erhöhte [56]. Weitere Untersuchungen konnten zeigen, dass die Anwendung von Methacrylat-haltigen Adhäsivsystemen zur Konditionierung von PEEK-Oberflächen auch in einem vielversprechenden Verbundverhalten resultierte [105, 111]. Generell führten Adhäsivsysteme auf Basis von Methylmethacrylaten zu einer höheren Haftfestigkeit zwischen PEEK und allen untersuchten Verblendkompositen [105, 111].

Ziel und Hypothese der Studie:

Die vorliegende Studie untersuchte den Einfluss von mechanischer und/oder chemischer Oberflächenvorbehandlung auf die freie Oberflächenenergie und die Oberflächenrauheit von PEEK. Weiteres Ziel war die Untersuchung des Einflusses der zusätzlichen Applikation eines Adhäsivsystems zur Konditionierung des PEEKs auf die Zugverbundfestigkeit zu Verblendkompositen.

Die erste Hypothese war, dass die Oberflächenvorbehandlung die freie Oberflächenenergie und die Oberflächenrauheit erhöht. Die zweite Hypothese war, dass eine Oberflächenvorbehandlung in Kombination mit Adhäsivsystemen zur Oberflächenkonditionierung zu einer höheren Zugverbundfestigkeit zu Verblendkompositen führt.

Material und Methode:

Insgesamt wurden 680 PEEK-Prüfkörper hergestellt und in folgende Gruppen entsprechend der Oberflächenvorbehandlung (n = 170 / Gruppe) unterteilt:

1. Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln
2. Ätzen mit Piranhasäure
3. Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln + Ätzen mit Piranhasäure
4. keine Behandlung als Kontrollgruppe

Zehn Prüfkörper jeder Gruppe wurden mit einem Profilometer und einem Kontaktwinkelmessgerät analysiert, um die Oberflächenrauheit und die Oberflächenenergie zu bestimmen.

Die verbleibenden 160 Prüfkörper jeder Gruppe wurden entsprechend des verwendeten Adhäsivsystems für die anschließende Messung der Zugverbundfestigkeit in folgende Untergruppen unterteilt (n = 32 / Untergruppe):

1. Monobond Plus / Heliobond (Firma Ivoclar Vivadent)
2. Visio.link (Firma Bredent)
3. Clearfil Ceramic Primer (Firma Kuraray)
4. Signum PEEK Bond (Firma Heraeus Kulzer)
5. Kontrolle, keine Adhäsivsystem

Anschließend wurden mittels standardisierter Hohlkörperformen folgende Verblendmaterialien auf die Prüfkörper aufgebracht (n = 16 / Verblendmaterial):

1. Signum Composite (Firma Kulzer)
2. Signum Ceramis (Firma Kulzer)

Die Messung der Zugverbundfestigkeit erfolgte bei einer Hälfte der Prüfkörper nach Wasserlagerung bei konstanter Temperatur (60 Tage bei 37°C) sowie bei der anderen Hälfte der Prüfkörper nach Thermolastwechsel (5000 Zyklen von 5°C / 55°C).

Die gemessenen Zugverbundfestigkeitswerte wurden statistisch mittels Varianzanalyse, Kruskal-Wallis-H-Test und Mann-Whitney-U-Tests (Signifikanzniveau $p < 0,05$) analysiert.

Ergebnisse:

Es wurde ein signifikanter Einfluss der Oberflächenvorbehandlung ($p < 0,001$) und der Anwendung eines Adhäsivsystems ($p < 0,001$) auf die Zugverbundfestigkeit beobachtet.

Hinsichtlich der Oberflächenbeschaffenheit nach Vorbehandlung zeigten die Proben nach Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln unabhängig der zusätzlichen Behandlung mit Piranhasäure die höchsten Werte für Oberflächenrauheit,

Oberflächenenergie und Zugverbundfestigkeit. Es wurden keine Unterschiede zwischen alleinigem Ätzen der Oberfläche mit Piranhasäure und der unbehandelten Oberfläche, sowie zwischen alleiniger Korundstrahlung und Korundstrahlung mit zusätzlicher Ätzung durch Piranhasäure beobachtet.

Bezüglich der Zugverbundfestigkeit zeigten Prüfkörper aus der Kontrollgruppe, (ohne Adhäsivsystem) keinen Verbund zwischen PEEK und Verblendkunststoff. Clearfil Ceramic Primer führte zu niedrigen Verbundwerten, während Monobond Plus / Heliobond, Signum PEEK Bond und Visio.link eine erhöhte Zugverbundfestigkeit aufwiesen. Es wurde kein signifikanter Einfluss des Verblendkunststoffes auf die Zugverbundfestigkeit gefunden ($p = 0,424$).

Zusammenfassung:

Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln und Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln in Kombination mit Piranhasäure können in Kombination mit Visio.link, Signum PEEK Bond und Monobond Plus / Heliobond als Adhäsivsystem für die Kompositverblendung bei PEEK als Gerüstwerkstoff empfohlen werden.

2.2.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PMMA und CAD/CAM-Kompositen zu Befestigungskompositen und Zahnhartsubstanz

Festsitzender provisorischer Zahnersatz hat zusätzlich zu den funktionellen Aufgaben, wie beispielsweise dem Schutz der Zahnstruktur vor Zerstörungseffekten sowie der Abwehr der Pulpa vor bakterieller Besiedlung und thermischen Einflüssen, auch eine ästhetische Relevanz während der Tragedauer inne [88]. Während im klinischen Alltag häufig traditionelle Methoden zur Herstellung von festsitzendem provisorischem Zahnersatz Anwendung finden, werden die neueren Herstellungstechniken kontinuierlich verbessert und finden eine immer größere Verbreitung [88].

Zur Vorbehandlung und Konditionierung von CAD/CAM Restaurationen können verschiedene Methoden entsprechend der verwendeten Materialkombinationen eingesetzt werden. Bei Restaurationen aus Glaskeramik sollte beispielsweise vor dem adhäsiven Befestigen eine Säurebehandlung mit Flusssäure durchgeführt werden [92], während Metalllegierungen [3] und Zirkoniumdioxid [83] durch Partikeldruckluftstrahlung mit Korund vorbehandelt werden können. Aufgrund der hohen Konversionsrate, bedingt durch die industrielle Fertigung der Polymerrohlinge, ist eine adäquate Bindung an andere Materialien auf Basis von Methacrylaten, wie beispielsweise Befestigungs- oder Verblendmaterialien, jedoch schwierig zu erreichen. Frühere Studien konnten zeigen, dass eine Oberflächenvorbehandlung durch Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln und eine Oberflächenkonditionierung durch Applikation von Adhäsivsystemen in einer adäquaten Verbundfestigkeit zu anderen Methacrylaten resultiert [11, 65, 106, 114]. Zur Vorbehandlung von Polymeren wird eine generelle Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln empfohlen, was zu einer gereinigten und vergrößerten Oberfläche führt [106].

Bei PMMA handelt es sich um einen Polymerwerkstoff, der durch die Polymerisation des monomeren Methacrylsäuremethylesters entsteht. Durch Zusatz verschiedener Metallsalze ergibt sich die zur Anwendung erforderliche Farbgebung. In der

Totalprothetik wird der auspolymerisierte PMMA-Werkstoff traditionellerweise mittels flüssigem Methacrylat für Reparaturen konditioniert.

Kompositbasierte Materialien bestehen hingegen generell aus mehreren Komponenten, nämlich einer Polymermatrix, welche durch anorganische, organische oder kompositbasierte Füllstoffe infiltriert wird [41]. Zur weiteren Verbesserung der mechanischen und optischen Eigenschaften geht der Trend bei CAD/CAM-Kompositen zu einem höheren Volumenanteil anorganischer Füllstoffe in der organischen Matrix [95]. Aufgrund der Zunahme des Gehaltes an anorganischem Keramikfüllstoff bei Kompositen geht die Entwicklung hin zur Verwendung von universellen Adhäsivsystemen. Diese kombinieren Silane für die Vorbehandlung der keramischen Komponenten der anorganischen Phase und Methacrylate für die chemische Reaktion mit den Kohlenstoff-Doppelbindungen innerhalb der organischen Matrix [77]. Vorteilhaft durch den Einsatz dieser Adhäsivsysteme ist die reduzierte Anzahl an Arbeitsschritten für die Konditionierung [77]. Darüber hinaus kann das gleiche Adhäsivsystem sowohl für die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz als auch für die Konditionierung der kompositbasierten CAD/CAM-Restaurations verwendet werden [77].

2.2.2.1. Originalarbeit [66]: **Keul C**, Müller-Hahl M, Liebermann A, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM resins and resin composite cements. Journal of Dentistry, 2014;42(9):1105-1114.

IF (2014) 2.749, DOI: 10.1016/j.jdent.2014.02.020

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24613606>

Einleitung

Frühere Studien untersuchten die Verbundstärke von CAD/CAM-Polymeren auf Basis von PMMA und Kompositen zu Befestigungskompositen nach zusätzlicher Verwendung von Adhäsivsystemen zur Konditionierung der Restaurationsoberfläche [11, 65]. Für beide Studien wurden sowohl im Zug- als auch im Scherversuch die höchsten Verbundfestigkeitswerte zwischen CAD/CAM-Komposit und Variolink II nach Oberflächenkonditionierung durch Visio.link beobachtet.

Der Parameter der Adhäsionsarbeit liefert weitere wichtige Informationen zu den Oberflächen- und Materialeigenschaften. Er spielt eine wichtige Rolle bei der Biokompatibilität und Adhäsionsleistung [9, 31], und im Rückschluss somit bei der klinischen Langlebigkeit von Restaurationen. Für CAD/CAM-Polymere existieren bisher nur sehr begrenzte Informationen über die theoretische Adhäsion an Befestigungskompositen nach zusätzlicher Oberflächenkonditionierung durch Adhäsivsysteme.

Ziel und Hypothese der Studie:

Das erste Ziel dieser In-vitro-Studie war die Bestimmung der Oberflächeneigenschaften in Form freier Oberflächenenergie (inklusive der polaren und dispersiven Anteile) von unpolymerisierten Befestigungskompositen, sowie von CAD/CAM-Polymeren nach der Oberflächenkonditionierung mit Adhäsivsystemen. Zusätzlich wurden als weitere Oberflächeneigenschaften die theoretische Adhäsionsarbeit, die Grenzflächenspannung und der Spreitkoeffizient zwischen den

CAD/CAM-Polymeren nach der Vorbehandlung mit Adhäsivsystemen und den unpolymerisierten Befestigungskompositen berechnet.

Das zweite Ziel bestand darin, die berechneten Parameter mit ermittelten Verbundfestigkeitswerten aus destruktiven Testdesigns früherer Studien zu vergleichen [11, 65].

Die Nullhypothesen der Studie waren, dass:

1. die Oberflächenparameter durch zusätzliche Verwendung von Adhäsivsystemen zur Konditionierung keinen Unterschied zu unkonditionierten Oberflächen aufweisen.
2. dass die beobachteten Oberflächeneigenschaften eine Korrelation zu den Verbundfestigkeitswerten aus früheren destruktiven Verbundfestigkeitsuntersuchungen zeigen.

Material und Methode:

In der vorliegenden Studie wurden fünf verschiedene CAD/CAM-Polymere für die Herstellung der Prüfkörper verwendet (n = 75 / Gruppe):

1. artBloc Temp (Firma Merz Dental)
2. Telio CAD (Firma Ivoclar Vivadent)
3. Nano Composite CFI (Firma Creamed)
4. Experimentelles CAD/CAM-Nanohybrid-Composite (Firma Ivoclar Vivadent)
5. LAVA Ultimate (Firma 3M Deutschland GmbH)

Die Oberfläche der CAD/CAM-Polymerproben wurde mittels Partikeldruckluftstrahlung mit Korund vorbehandelt und anschließend folgende Adhäsivsysteme zur Oberflächenkonditionierung aufgetragen (n = 15 / Untergruppe):

1. Ambarino P60 (Firma Creamed)
2. Monobond Plus / Heliobond (Firma Ivoclar Vivadent)
3. Visio.link (Firma Bredent)

4. VP connect (Firma Merz Dental)
5. keine Adhäsivsystem als Kontrollgruppe

Des Weiteren wurden Proben der folgenden Befestigungskomposite durch homogenes Ausspateln auf einer Glasplatte hergestellt (n = 15 / Gruppe):

1. RelyX ARC (Firma 3M Deutschland GmbH)
2. Variolink II (Firma Ivoclar Vivadent)
3. Panavia F2.0 (Firma Kuraray)
4. RelyX Unicem (Firma 3M Deutschland GmbH)
5. Clearfil SA Cement (Firma Kuraray)

Die Oberflächenparameter der CAD/CAM-Polymere nach Vorbehandlung und Applikation der Adhäsivsysteme wurden ebenso wie die Oberflächenparameter der nicht polymerisierten Befestigungskomposite durch Kontaktwinkelmessung (2700 Messungen) gemessen. Die Kontaktwinkel wurden jeweils mit 3 Tropfen destilliertem Wasser und Diiodmethan bestimmt.

Aus den gemessenen Werten wurde die Adhäsionsarbeit zwischen den CAD/CAM-Polymeren und den Befestigungskompositen berechnet.

Die Daten wurden unter Verwendung des Kruskal-Wallis-H-Test und der Spearman-Rho-Korrelation (Signifikanzniveau $p < 0,05$) analysiert.

Ergebnisse:

Die CAD/CAM-Polymere Telio CAD, ArtBloc Temp und Nano Composite CFI zeigten höhere Werte für die Adhäsionsarbeit als das experimentelle CAD/CAM- Nanohybrid-Composite und LAVA Ultimate.

Die Vorbehandlung mittels Monobond Plus / Heliobond und VP connect führten zu höheren Werten der Adhäsionsarbeit als Ambarino P60, Visio.link und die Kontrollgruppe ohne Adhäsivsystem.

Variolink II zeigte die signifikant niedrigsten Werte für die Adhäsionsarbeit, gefolgt von RelyX Unicem, RelyX ARC, Clearfil SA Cement und Panavia F2.0.

Es gab keine Korrelation zwischen den Werten für die Adhäsionsarbeit und den Zug- oder Scherverbundfestigkeitswerten früherer Studien mit denselben Materialien. Demgegenüber zeigte jedoch die polare Komponente der freien Oberflächenenergie der CAD/CAM-Polymere sowie der Spreizkoeffizienten eine signifikante positive Korrelation mit den Zug- und Scherverbundfestigkeitswerten.

Zusammenfassung:

Ein erfolgreiches Ergebnis von festsitzenden zahnärztlichen Restaurationen hängt unter anderem von der Qualität des Verbundes zwischen Zahn und Restauration ab. Die alleinige Bestimmung der Adhäsionsarbeit ist keine geeignete Methode, um Rückschlüsse auf die Verbundfestigkeiten zwischen kompositbasierten Materialien zu ziehen. Daher kann auf destruktive Testmethoden zur Untersuchung der Verbundfestigkeiten zum aktuellen Zeitpunkt nicht verzichtet werden.

Eine zusätzliche Vorbehandlung der dentalen Restauration aus CAD/CAM-Polymeren durch Adhäsivsysteme kann für die klinische Anwendung empfohlen werden, da sich ein signifikant positiver Einfluss auf die Oberflächeneigenschaften zeigt.

2.2.2.2. Originalarbeit [62]: **Keul C**, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. *Clinical Oral Investigations*, 2015;19(1):35-43.

IF (2015) 2.207, DOI: 10.1007/s00784-014-1215-4

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24585261>

Einleitung

Derzeit werden für langfristige provisorische Therapiekonzepte in der Zahnheilkunde Restaurationen aus hochverdichteten Polymeren hergestellt, welche unter Verwendung von computergestützter Technologie verarbeitet werden [32, 49]. Angesichts der materialbedingten Vorzüge und der Möglichkeit, Zahnersatz mit geringeren Kosten und Zeitaufwand herzustellen [7], stellt sich die Frage, ob diese Polymere zu Therapiezielen über eine längere Zeitspanne intraoral befestigt werden können. PMMA wird zunehmend in komplexen klinischen Fällen für eine längere Vorbehandlungsdauer im Sinne langzeitprovisorischer Restaurationen eingesetzt [32, 48].

Gegenwärtig treten jedoch Schwierigkeiten hinsichtlich der dauerhaften, suffizienten Befestigung der Restaurationen an der Zahnhartsubstanz auf. Durch den standardisierten Herstellungsprozess haben diese Polymere nur eine geringe Anzahl an Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen an der Oberfläche, an welche Befestigungskomposit chemisch binden kann. Sowohl das Dentin als auch die Innenseite der Restauration aus hochverdichtetem Polymer müssen für eine zuverlässige Haftung vorbehandelt werden. Während selbstadhäsives Befestigungskomposit keine separate Konditionierung des Dentins erfordert, ist ein zusätzlicher Schritt bei Verwendung von konventionellen Befestigungskompositen erforderlich. Zur Vorbehandlung der Polymeroberfläche findet zum aktuellen Zeitpunkt die Methode der Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln Verwendung.

Ziel der Studie:

In dieser In-vitro-Studie wurde die Verbundfestigkeit zwischen humanem Dentin und zahnärztlichen Kronen mittels Zugverbundfestigkeitstestung untersucht. Ziel dieser Studie war die Analyse, ob die Zugverbundfestigkeitswerte zu PMMA-basierten Kronen durch verschiedene kronenseitige Vorbehandlungsverfahren beeinflusst werden können. Weiterhin wurden die verschiedenen Versagensarten zwischen Dentin und Kronenrestauration nach der Dezementierung bestimmt.

Die Hypothese dieser Studie war, dass die Oberflächenkonditionierung von CAD/CAM-Kronen aus PMMA mittels Adhäsivsystemen die Zugverbundfestigkeit zu menschlichem Dentin im Vergleich zu nicht konditionierten Kronen verbessert.

Material und Methode:

Für die vorliegende In-vitro-Studie wurden 200 menschliche Molaren für die Aufnahme einer Krone präpariert und durch direkte Digitalisierung in ein virtuelles dreidimensionales Stumpfmodell umgesetzt. Mit Hilfe einer geeigneten Analysesoftware (Geomagic Qualify) wurde die Stumpfoberfläche berechnet. Anschließend erfolgten die digitale Konstruktion der Kronen und die computergestützte Herstellung aus PMMA. Alle Kroneninnenseiten wurden mit Korund zur Partikeldruckluftstrahlung vorbehandelt.

Entsprechend des Adhäsivsystems zur Konditionierung der Kroneninnenseite erfolgte eine Einteilung der Prüfkörper in 5 Gruppen (n = 40 / Gruppe):

1. Monobond Plus / Heliobond (Firma Ivoclar Vivadent)
2. Visio.link (Firma Bredent)
3. Ambarino P60 (Firma Creamed)
4. VP connect (Firma Merz Dental)
5. keine Vorbehandlung als Kontrollgruppen

Zur anschließenden Befestigung von Kronen wurden zwei verschiedene Befestigungskomposite verwendet (n = 20 / Gruppe):

1. Clearfil SA Cement als selbstadhäsives Befestigungsmaterial ohne Vorbehandlung des Dentins (Firma Kuraray)
2. Variolink II mit entsprechend der Herstellerangaben durchgeführter Vorbehandlung des Dentins mit Syntac Classic (Firma Ivoclar Vivadent)

Die initialen Zugverbundfestigkeitswerte wurden bei der Hälfte der Prüfkörper nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37°C gemessen. Die andere Hälfte der Prüfkörper wurde vor Messung der Zugverbundfestigkeit einer künstlichen Alterung im Thermolastwechselverfahren (5.000 Zyklen, 5/55°C) unterzogen.

Die statistische Auswertung der TBS-Werte erfolgte mittels einfaktorieller Varianzanalyse und Scheffe Post-hoc-Test, ungepaartem t-Test, Mann-Whitney U-Test, Kruskal-Wallis H-Test und Chi-Quadrat-Tests (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse:

Innerhalb der mit Clearfil SA Cement befestigten PMMA-Kronen resultierte eine Konditionierung mit den Adhäsivsystemen Monobond Plus / Heliobond und Visio.link in höheren initialen Zugverbundfestigkeitswerten im Vergleich zu den mit Ambarino P60 konditionierten Kronen. Alle anderen Adhäsivsysteme zeigten keine statistischen Unterschiede. Innerhalb der mit Variolink II befestigten PMMA-Kronen zeigte sich für die initial getesteten Proben kein Einfluss des Adhäsivsystems auf die Zugverbundfestigkeit.

Die künstliche Alterung hatte für Monobond Plus / Heliobond, Visio.link, Ambarino P60 und VP connect in Kombination mit Clearfil SA Cement als Befestigungsmaterial einen negativen Effekt auf die Zugverbundfestigkeit. Im Gegensatz dazu zeigte die künstliche Alterung bei den gleichen Adhäsivsystemen und mit Variolink II befestigten PMMA-Kronen keinen Einfluss auf die Zugverbundfestigkeit. Für beide Befestigungskomposite zeigte sich ein negativer Effekt der künstlichen Alterung auf die Kontrollgruppe, welche ohne zusätzliches Adhäsivsystem befestigt wurde.

Die Vorbehandlung mit Monobond Plus / Heliobond und VP connect ergab eine höhere initiale Zugverbundfestigkeit für Clearfil SA Cement als für Variolink II.

Nach der künstlichen Alterung zeigten die Adhäsivsysteme Monobond Plus / Heliobond und Visio.link höhere Zugverbundfestigkeiten für Variolink II im Vergleich zu Clearfil SA Cement als Befestigungskomposit.

Zusammenfassung:

Alle getesteten Gruppen zeigten sehr niedrige Zugverbundfestigkeitswerte. Obwohl die Ergebnisse der Zugverbundfestigkeit in der vorliegenden Studie generell niedrig waren, zeigten Kronen, die nach Konditionierung mit Monobond Plus / Heliobond, Visio.link und VP connect adhäsiv auf menschlichem Dentin befestigt wurden, eine höhere Zugfestigkeit nach dem Altern als die nicht konditionierten Kronen.

2.2.2.3. Originalarbeit [112]: Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, **Keul C**. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dental Materials*, 2014;30(3):334-342.

IF (2014) 3.769, DOI: 10.1016/j.dental.2013

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24418627>

Einleitung

Kompositbasierte Werkstoffe werden bereits seit mehreren Jahren erfolgreich im direkten Verfahren intraoral modelliert und polymerisiert. Kompositbasierte CAD/AM Werkstoffe können für eine indirekte, extraorale Herstellung von Einzelzahnrestaurationen verwendet werden [72]. In-vitro-Studien berichteten über positive physikalische Eigenschaften von direkten und indirekt verarbeiteten Kompositwerkstoffen, wie beispielsweise Biegefestigkeit und Härte [42, 54, 73], Materialverschleißstabilität und geringe Abrasivität an Zahnantagonisten [55, 126].

Für dentale Restaurationen aus Metall-Legierungen, als auch aus Zirkonoxid und Polymeren können spezielle Adhäsivsysteme zur Oberflächenkonditionierung verwendet werden [3, 11, 63, 65, 74, 106]. Entsprechend der Materialzusammensetzung wurde gezeigt, dass eine weitere chemische Vorbehandlung von Polymermaterialien mit Adhäsivsystemen erforderlich ist, um die Verbundfestigkeit zwischen dem Restaurationsmaterial und dem Befestigungskomposit zu verbessern [11, 65, 74, 106].

Für die intraorale Befestigung von Restaurationen aus Glaskeramik auf menschlichem Dentin sind Befestigungskomposite zum momentanen Zeitpunkt das Material der Wahl [15, 22]. Bezüglich der Verbundfestigkeit zwischen Restaurationen aus hochverdichtetem, industriell vorpolymerisierten Kompositen für die CAD/CAM-Verarbeitung und Befestigungskomposite sind aktuell jedoch nur begrenzte Informationen verfügbar.

Ziel und Hypothese der Studie

Ziel der vorliegenden in-vitro-Studie war die Prüfung der Zugverbundfestigkeit von auf menschlichem Dentin befestigten, zirkulären Vollkronen aus experimentellem Nanokomposit nach Verwendung verschiedener Adhäsivsysteme zur Konditionierung der Kronen in Kombination mit verschiedenen Befestigungskompositen. Weiterhin wurden die verschiedenen Versagensarten zwischen Dentin und Krone nach der Dezentierung bestimmt.

Die Hypothese der Studie war, dass mittels Adhäsivsystemen konditionierte Kronen nach adhäsiver Befestigung auf Dentin höhere Verbundfestigkeitswerte aufweisen als unkonditionierte Kronen.

Material und Methode:

Für die vorliegende In-vitro-Studie wurden 200 menschliche Molaren in Acrylharz eingebettet und standardisiert unter Verwendung eines Parallelometers zur Aufnahme einer zirkulären Vollkrone präpariert. Anschließend erfolgte die direkte Digitalisierung der Zahnstümpfe zur Generierung der virtuellen dreidimensionalen Modelldatensätze. Mit Hilfe einer geeigneten Analysesoftware (Geomagic Qualify) wurde die Stumpfoberfläche berechnet. Auf Basis der Datensätze wurden die Kronen digital konstruiert und computergesteuert an einer Schleifeinheit hergestellt. Alle Kroneninnenseiten wurden mit Korund zur Partikeldruckluftstrahlung vorbehandelt.

Die Einteilung in Gruppen erfolgte anhand der verwendeten Adhäsivsysteme, welche entsprechend der Herstellerangaben appliziert wurden (n = 40 / Gruppe):

1. Monobond Plus / Heliobond (Firma Ivoclar Vivadent)
2. Ambarino P60 (Firma Creamed)
3. Visio.link (Firma Bredent)
4. VP connect (Firma Merz Dental)
5. kein Adhäsivsystem als Kontrollgruppen

Zur anschließenden Befestigung der Kronen auf die Dentinstümpfe wurden die beiden folgenden Befestigungskomposite verwendet (n = 20 / Gruppe):

1. Variolink II mit entsprechender Dentinvorbehandlung mittels Syntac Classic (Firma Ivoclar Vivadent)
2. Clearfil SA Cement als selbstadhäsiver Befestigungskomposit ohne zusätzliche Dentinvorbehandlung (Firma Kuraray)

Die Zugverbundfestigkeit wurde bei der Hälfte der Prüfkörper initial nach Wasserlagerung gemessen (24h, 37°C). Die andere Hälfte der Prüfkörper wurde vor Messung der Zugverbundfestigkeit einer künstlichen Alterung im Thermolastverfahren unterzogen (5000 thermische Zyklen, 5/55°C). Weiterhin wurden die Bruchbilder nach dem Dezementieren ausgewertet.

Die statistische Auswertung der Zugverbundfestigkeitswerte erfolgte mittels dreifaktorieller und einfaktorieller Varianzanalyse gefolgt von einem post-hoc-Scheffe-Test sowie einem Zweistichproben-t-Tests für unabhängige Stichproben (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse:

Innerhalb der initial getesteten Proben konnte bei beiden verwendeten Befestigungskompositen kein Einfluss des Adhäsivsystems auf die Verbundfestigkeit festgestellt werden. Bei den gealterten Proben zeigte die Verwendung eines Adhäsivsystems für Clearfil SA Cement keinen Einfluss auf die Zugverbundfestigkeit. Im Gegensatz dazu zeigte innerhalb der mit Variolink II befestigten Kronen die Kontrollgruppe ohne Adhäsivsystem die höchste Zugverbundfestigkeit.

Für die mit Clearfil SA Cement befestigten Kronen wurde eine Abnahme der Zugverbundfestigkeit durch künstliche Alterung für alle Adhäsivsysteme beobachtet. Bei Variolink II zeigte hingegen die künstliche Alterung nur einen Einfluss auf die mit Monobond Plus / Heliobond und Ambarino P60 behandelten Kronen.

Die Kontrollgruppe ohne Vorbehandlung zeigte sowohl initial als auch nach künstlicher Alterung höhere Verbundfestigkeitswerte für Variolink II als für Clearfil SA Cement.

Zusammenfassung:

Entsprechend den Studienergebnissen sollten CAD/CAM-Kronen aus Nanokompositen mit Variolink II befestigt werden. Eine zusätzliche Verwendung von Adhäsivsystemen führte bei Verwendung der beiden untersuchten Befestigungskompositen zu keinen höheren Zugverbundfestigkeitswerten.

2.2.2.4. Originalarbeit [113]: Stawarczyk B, Teuss S, Eichberger M, Roos M, **Keul C**. Retention strength of PMMA/UDMA-based crowns bonded to dentin: Impact of different coupling agents for pretreatment. *Materials*, 2015;8(11):7486–7497.

IF (2015) 2.728, DOI: 10.3390/ma8115396

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28793651>

Einleitung

Aufgrund des hohen Polymerisationsgrades und damit der geringen Anzahl an freien Kohlenstoff-Doppelbindungen an der Oberfläche weisen CAD/CAM-Polymere Nachteile auf, die bei der adhäsiven Befestigung an natürlicher Zahnhartsubstrat relevant sind [11, 65]. In verschiedenen Studien wurden daher Vorbehandlungsverfahren zur Erhöhung der Haftfestigkeit untersucht. Eine Partikeldruckluftstrahlung der Polymeroberfläche mit Korund vor der Befestigung von CAD/CAM-Kronen führt zu einer Verbesserung der Zugverbundfestigkeit [106]. Im Allgemeinen ist diese Druckluftstrahlung mit Korundpartikeln effektiver für die Vorbehandlung von polymerbasierten CAD/CAM-Materialien als eine Säurebehandlung mittels Flusssäure oder das Anrauen mit Diamantschleifkörpern [27, 28].

Eine zusätzliche Vorbehandlung von CAD/CAM-PMMA mit den Adhäsivsystemen Monobond Plus / Heliobond, Visio.link und VP connect zeigte nach künstlicher Alterung im Thermolastverfahren höhere Zugverbundfestigkeitswerte zu Befestigungskompositen als ohne Adhäsivsystem [62]. Für die Zugverbundfestigkeit eines experimentellen CAD/CAM-Nanokomposites an menschlichem Dentin konnte festgestellt werden, dass sowohl der Befestigungskomposit als auch das Adhäsivsystem einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben [112].

Ziel und Hypothese der Studie:

CAD/CAM-Polymere für die Herstellung von zahnfarbenen Restaurationen profitieren von positiven mechanischen Eigenschaften. In verschiedenen Studien wurde die Zugfestigkeit verschiedener Dentalmaterialien an Dentinstümpfen untersucht [62, 85, 106, 109, 112, 120]. Es liegen jedoch keine ausreichenden Informationen über die

Verbundeigenschaften zwischen menschlichem Dentin und CAD/CAM-Kronen auf Basis von PMMA/UDMA mit zusätzlichen anorganischen Füllstoffkörpern vor. Ziel dieser Studie war es daher, die Zugverbundfestigkeit von unterschiedlich vorbehandeltem Kronen aus CAD/CAM-Polymer auf Basis von PMMA/UDMA zu Dentin in Abhängigkeit von den verwendeten Adhäsivsystemen und dem Befestigungskomposit zu bestimmen.

Folgende Nullhypothesen wurden untersucht: Eine zusätzliche Oberflächenkonditionierung der Kronen mit unterschiedlichen Adhäsivsystemen sowie die Verwendung verschiedener Befestigungskomposite zeigen keine Auswirkungen auf:

1. die Zugverbundfestigkeitswerte zu Dentin
2. die Versagensarten nach der Zugverbundfestigkeitsmessung
3. Überlebensanalyse des neu entwickelten CAD/CAM-Materials

Material und Methode:

Zusammenfassend wurden 120 menschliche, kariesfreie Molaren zirkulär zur Aufnahme einer Krone präpariert. Die Zahnstümpfe wurden anschließend digitalisiert und die Stumpfoberfläche wurde mit Hilfe einer geeigneten Analysesoftware (Geomagic Qualify) berechnet. Anschließend wurden auf Basis der dreidimensionalen Modelldatensätze der Dentinstümpfe die Kronen virtuell konstruiert. Die entsprechenden CAD/CAM-Kronen wurden computergestützt aus dem Polymerrohling geschliffen. Alle Kroneninnenseiten wurden mit Korund zur Partikeldruckluftstrahlung vorbehandelt.

Die Gruppeneinteilung erfolgte entsprechend der Vorbehandlung mit verschiedenen Adhäsivsystemen (n = 20):

1. Visio.link (Firma Bredent)
2. Scotchbond Universal (Firma 3M Deutschland GmbH)
3. Monobond Plus / Heliobond (Firma Ivoclar Vivadent)
4. Margin Bond (Firma Coltene Whaledent)

5. Margin Bond, gemischt mit Aceton (1: 1)
6. kein Adhäsivsystem als Kontrollgruppe (CG)

Eine weitere Unterteilung in Untergruppen erfolgte entsprechend des verwendeten Befestigungskomposites (n = 10):

1. Variolink II (Firma Ivoclar Vivadent)
2. RelyX Ultimate (Firma 3M Deutschland GmbH)

Die Proben wurden für 24 h in destilliertem Wasser gelagert und nachfolgend im Thermolastwechselverfahren künstlich gealtert (5000 Zyklen × 5°C / 55°C). Anschließend wurde die Zugverbundfestigkeit gemessen und die Bruchbilder definiert.

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der zweifaktoriellen und der einfaktoriellen Varianzanalyse mit post-hoc-Scheffé-Test, einem t-Test für unabhängige Stichproben, Kaplan-Meier mit Breslow-Gehan-Test und Chi-Quadrat-Test (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse:

Die Oberflächenkonditionierung der Kroneninnenseite durch Adhäsivsysteme zeigte keinen Einfluss auf die Zugverbundfestigkeit.

Kronen, die mit RelyX Ultimate befestigt wurden, zeigten höhere Werte für die Zugverbundfestigkeit als diejenigen, die mit Variolink II befestigt wurden.

Für die Überlebensanalyse innerhalb der Testgruppe Variolink II zeigte sich im Gegensatz zu RelyX Ultimate ein Einfluss der Adhäsivsysteme. Für Variolink II zeigte Monobond Plus / Heliobond das geringste Überleben.

Zusammenfassung:

Die getesteten Adhäsivsysteme zur Konditionierung der Kroneninnenseiten zeigten keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Verbundfestigkeit im Kronenabzugsversuch. Der selbstadhäsive Befestigungskomposit RelyX Ultimate resultierte in einer höheren Zugverbundfestigkeit zu menschlichem Dentin als Variolink II. Innerhalb der Variolink II-Gruppe zeigten die Konditionierung mit Monobond Plus / Heliobond die geringste Überlebensrate.

3. Diskussion

3.1. Genauigkeitsanalysen der direkten und indirekten Digitalisierung von Quadrantenaufnahmen und Gesamtkieferaufnahmen im CAD/CAM-Workflow

Zur Erlangung einer vorhersagbaren und suffizienten Passung bei der Herstellung von hochwertigem feststehendem Zahnersatz ist es notwendig, die klinische Ausgangssituation in ein möglichst exaktes, dreidimensionales Modell für den Zahntechniker zu überführen. Generell stehen als Einstieg in die CAD/CAM-Fertigungskette mit der Methode der direkten (chairside) und der indirekten (labside) Digitalisierung zwei Optionen zur Generierung eines virtuellen dreidimensionalen Modelldatensatzes zur Verfügung [2, 33, 91]. Die indirekte Digitalisierung auf Basis einer herkömmlichen Abformung und / oder eines konventionellen Meistermodells aus Gips stellt die heute immer noch am häufigsten verwendete Methode dar [33, 60, 91]. Hierbei ist die Grundlage des hochgenauen digitalen Herstellungsprozesses nach wie vor eine konventionelle Abformung, welche mit mehreren potentiellen Fehlerquellen in Verbindung gebracht wird [5, 21, 23, 25]. Somit scheint die direkte Digitalisierung der klinischen Situation in der Mundhöhle mittels Intraoralscanner der logische Einstieg in die CAD/CAM-Fertigungskette zu sein.

Eine Grundvoraussetzung für die Anwendung von Intraoralscannern ist eine vergleichbare oder höhere Genauigkeit bei der Digitalisierung als bei einem komplett analogen Herstellungsprozess oder der indirekten Digitalisierung nach konventioneller Abformung. Entsprechend der aktuellen Literatur scheinen die direkte Digitalisierung im Vergleich zur indirekten Digitalisierung bei der Erfassung einzelner Zähne bis hin zu einem Quadranten eine ausreichende Datenqualität und Genauigkeit aufzuweisen [16, 51, 67].

Hinsichtlich der Datenerhebung einzelner Quadranten war es das Ziel der ersten Studie fünf verschiedene Intraoralscanner auf die Genauigkeit der resultierenden Datensätze hin zu untersuchen. Weiteres Ziel war der Vergleich mit der bewährten Methode der indirekten Digitalisierung. Die Nullhypothesen der Studie besagten, dass hinsichtlich der Genauigkeit die erhobenen Datensätze einerseits keine Unterschiede zwischen den Digitalisierungsmethoden und andererseits keine Unterschiede zwischen den einzelnen Intraoralscannern für die direkte Digitalisierung gefunden werden können. Die Ergebnisse der Studie führten zur Ablehnung beider Nullhypothesen, da die direkte und indirekte Digitalisierung nicht in der selben Genauigkeit resultierten und weiterhin Unterschiede zwischen den fünf untersuchten intraoralen Scansystemen festgestellt wurden.

Für die Genauigkeitsanalyse der Datensätze wurde eine bereits mehrfach in der Literatur beschriebene Methode verwendet [34, 78, 80]. Hierbei wurden ein mittels Referenzverfahren erstellter Datensatz verwendet um anhand einer "Best-Fit"-Überlagerung der Datensätze die euklidischen Abstände zwischen einzelnen Datensatzpunkten auszuwerten und zu interpretieren [51, 67]. Die in dieser Studie verwendete Methodik verwendet sowohl die positiven und negativen als auch die absoluten Werte der euklidischen Abstände, um die verschiedenen Digitalisierungsmethoden und Digitalisierungssysteme beurteilen und vergleichen zu können. Dabei werden die mittleren euklidischen Abstände zwischen dem einzelnen Testdatensatz und dem Referenzdatensatz als "Richtigkeit" interpretiert. Dieser Parameter unterscheidet einerseits positive und negative Werte und kann somit als Aussage darüber gewertet werden, ob der Testdatensatz größer oder kleiner als der Referenzdatensatz ist. Andererseits konnten die absoluten Werte der euklidischen Abstände ohne Beachtung des algebraischen Vorzeichens berechnet und als globaler Wert für die Bewertung der „Richtigkeit“ herangezogen werden [1]. Zur Bestimmung der „Präzision“, also der Wiederholbarkeit der einzelnen Digitalisierungsmethoden, wurde die Standardabweichung verwendet. Die Genauigkeit mit den einzelnen Begriffen "Richtigkeit" und "Präzision" zu beschreiben ist eine gängige Methode, die bereits in früheren Studien beschrieben wurde [33-36, 80]. Im Gegensatz dazu erfolgte bei der vorliegenden Studie sowohl zur Bestimmung der „Richtigkeit“ als auch der „Präzision“ die Überlagerung der Testdatensätze mit

dem Referenzdatensatz. Somit stehen die beiden Parameter in Verbindung zueinander, sowie gleichzeitig in Verbindung zum Referenzdatensatz. Dies unterscheidet sich von der verbreiteten Methode der Überlagerung der Testdatensätze untereinander zur Bestimmung der „Präzision“ [33, 34]. Mit dieser Methode wird demnach alleinig die „Präzision“ der Testdatensätze untereinander, jedoch nicht in Bezug auf die „Richtigkeit“ der Werte hin analysiert.

Unter Berücksichtigung dieser absoluten euklidischen Abstände als Werte für die "Richtigkeit" der Digitalisierungsmethoden bietet der True Definition Scanner die signifikant höchste Richtigkeit, gefolgt vom CS 3500. Die Methode der indirekten Digitalisierung auf Basis von konventionellen Abformungen, Gipsmodellen und indirekter Digitalisierung mittels D-810 Modellscanner führte zu einer deutlich geringeren "Richtigkeit". Der Zfx Intrascan und beide untersuchten CEREC-Systeme zeigten die signifikant schlechteste "Richtigkeit". In Bezug auf die „Präzision“ erreichten die Systeme CS 3500 und True-Definition die beste Wiederholbarkeit. Die indirekte Digitalisierung mittels D-810 Modelscanner führte zu einer signifikant besseren "Präzision" als mittels Zfx Intrascan. Beide CEREC-Systeme lagen hinsichtlich der „Präzision“ auf demselben Niveau wie die indirekte Digitalisierung.

Unterschiedliche Genauigkeiten der untersuchten Intraoralscanner können auf verschiedene Gründe zurückgeführt werden. Hierzu zählen zum einen die physikalische Auflösung des Scansystems, die firmeneigene Nachbearbeitung der Daten, der systemeigene Überlagerungsprozess der einzeln erfassten Bilder, sowie die Größe der Oberflächendreiecke im resultierenden Modelldatensatz [102]. Daher sollte bei der Interpretation der Ergebnisse auch die unterschiedliche Anzahl der Messpunkte berücksichtigt werden. Für die vorliegende Studie konnte für alle untersuchten Systeme eine Korrelation zwischen der Anzahl der Datenpunkte und der "Richtigkeit" festgestellt werden. Hinsichtlich der deutlich unterschiedlichen Anzahl von Datenpunkten ergibt sich der Anschein, dass bei einer kleinen Anzahl an Datenpunkten einzelne Werteausreißer die weitere Werteberechnung stark beeinflussen können. Für den gesamten Workflow führen weniger Oberflächenpunkte zu kleineren Datensätzen, die auch mit geringeren Systemanforderungen verarbeitet und insgesamt schneller online übertragen werden

können. Andererseits besteht bei einer zu großen Datensatzreduktion die Gefahr, dass wichtige Oberflächeninformationen verloren gehen, was zu höheren Ungenauigkeiten bei der virtuellen Oberflächendarstellung führen kann.

Des Weiteren unterscheiden sich die Methode zur Erstellung des Referenzdatensatzes sowie die Datenverarbeitung zu anderen Studien [33-36, 80]. Die Genauigkeit des mittels industrieller Computertomographie erstellten Referenzdatensatzes wurde anhand einer als Goldstandard geltenden Koordinatenvermessung verglichen und resultierte laut Messspezifikation in einer Ungenauigkeit von 3 Mikrometern. In der vorliegenden Studie wurden alle berechneten euklidischen Abstände zwischen Referenz- und Testdatensatz für die Auswertung herangezogen. Demgegenüber wurden in anderen publizierten Studien die extremsten 20% (90/10 Quantil) oder sogar 40% (80/20 Quantil) aller gemessenen Punkte aus der Auswertung ausgeschlossen [34, 35]. Dieses Verfahren birgt das Risiko, aufgrund der Elimination von Ausreißern eine Ergebnisoptimierung der Daten vorzunehmen. Daher wurde bei der vorliegenden Studie bewusst entschieden alle Werte zur Analyse miteinzubeziehen. Vor der Auswertung erfolgte jedoch eine manuelle Reduktion des Datensatzes auf die relevante Fläche oberhalb der Präparationsgrenze. Im Modelldatensatz darunter liegende Bereiche wurden entfernt. Dadurch konnten eine sehr konsistente Grenze von Test- und Referenzdatensätzen sichergestellt werden, was zu einer reproduzierbaren Überlagerung führte.

Generell muss in Frage gestellt werden, inwieweit der gesamte Workflow, einschließlich der CAD/CAM Prozesse, die Passung der prothetischen Restauration beeinflussen kann. Eine die gesamte Prozesskette umfassende Studie ergab, dass der Randschluss auf Basis desselben Referenzmodells hergestellter viergliedrigen Brückengerüste aus Zirkoniumdioxid nach direkter Digitalisierung vergleichbar mit der indirekter Digitalisierung ist [6], obwohl die zugrundeliegenden Datensätze der direkten Digitalisierung eine höhere Genauigkeit aufwiesen [51, 67, 119]. Dies bedeutet im Rückkehrschluss, dass die höhere Genauigkeit der virtuellen Modelldatensätze nicht automatisch zu einem besseren Randschluss der resultierenden Restaurationen aus Zirkoniumdioxid führt. Demgegenüber

resultierten die auf Basis derselben Daten aus Nichtelegmetall gefrästen Brückengerüste nach direkter Digitalisierung in einem besseren Randschluss im Vergleich zur indirekten Digitalisierung [67, 119]. Somit führt dies zu dem Schluss, dass ein Kenntnis der Einflussfaktoren während des gesamten Fertigungsprozesses der Restauration ein wichtiger Erfolgsfaktor ist. Der alleinige Parameter der Scangenaugigkeit darf somit nicht überbewertet werden, da bei Zirkoniumdioxid beispielsweise auch der Sinterprozess einen Einfluss auf die Passform der Restauration zu haben scheint.

Als Limitation der vorliegenden Studie ist die reflektierende Oberfläche des Referenzmodells aus Titan zu sehen. Somit kann die negative Beeinflussung der Ergebnisse aller Scansysteme, die laut Hersteller ohne Scanpulver verwendet dürfen – und somit auch in der aktuellen Studie entsprechend der Herstellerfreigabe verwendet wurden (Omniscam und Zfx Intrascan) – diskutiert werden. Möglicherweise würde eine vorherige Applikation von Scanpulver die Genauigkeit bei der Digitalisierung erhöhen. Jedoch geben die Hersteller diese Systeme aktuell für eine klinische pulverfreie Verwendung frei. Generell wird diese Vermutung durch das System CS 3500 gestützt, welches laut Hersteller ebenfalls pulverfrei zu verwenden ist, jedoch die Titanoberfläche des Referenzmodells ohne Scanpulver absolut nicht digitalisieren konnte. Aktuelle und zukünftige Anwender dieser als pulverfrei vermarkteten Systeme sollten diese Tatsache bei der klinischen Datenerhebung berücksichtigen und dementsprechend handeln.

Bezüglich der Genauigkeitsanalysen vollständiger Kiefer, bzw. Zahnbögen stellt die zweite Studie eine innovative Analysemethodik vor, welche sich grundlegend von zuvor publizierten Studien unterscheidet. Aktuelle Untersuchungen basieren größtenteils auf einer „Best-Fit“ Überlagerung von virtuellen Datensätzen, um Test-Datensätze verschiedener Abformmethoden mit einem exakten Referenz-Datensatz zu überlagern [34, 87]. Dabei werden zur Auswertung räumliche Punkt-zu-Punkt-Differenzen zwischen den Oberflächendaten der digitalen Modelle in Form der Euklidischen Abstände gemessen [34, 87]. Für virtuelle Datensätze mit der Größe bis hin zu einem Quadranten scheint diese Methode der „Best-Fit“ Überlagerung geeignet zu sein, da der durch die Überlagerung zwischen Test- und

Referenzdatensatz verursachte Fehler in einem akzeptablen Wertebereich liegt [51, 67]. Je größer jedoch die Datensätze von der Ausdehnung her werden und je mehr sie sich voneinander in Form und Dimension unterscheiden, desto größer wird der durch den Überlagerungsprozess verursachte Fehler.

Ziel dieser Studie war daher die Erarbeitung einer Methodik, welche eine messtechnische Auswertung von realen Geometrien innerhalb von virtuellen Datensätzen erlaubt, ohne vorherige Überlagerung der Datensätze mit einem Referenzdatensatz. Das vorgestellte Verfahren erlaubt somit eine Messung realer numerischer Werte für lineare Verschiebungen entlang der X-, Y- und Z-Achse des dreidimensionalen Raumes sowie für die Auswertung von Winkelabweichungen. Als Analysemodell dieser Studie diente ein physisches Unterkiefermodell aus Polyurethan, in welches ein entsprechend DIN 875-00 gerader Metallsteg zwischen die zweiten Molaren beider Quadranten eingebracht und fixiert werden konnte.

Unter Berücksichtigung der Studienergebnisse muss die aufgestellte Nullhypothese, dass es keine quantitativen Genauigkeitsunterschiede zwischen direkten und indirekten Digitalisierungsmethoden gibt, für einen Teil der analysierten Parameter abgelehnt werden. Die linearen Abweichungen in der Y- und Z-Achse, sowie die Gesamtwinkelabweichung und der Winkel auf die coronale Ebene projiziert, unterschieden sich signifikant zwischen den beiden Digitalisierungsverfahren. Für die Parameter Längenabweichung, lineare Abweichung in der X-Achse und Winkel auf die horizontale Ebene projiziert konnten keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden.

In der vorliegenden Studie unterschieden sich die beiden Digitalisierungsmethoden hinsichtlich der Längenabweichung des Metallstabes nicht signifikant. Das bedeutet, dass die horizontalen Dimensionsänderungen für beide untersuchten Digitalisierungsverfahren im gleichen Bereich liegen. Bemerkenswert ist, dass alle Datensätze horizontal gestreckt wurden und kein Datensatz eine "Komprimierung" des Referenzsteges zeigte. Die indirekte Digitalisierung zeigte jedoch eine signifikant höhere Gesamtwinkelabweichung als die direkte Digitalisierung. Dieses Ergebnis kann durch die Verformung der elastomeren Abformmasse erklärt werden, die

während des Abziehens der Abformung auftritt, und durch das Rückstellvermögen des Abformmaterials möglicherweise nicht vollständig kompensiert werden kann. Einzelne beobachtete Extremwerte können ebenfalls durch ein Ablösen des Abformmaterials vom Löffel verursacht werden. Diese Defekte werden aufgrund der intakten sichtbaren Oberfläche vom Behandler oftmals nicht erkannt. Klinisch sind diese singulären Ausreißer ein relevanter Faktor, der sich negativ auf die Passung der resultierenden Restauration auswirkt. Insbesondere bei der Abformung von kompletten Kieferbögen kann ein mittlerer Gesamtwinkel von etwa $1,3^\circ$ zu schweren Fehlanpassungen von primär verblockten Restaurationen, sowie zu einer Beeinflussung der okklusalen Relation führen. Aufgrund der starren Osseointegration mit der damit verbundenen fehlenden Eigenbeweglichkeit sind die klinischen Folgen bei implantatgetragenen Restaurationen als noch gravierender einzuschätzen [44].

Ein klarer Vorteil der neuen Methodik ist die vor den Digitalisierungsprozessen stattfindende Referenzvermessung des in das Analysemodell eingebrachten Metallstabes mit den Spezifikationen $MPE_E 1,9 \mu\text{m} + (3 * L / 1000)$ der Koordinatenmessmaschine. Dies entspricht einer Genauigkeit von 2,05 Mikrometern. Da die Referenzwerte des Metallstabes anhand derselben Messmethode analysiert und der Metallstab somit auf seine absolute Geradheit hin untersucht wurde, kann von einem minimierten systematischen Auswertefehler, ausgegangen werden.

Aufgrund der Vermessung von realen Geometrien ist es jedoch schwierig, die erhobenen Werte mit der verfügbaren Literatur auf Basis einer Best-Fit Überlagerung zu vergleichen. Es ist davon auszugehen, dass die unterschiedlichen Analyse- und Auswertemethoden zu nicht übereinstimmenden Ergebnissen hinsichtlich der Genauigkeit verschiedener Abformtechniken für Gesamtkiefer führen können. Auf der Basis eines metallischen Referenzmodells eines Oberkiefers aus einer Kobalt-Chrom-Legierung ergaben konventionelle und digitale Abformungen ähnliche Werte für die „Richtigkeit“ (konventionelle Abformung: $55 \pm 21,8 \mu\text{m}$, LAVA COS: $40,3 \pm 14,1 \mu\text{m}$, CEREC Bluecam: $49 \pm 14,2 \mu\text{m}$) und „Präzision“ (konventionelle Abformung: $61,3 \pm 17,9 \mu\text{m}$, LAVA COS: $60,1 \pm 31,3 \mu\text{m}$, CEREC Bluecam: $30,9 \pm 7,1 \mu\text{m}$) [34]. Im Gegensatz dazu wurde in einer weiteren Studie nachgewiesen, dass die indirekte Digitalisierung in einer signifikant höheren „Präzision“ ($12,5 \pm 2,5 \mu\text{m}$) und „Richtigkeit“ ($20,4 \pm 2,2 \mu\text{m}$) resultierte, während die direkte Digitalisierung mit

einer „Präzision“ von $32,4 \pm 9,6 \mu\text{m}$ und einer „Richtigkeit“ von $58,6 \pm 15,8 \mu\text{m}$ ungenauer waren [33]. Eine Untersuchung verschiedener Systeme für die direkte Digitalisierung zeigte je nach Scanner eine „Richtigkeit“ von 38,0 bis hin zu 332,9 μm und eine „Präzision“ von 37,9 bis 99,1 μm ohne Vergleich zur indirekten Digitalisierung [87]. Eine weitere Studie zeigte, dass bezogen auf die Methode der direkten Digitalisierung die Methode des Active Wavefront Sampling zur Datenerhebung in einer höheren Genauigkeit resultiert als Intraoralscanner auf Basis anderer Aufnahmetechnologien [69]. Nichtsdestotrotz zeigte bei dieser Studie die indirekte Digitalisierung auf Basis einer traditionellen Präzisionsabformung mit Polyether (Impregum) und Gipsmodellen die beste Genauigkeit [69].

Als Limitation bei der vorliegenden Studie kann, aufgrund der teilweise reflektierenden metallischen Oberfläche, die Materialwahl des Referenzsteges angesehen werden. Um diesen Nachteil zu umgehen verwendeten vorherige Untersuchungen Gipsmodelle mit eingearbeiteten PEEK Zylindern [122]. Im Allgemeinen haben Gipsmodelle den Vorteil von nicht-reflektierenden Oberflächen im Vergleich zu metallischen Körpern. Jedoch kann bei Gipsmodellen eine Veränderung des Feuchtigkeitsgehaltes zu mechanischen Spannungen und / oder Oberflächenveränderungen führen [87]. Es scheint auch fraglich, eine Mehrzahl von konventionellen Abformungen mit Elastomeren an einem Gipsmodell erfolgreich durchführen zu können, ohne die Oberfläche zu beschädigen, oder gar das gesamte Modell zu zerstören. Demgegenüber zeigt ein Referenzmodell aus Metall oder Polyurethan eine konstante Dimensionsstabilität bei geringerer Anfälligkeit gegenüber äußeren Einflüssen. Allerdings spielt dies in der angewendeten Studienanordnung nicht entscheidend, da das Modell nicht als Referenz verwendet wird. Die reflektierenden Eigenschaften von Metall können jedoch den optischen Scanprozess von intraoralen Scansystemen beeinflussen. Dies erfordert eine vorherige Oberflächenbehandlung durch den Auftrag von Scanpuder oder eine Mattierung zum Beispiel durch Partikeldruckluftstrahlung mit Korund [102]. Das in der aktuellen Studie verwendete Polyurethanmodell mit einem Referenzsteg aus Metall kombiniert die gut scanbare Oberfläche des Polyurethan mit der hohen Genauigkeit eines metallischen Referenzsteges. Aufgrund der "Active Wavefront Sampling" - Scanprinzip des True Definition Scanners wird vor der Datenerhebung in jedem Fall

ein stochastisches Muster von Scanpulverpartikeln auf der Oberfläche benötigt, welches durch leichte Bestäubung auf die Oberfläche aufgetragen wird.

Die Genauigkeit des aus der Datenerhebung resultierenden dreidimensionalen Datensatzes ist vor allem bei Ganzkieferdigitalisierungen abhängig vom Scanpfad [36]. Vor der Durchführung der vorliegenden Studie wurde der untersuchende Anwender des Intraoralscanners speziell auf die Verwendung des beschriebenen Scanpfades trainiert. Die In-vitro-Testbedingungen boten ideale Voraussetzungen, um den Scanpfad exakt umsetzen zu können. Jedoch ist aufgrund der Komplexität des Scanpfades zu hinterfragen, ob dieser auch unter klinischen Bedingungen anwendbar ist.

Bei beiden vorliegenden Studien wurde ein Labortestdesign ausgewählt, um standardisierte ideale Bedingungen für die Bewertung der Genauigkeiten der einzelnen Systeme zu ermöglichen. Im Gegensatz dazu kann bei der Durchführung von In-vivo-Studien der Einfluss durch Blut oder Speichel, sowie Platzmangel und sich bewegende Weichgewebe nicht ausgeschlossen werden. Auch die individuellen Fertigkeiten des Anwenders, sowie die angewendete Scanstrategie können die Genauigkeitsergebnisse beeinflussen. Die Testumgebung unter standardisierten Laborbedingungen bot ideale Voraussetzungen, um das vorgegebene Scanprotokoll exakt zu befolgen und in einer für die Aufnahmeeinheiten optimalen Fokulentfernung zu scannen. Als Einschränkung der Studie ist somit zu hinterfragen, ob die verwendeten Scan-Strategien auch unter klinischen Bedingungen angewendet werden können. Daher sollten weitere Studien durchgeführt werden, um den möglichen Einfluss der Scanstrategie und des Lernprozesses der scannenden Person zu untersuchen.

Generell müssen weitere Studien, die den gesamten Arbeitsablauf einschließlich der Herstellung der Zahnrestauration betrachten, untersuchen, inwiefern eine hohe Scangenauigkeit in eine bessere Rand- und Innenanpassung von Zahnersatz überführt werden kann. Weiterhin muss der Fragestellung nachgegangen werden, ob die unter Laborbedingungen erzielte Scangenauigkeit auch unter klinischen Bedingungen am Patienten bestätigt werden kann.

3.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-Polymerwerkstoffen zu Verblendkompositen, Zahnhartsubstanz und Befestigungskompositen

Verbundfestigkeitsanalysen mittels eines destruktiven Testdesigns bestimmen die erforderliche Kraft um die Bindung zwischen zwei Materialien aufzulösen. Diese Analysen können je nach erfolgter Krafrichtung zum Trennen der Materialien sowohl als Scherversuche oder Zugversuche erfolgen und finden üblicherweise als In-vitro-Verfahren Anwendung [37].

Aufgrund der in der Literatur zu findenden, unterschiedlichen Testdesigns treten jedoch Schwierigkeiten beim Vergleich der resultierenden Studienergebnisse auf. Bei der Prüfung der Verbundfestigkeitswerte mittels destruktiver Belastungstests haben nicht nur die Krafrichtung während der Prüfung, sondern auch die plastischen und elastischen Eigenschaften der zu untersuchenden Materialien einen nicht im Detail bekannten Einfluss auf die Prüfergebnisse [10]. Eine Literaturübersicht zeigte, dass beispielsweise die Testparameter Probengeometrie und Elastizitätsmoduln der beteiligten Materialien, sowie die Lastbedingungen während der Testung der Verbundfestigkeit, einen signifikanten Einfluss auf die resultierenden Testergebnisse hatten [98]. Generell liefert die größere Verbundoberfläche der Makrotests im Vergleich zu den Mikrotests niedrigere Verbundfestigkeiten [98]. Darüber hinaus zeigen Vergleiche zwischen Scher- und Zug-Testdesigns verschiedene Spannungsverteilungen an der Grenzfläche, was wiederum auf die unterschiedliche Lastkonfigurationen zurückzuführen ist [98]. Nichtsdestotrotz sind diese destruktiven Methoden einfache und schnelle Labortestmethoden, um die Effektivität der Bindung zu evaluieren [30].

Während für konventionelle Verbundfestigkeitsversuche sowohl im Makro- als auch Mikrodesign geometrisch definierte Kontaktflächen analysiert werden, liegen bei Kronenabzugsversuchen auf Basis menschlicher Zähne individuelle organische Kontaktflächen vor. Für die Kronenabzugsversuche spielt daher zur Errechnung der Verbundfestigkeit die Kontaktoberfläche zwischen Zahnhartsubstanz und

Restauration eine wesentliche Rolle. In den drei vorgestellten Studien wurden daher die Dentinflächen unter Verwendung eines Modellscanners digitalisiert und in virtuelle STL-Datensätze überführt. Die Berechnung der Oberflächen erfolgte anhand der Inspektionssoftware Geomagic Qualify 12.1. Anderweitig zur Größe der Klebefläche verwendete Methoden basieren auf Wiegung einer exakt an die Oberfläche angepassten Metallfolie [38, 39] oder der Verwendung von bereits standardisiert dimensionierten Präparationen des Dentinstumpfes [85, 125].

Auch spielt bei einem Einsatz von humanen Zahnstümpfen die nicht standardisierbare Varianz des Spenderindividuums eine Rolle auf die Verbundfestigkeitswerte. Auch der Einfluss der manuellen Präparation der Zahnstümpfe kann durch Verwendung geeigneter mechanischer Hilfsmittel im Testlabor reduziert, jedoch nicht vollkommen ausgeschlossen werden. Bei Kronenabzugsversuchen mit entsprechend der Zahnachse axialer Zugrichtung setzt sich die gemessene Kraft generell durch die Zugverbundfestigkeit im horizontalen okklusalen Bereich sowie die Scherverbundfestigkeit in den vertikalen axialen Bereichen des Prüfkörpers zusammen.

Für destruktive Verbundfestigkeitsanalysen können künstliche Alterungsmethoden durchgeführt werden. Obwohl diese künstlichen Methoden den intraoralen Temperatur- und Feuchtigkeitszustand [17, 86] nicht exakt reproduzieren, können sie Hinweise auf die Langzeitstabilität der Verbundfestigkeiten liefern. In-vitro-Studien zur Bestimmung der Verbundfestigkeiten verwenden für eine künstliche Alterung der Prüfkörper aktuell sowohl Langzeitlagerungen unter konstanten Bedingungen in wässrigen Lösungen wie auch Temperaturlastwechsel. Um die resultierenden Testergebnisse aus verschiedenen Studieneinrichtungen plausibel vergleichen zu können, sollte ein reproduzierbares Verfahren in Bezug auf das verwendete Lagerungsmedium, die Temperatur und die Verweildauer für die künstliche Alterung etabliert werden.

Die Bestimmung der freien Oberflächenenergie erfolgte mit einem Kontaktwinkelmessgerät anhand des statischen Kontaktwinkels auf Basis der Methode des liegenden Tropfens. Für jede Messung wird hierzu ein konstantes

Flüssigkeitsvolumen auf die zu prüfende Oberfläche aufgebracht. Der Kontaktwinkel bleibt nicht über einen längeren Zeitraum konstant, da mehrere Faktoren darauf Einfluss nehmen können [124]. Dies führt somit zu einer kontinuierlichen Zunahme oder Abnahme des Kontaktwinkels mit der Zeit wird durch die Wechselwirkungen an der Kontaktzone [124]. Die hierbei stattfindenden Prozesse können chemische Reaktionen zwischen der Prüfflüssigkeit und der Probe, Aufquellen oder Auflösen der Probe durch die aufgebrauchte Prüfflüssigkeit, oder Verdampfen der Prüfflüssigkeit sein [124]. Zur Standardisierung der Ergebnisse erfolgt die Messung der Kontaktwinkel somit nach einer konstanten Zeit nach dem Aufbringen der Prüfflüssigkeit.

Die Messung von Kontaktwinkeln mit verschiedenen Prüfflüssigkeiten ist eine gängige Methode, um die Benetzbarkeit und damit die freie Oberflächenenergie eines Materials zu bestimmen [20]. Für die Berechnung der Adhäsionsarbeit zwischen zwei Flächen ist die Verwendung von Prüfflüssigkeiten mit unterschiedlichen Polaritäten eine Grundvoraussetzung. Diiodomethan weist zusätzlich zu der anderen Polarität eine niedrigere Oberflächenspannung und eine höhere Viskosität als Wasser auf. Im Allgemeinen führt eine geringere Oberflächenspannung zu einem geringeren Kontaktwinkel [29].

Im Gegensatz zu den inneren atomaren Eigenschaften eines Materials sind die äußeren Materialeigenschaften nicht im chemischen Gleichgewicht, da es kontinuierlich interatomare Wechselwirkungen auf der äußeren Molekülebene gibt [79]. Der Unterschied zwischen den atomaren Bestandteilen der tieferen Schicht und der oberflächlichen Schicht des Werkstoffes wird durch die freie Oberflächenenergie dargestellt [12], auf deren Grundlage die Adhäsionsarbeit berechnet werden kann. Derzeit fehlt für den Dentalbereich Literatur mit dem Schwerpunkt auf die Adhäsionsarbeit. Eine frühere Studie untersuchte die Bindungsstärke und Adhäsionsarbeit zwischen intraradikulären Stiften nach verschiedenen Vorbehandlungen und Befestigungskompositen und kam zu dem Schluss, dass die Verbundfestigkeit mit den dispersen Teilen der Adhäsionsarbeit korreliert [10].

Die rein rechnerische Bestimmung der Oberflächeneigenschaften konzentriert sich nur auf die kurzfristigen Verbundeigenschaften, wohingegen die destruktiven Messmethoden den Verbund nach abgeschlossener Reaktion zwischen den vorbehandelten CAD/CAM-Polymeren und den Befestigungskompositen bestimmen. Zusätzlich zu den mechanischen Verbundprozessen können zwei verschiedene Reaktionstypen unterschieden werden [79]. Ein Reaktionstyp ist die chemische Reaktion (Chemisorption), welche zu neuen chemischen Bindungen zwischen den CAD/CAM-Polymeren nach der Konditionierung durch das Adhäsivsystem und dem Befestigungskomposit führt. Demgegenüber steht der Reaktionstyp der physikalischen Adsorption (Physisorption), bei welchem die chemische Struktur des Polymers und des Befestigungskomposites unverändert bleibt. Die Physisorption zwischen verschiedenen Werkstoffen ist im Allgemeinen immer vorhanden, und liegt mit Energiewerte mit 4 bis 40 kJ / mol in einem niedrigen Bereich [79]. Die Werte der Chemisorption hingegen sind etwa um den Faktor 10 größer [79]. Jedoch ist es aufgrund der fehlenden Herstellerangaben bezüglich der exakten chemischen Zusammensetzung der untersuchten Materialien schwierig, alle Reaktionsmechanismen zu rekonstruieren. Die Analyse von Prüfkörpern auf atomarer Ebene kann beispielsweise mit dem Verfahren der energiedispersiven Röntgenspektroskopie (EDX) [8, 19, 101] durchgeführt werden und sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

3.2.1. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PEEK zu Verblendkompositen im axialen Zugversuch

Basierend auf den mechanischen Eigenschaften scheint PEEK ein geeignetes Material für dentale Anwendungen zu sein [107]. Ein adäquater Verbund zwischen PEEK und kompositbasierten Materialien für die Befestigung und Verblendung bleibt jedoch ein Schlüsselfaktor für die langfristige Überlebens- und Erfolgsrate von dentalen Restaurationen. Die Verwendung von PEEK in der Zahnmedizin als monolithische, vollanatomische Restaurationen ist aufgrund der gräulichen oder weißlichen Farbe sowie der geringen Lichtdurchlässigkeit limitiert [111]. Um den aus ästhetischer Sicht wenig attraktiven Polymerwerkstoff PEEK mit zahnfarbenen Massen verblenden zu können, muss in erster Linie ein dauerhafter Verbund zum Verblendmaterial erreicht werden. Hierdurch kann ein adäquates ästhetisches Ergebnis, mit gleichzeitig langfristiger Funktionalität und Stabilität ermöglicht werden. Generell stellen die Eigenschaften der Restauration und der Befestigungskomposite wichtige Faktoren für den Verbund zwischen Restauration und Befestigungsmaterial dar [9, 96].

Die Verbundfestigkeiten von PEEK Proben nach unterschiedlichen Methoden zur Vorbehandlung der Oberfläche zeigen im Vergleich zu nicht vorbehandelten Proben höhere Verbundfestigkeitswerte [56, 64, 100]. Während eine Partikeldruckluftstrahlung zu einer Verbesserung der Mikrorauigkeit der PEEK Oberfläche führt, resultiert die Vorbehandlung mit Säuren zu einer Steigerung des Anteils der funktionellen Kohlenstoff-Sauerstoff-Gruppen auf der Oberfläche [53, 56]. Schwefelsäure greift hierbei die funktionellen Ether- und Carbonylgruppen zwischen den Benzolringen an. Durch die Sulfonsäuregruppen kann eine weitere Reaktion mit den Methacrylaten der Adhäsivsysteme oder der Befestigungskomposite erfolgen [104]. Piranhasäure ist eine Lösung von Schwefelsäure (H_2SO_4) und Wasserstoffperoxid (H_2O_2) mit dem chemischen Begriff Peroxymonoschwefelsäure (H_2SO_5). Die Säure hat stark oxidierende Eigenschaften und ist daher in der Lage, die meisten organischen Rückstände zu entfernen. Der atomare Sauerstoff in der Piranhasäure, welcher bei der Reaktion von Schwefelsäure und Wasserstoffperoxid

entsteht, reagiert direkt mit dem Benzolring [56]. Ebenso wird durch die Anwendung der Piranhasäure die Oberflächenpolarität des behandelten Prüfkörpers gesteigert und durch den Bruch des aromatischen Rings die Anzahl der für die Bindung potenten funktionellen Gruppen gesteigert [56]. Dies wiederum führt dazu, dass mehr funktionelle Gruppen an der Oberfläche zur Verfügung stehen, um mit den organischen Komponenten der Adhäsivsysteme sowie der kompositbasierten Materialien reagieren zu können. Die gesteigerte Oberflächenpolarität und die erleichterte Diffusion von Kompositen von niedriger Viskosität in die PEEK Oberfläche können zu einer gesteigerten Verbundfestigkeit führen [56].

Die beiden vorgestellten Studien zur Untersuchung der Verbundfestigkeit von PEEK zu Verblendmaterialien in Abhängigkeit von der vorangegangenen mechanischen und/oder chemischen Vorbehandlung, sowie die Verwendung eines Adhäsivsystems zur Konditionierung der Oberfläche zeigten, dass ohne diese Maßnahmen keine stabile Verbundfestigkeit erzielt werden konnte.

Generell konnte jedoch in beiden Studien durch alleinige chemische Vorbehandlung der PEEK Oberfläche mittels Säuren keine Verbundfestigkeitssteigerung zu kompositbasierten Verblendmaterialien erzielt werden. Im Gegensatz dazu führte die Partikeldruckluftstrahlung der Oberfläche generell zu einer Steigerung der Verbundfestigkeit. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse kann angenommen werden, dass nur durch mechanische Partikeldruckluftstrahlung eine zuverlässige Steigerung der Verbundfestigkeit erzeugt werden kann. Als Erklärung hierfür kann die dadurch generierte Oberflächenunregelmäßigkeit genannt werden. Hierdurch kommt es gesteigert zu einem Eindringen des Adhäsivsystems in die Poren und somit zu einer mechanischen Verankerung. Eine mechanische Verankerung an der PEEK-Oberfläche kann einerseits durch die Verwendung flüssiger Adhäsivsysteme, wie auch kompositbasierter Verblendmaterialien von niedriger Viskosität erlangt werden [57].

Die chemische Zusammensetzung der Adhäsivsysteme spielt ebenfalls eine wichtige Rolle bei der Herstellung eines Verbundes zwischen den beteiligten Materialien. Visio.link und Signum Peek Bond resultieren in den beiden Studien in einer

gesteigerten Verbundfestigkeit. Laut Herstellerinformationen enthält Visio.link Pentaerythritoltriacrylat (PETIA), Methylmethacrylat (MMA) sowie zusätzliche Dimethacrylate in Lösung. PETIA und MMA führen vermutlich zu einer Anlösung und Quellung der PEEK-Oberfläche. Die Dimethacrylatmonomere mit zwei Methylgruppen als funktionelle Gruppen scheinen eine Verbindung zu den kompositbasierten Verblendmaterialien herstellen zu können. Im Gegensatz dazu ist bei dem bifunktionellen 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat (10-MDP) des Clearfil Ceramic Primers eine funktionelle Gruppe von einer Phosphatgruppe besetzt und kann somit nicht mehr derart suffizient mit dem PEEK oder dem Verblendkomposit reagieren.

3.2.2. Verbundfestigkeitsanalysen von CAD/CAM-PMMA und CAD/CAM-Kompositen zu Befestigungskompositen sowie zu Zahnhartsubstanz

In der vorliegenden Studie zur rein rechnerischen Bestimmung der Verbundparameter wurden die Kontaktwinkel einerseits der CAD/CAM-Polymere nach Konditionierung der Oberfläche mit Adhäsivsystemen, sowie auch der Befestigungskomposite in einem unpolymerisierten Zustand gemessen. Die Messung fand bei annähernd vollständiger Dunkelheit statt, um den Polymerisationsprozess so weit wie möglich zu verhindern oder zu verzögern. Somit handelt es sich hierbei um eine Testung eines nicht abgeschlossenen Verbundprozesses. Im Gegensatz dazu sind bei destruktiven Analysemethoden die chemischen, physikalischen und / oder mechanischen Prozesse zwischen den Verbundpartnern abgeschlossen, bevor die Prüfung der Verbundfestigkeit stattfindet.

Die Studie zeigte, dass zwischen den berechneten Oberflächeneigenschaften und den gemessenen Verbundfestigkeitswerten früherer Studien [11, 65] keine positive Korrelation besteht. Lediglich der Einzelparameter der polaren Komponente der Oberflächenenergie der vorbehandelten CAD/CAM-Polymeren zeigte eine signifikante positive Korrelation mit den gemessenen Verbundfestigkeitswerten. Somit muss die Hypothese, dass destruktiv ermittelte Verbundfestigkeitswerte eine Korrelation zu theoretisch errechneten Verbundfestigkeitswerten abgelehnt werden. Demnach können die zum aktuellen Zeitpunkt etablierten Methoden zur destruktiven Testung der Verbundfestigkeit nicht durch rein rechnerische Methoden ersetzt werden.

Für die aus PMMA, Nanokomposit und PMMA/UDMA gefertigten Kronen konnte in den vorliegenden Studien gezeigt werden, dass durch die zusätzliche Verwendung der getesteten Adhäsivsysteme keine dauerhaft gesteigerte Verbundfestigkeit zu Dentin generiert werden konnte. Zusammenfassend konnte bei allen drei Kronenabzugsversuchsstudien anhand der Bruchbildanalysen ein suffizienterer Verbund zwischen Dentin und dem Befestigungskomposit als zwischen CAD/CAM-Krone und dem Befestigungskomposit beobachtet werden. Dies ist in

Übereinstimmung mit einer früheren Studie, welche dieselben Bruchbilder zeigte [106].

Somit findet entsprechend der aktuellen Studienergebnisse bei der Befestigung von Polymerrestorationen an menschlichem Dentin die Dezementierung an der Verbundstelle Restauration zu Befestigungskomposit statt. Die Verbundstelle Dentin zu traditionellen und selbstadhäsiven Befestigungskompositen wurde bereits in mehreren Studien untersucht und zeigte suffiziente Werten. Die Scherverbundfestigkeit nach 24 Stunden Wasserlagerung ergab für Variolink II / Syntac classic Werte von $39,2 \pm 8,9$ MPa und für selbstadhäsive Befestigungskomposite Werte zwischen $7,8 \pm 3,9$ MPa bis $23,4 \pm 6,5$ MPa [76]. Die Mikroscherverbundfestigkeit für Variolink II in Kombination mit Excite DSC ergab nach 6-monatiger Wasserlagerung Werte von $8,6 \pm 7,4$ MPa und für Clearfil SA Cement $9,8 \pm 3,8$ MPa [115].

Frühere Studien untersuchten die Verbundfestigkeiten verschiedener Restaurationsmaterialien zu Dentin im Kronenabzugsversuch und beobachteten $0,6 - 2,4$ MPa für Goldkronen [39], $2,6 - 14,1$ MPa für Zirkoniumdioxidkronen [109], $6,4 - 7,3$ MPa für Glaskeramikkronen [106], bis zu $2,8$ MPa für CAD/CAM-Kronen aus PMMA [106] und $0,3 - 3,0$ MPa für CAD/CAM-Kronen aus PEEK [120]. Die aktuellen Untersuchungen zeigten für die PMMA Kronen $0,7 - 2,3$ MPa, für die Kompositkronen $0,2 - 4,1$ MPa und für die PMMA/UDMA Kronen $0,2 - 4,5$ MPa. Somit wiesen die innovativen CAD/CAM-Materialien im Rahmen der durchgeführten In-vitro-Studien unter optimalen Laborbedingungen niedrigere Verbundfestigkeiten auf, wie die bereits seit Jahren für zahnfarbene Restaurationen etablierten Materialien Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikatkeramik.

4. Zusammenfassung und Ausblick

Die technische Entwicklung zahnärztlicher Digitalisierungssysteme zur Generierung virtueller Modelldatensätze führte zu einer Revolutionierung im zahnärztlichen und zahntechnischen Behandlungsablauf. Hierbei werden nicht nur laufend die Effizienz und Qualität der resultierenden Restaurationen gesteigert, sondern auch ein immer breiteres Feld an innovativen Restaurationsmaterialien erschlossen. Innovative Datenprozesse wie beispielsweise das Zusammenführen von Röntgenbefunden und virtuellen Modelldatensätzen führen zu einer erhöhten Vorhersagbarkeit beispielsweise bei implantologischen Therapiekonzepten. Auch im Rahmen der Kieferorthopädie hat die durch Digitalisierungsprozesse und Software unterstützte Zahnregulierung inzwischen einen festen Stellenwert inne.

Bisher erfolgt die Erzeugung eines dreidimensionalen Modelldatensatzes noch meist auf Basis einer konventionellen Abformung und eines Gipsmodells im zahntechnischen Labor. Damit werden jedoch die Ungenauigkeiten der einzelnen Schritte in der Verfahrenskette aufaddiert. Auch ein Verzicht auf die Herstellung von Gipsmodellen und die Verwendung spezieller scanbarer Abformmaterialien kann die Nachteile der konventionellen Abformung nicht vollends aufheben. Somit scheint es naheliegend, den Digitalisierungsprozess direkt in der Mundhöhle des Patienten durchzuführen um das Aufsummieren von möglichen Ungenauigkeiten einzelner Teilschritte zu umgehen.

Die vorliegende Arbeit untersuchte zu dieser Fragestellung die Genauigkeit der direkten Digitalisierung mittels verschiedener Intraoralscanner im Bereich von Quadrantenscans, sowie die Genauigkeit der direkten Digitalisierung eines kompletten Zahnbogens im Vergleich zur indirekten Digitalisierung auf Basis eines konventionellen Gipsmodells. Aufgrund der konstanten Weiterentwicklung der notwendigen Hard- und Software bei intraoralen Digitalisierungssystemen konnte gezeigt werden, dass die Genauigkeit der auf dem Markt befindlichen Geräte bereits für kieferorthopädische Analysen und Behandlungen ausreicht, während die

Genauigkeit bei der Digitalisierung mehrerer Zähne und / oder Implantate über einen vollen Zahnbogen zur anschließenden prothetischen Versorgung noch unzureichend zu sein scheint.

Durch weitere Anpassungen im Bereich der optoelektronischen Aufnahmesysteme und die Entwicklung intelligenter Algorithmen zur Verknüpfung der einzelnen Bildsequenzen bei der intraoralen Digitalisierung scheint hier ein hohes Potential für zukünftige Genauigkeitssteigerungen bei der Digitalisierung ganzer Kieferbögen. Weiterhin erfordert die fortschreitende Optimierung der digitalen Einzelprozesse wie beispielsweise digitale Zahnfarbenbestimmung, digitale Implantatplanung oder digitale Funktionsanalyse eine Verknüpfung der erhobenen Daten zu einem komplett digitalen Workflow. Dazu müssen die industriellen Entwickler und Anbieter der momentanen Insellösungen die geeigneten Schnittstellen zum Datentransfer ermöglichen, um alle Vorteile des digitalen Workflows nutzen zu können. Die Integration der bestehenden Insellösungen in ein Gesamtsystem stellt eine logische Konsequenz für einen vereinfachten und reproduzierbaren klinischen Ablauf im CAD/CAM-Workflow dar. Hier bestehen zum aktuellen Zeitpunkt noch deutliche Limitationen bei der Generierung von digital geplantem Zahnersatz. Denkbar wäre in diesem Zusammenhang, dass zukünftige Konstruktionssoftware, welche unter der Berücksichtigung patientenspezifischer Parameter wie beispielsweise Interkondylarabstand oder Kaukraft, eine dem Anforderungsprofil entsprechende Materialempfehlung ausgibt, um auf Basis der aktuellen Forschungsergebnisse einen möglichst optimalen Langzeiterfolg der Restauration zu ermöglichen.

Eine wesentliche Stärke von Digitalisierungsprozessen in der Zahnheilkunde ist die Möglichkeit auf innovative, aufgrund ihrer Herstellungsweise extrem homogene Materialien zugreifen zu können. Neben den bereits in der Zahnheilkunde etablierten keramischen Materialien wurden in den letzten Jahren immer mehr Polymerwerkstoffe auf den dentalen Markt gebracht und weiterentwickelt. Diese Polymerwerkstoffe in Kombination mit dem digitalen CAD/CAM-Workflow ermöglichen bereits zum aktuellen Zeitpunkt neue Konzepte bei der Diagnostik, Planung und Therapie in der Zahnheilkunde. Vor allem bei der Sanierung mit indirekten, laborgefertigten Restaurationen ist die Eingliederung kostengünstiger,

temporärer Versorgung ein notwendiger Schritt. Diese können chairside oder labside angefertigt werden und dienen einerseits dem Schutz der noch vorhandenen Zahnhartsubstanz, sowie dem Erhalt und der Rekonstruktion der Ästhetik und der Funktion. Aufgrund der im Vorfeld genannten positiven Eigenschaften sowie der Kosteneffizienz bei der Verarbeitung der Polymerwerkstoffe finden diese immer mehr Anwendung als temporäre Versorgung. Dennoch ergibt sich bei den klinischen Anwendern generell die Frage nach der Langzeitprognose dieser Materialien hinsichtlich des Verbundes zu Verblendmaterialien für ästhetische Anpassungen der Restauration, sowie auch zu den Zahnhartsubstanzen, um mögliche biologische Komplikationen im Sinne einer weiteren Zahndestruktion oder der Schädigung anliegender Hart- und Weichgewebe zu umgehen.

Die vorliegende Arbeit untersuchte zu dieser Fragestellung die Verbundfestigkeiten von Polymerwerkstoffen einerseits zu Verblendkompositen, sowie zu Befestigungskompositen, jeweils in Abhängigkeit von mehreren Adhäsivsystemen. Aufgrund der vielfältigen Zusammensetzung der auf dem Markt befindlichen Polymerwerkstoffe ist es für die klinische Anwendung von hoher Relevanz, sich der Materialeigenschaften der zum Einsatz kommenden Materialien bewusst zu sein. Die große Bandbreite der möglichen Zusammensetzungen bedeutet genauer gesagt, dass für die verschiedenen Gruppen der Polymerwerkstoffe keine einheitliche Empfehlung zur suffizienten Verblendung oder Eingliederung gegeben werden kann, sondern jedes Material, wie in dieser Arbeit erfolgt, einzeln betrachtet und untersucht werden muss.

Für den Polymerwerkstoff PEEK kann nur bei zusätzlicher Verwendung eines Adhäsivsystems eine gesteigerte Zugverbundfestigkeit zu Verblendkompositen erreicht werden. Wichtig für den klinischen Behandler ist hierbei, dass das in den Studien untersuchte, die Verbundfestigkeit verbessernde Adhäsivsystem Visio.link der Firma Bredent in dem Laborgerät Bre.Lux Power Unit bei einem Wellenlängenspektrum von 370-500nm polymerisiert wurde. Dieses Wellenlängenspektrum kann jedoch nicht von allen auf dem Markt befindlichen Chairside-Polymerisationslampen abgedeckt werden. Somit sollte der Kliniker vor der Anwendung dieses Produktes das emittierte Spektrum der von ihm verwendeten

Polymerisationslampe nachlesen und notfalls ein geeignetes Gerät anschaffen. Ebenfalls kann bei PEEK eine vorherige Korundstrahlung der Verblendfläche zu einer Steigerung der Verbundfestigkeit führen. Die Anwendung starker anorganischer Säuren resultiert zwar in einer Steigerung der Verbundfestigkeit, sollte jedoch in Anbetracht der Gefährdung des Anwenders kritisch überdacht werden und niemals in Anwesenheit des Patienten durchgeführt werden.

Für Polymerwerkstoffe auf Basis von PMMA, Nanokomposit und PMMA/UDMA resultierte die zusätzliche Verwendung von Adhäsivsysteme in keiner dauerhaft gesteigerten Verbundfestigkeit zum Befestigungskomposit nach künstlicher Alterung unter Laborbedingungen. In der Bruchbildanalyse schnitt der Verbund des Befestigungskomposites zu den Restaurationsmaterialien bei allen drei getesteten Polymermaterialien schlechter ab als der Verbund zum Dentin. Zusammenfassend ließ sich bei allen getesteten Polymermaterialien jedoch ein Einfluss des verwendeten Befestigungsmaterials auf den Langzeitverbund zur Restorationsinnenseite nachweisen, wobei die Wahl des geeigneten Befestigungskomposites von dem Restaurationsmaterial abhängt.

Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten Materialien zur Verblendung oder -Befestigung von Polymerwerkstoffen sowie die vorgestellten Methoden zur Vorbehandlung und Konditionierung der Restaurationen gelten im Allgemeinen als sehr techniksensitiv und erfordern fundierte Kenntnisse des Zahntechnikers und Zahnarztes. Zum aktuellen Zeitpunkt kann jedoch für den Langzeitverbund zwischen Polymerwerkstoffen und Zahnhartsubstanz keine materialübergreifende Empfehlung zur Steigerung der Verbundfestigkeit gegeben werden. Dies bedeutet im Rückkehrschluss, dass zwischen Zahnarzt und Zahntechniker eine offene Kommunikation stattfinden muss, aus welcher Polymerklasse die Restauration angefertigt werden soll.

Zusammenfassend ermöglicht der Einsatz der CAD/CAM-Technologie in der zahnärztlichen Routine in Kombination mit dem sich dadurch ergebenden Spektrum an modernen Restaurationsmaterialien innovative Diagnostikverfahren sowie Planungs- und Therapieoptionen. Zum heutigen Zeitpunkt stehen dem praktisch

tätigen Zahnarzt bereits zahlreiche innovative Alternativen zu den konventionellen Arbeitsabläufen zur Verfügung. Dennoch sind hierbei noch umfangreiche Entwicklungen seitens der Industrie nötig um alle einzelnen digitalen Insellösungen in einem gemeinsamen Workflow vereinen zu können. Auch müssen hinsichtlich der Verbundfestigkeiten von CAD/CAM-Polymeren zu Zahnhartsubstanzen noch Langzeitergebnisse aus Studien abgewartet werden, bevor diese im Sinne von definitiven Restauration Anwendung finden können.

5. Literaturverzeichnis

- [1] Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions (ISO 5725-1:1994)
- [2] DIN 13995:2010-02: Zahnheilkunde-Terminologie der Prozesskette für CAD/CAM-Systeme.
- [3] Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101:107-118.
- [4] Abu Bakar MS, Cheng MHW, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, et al. Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials* 2003;24:2245-2250.
- [5] Al-Bakri IA, Hussey D, Al-Omari WM. The dimensional accuracy of four impression techniques with the use of addition silicone impression materials. *J Clin Dent* 2007;18:29-33.
- [6] Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2014;18:515-523.
- [7] Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27:339-347.
- [8] Asaka Y, Miyazaki M, Aboshi H, Yoshida T, Takamizawa T, Kurokawa H, et al. EDX fluorescence analysis and SEM observations of resin composites. *Journal of Oral Science* 2004;46:143-148.
- [9] Asmussen E, Attal JP, Degrange M. Factors affecting the adherence energy of experimental resin cements bonded to a nickel-chromium alloy. *J Dent Res* 1995;74:715-720.
- [10] Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Bonding of resin cements to post materials: influence of surface energy characteristics. *J Adhes Dent* 2005;7:231-234.

- [11] Bahr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2013;32:492-501.
- [12] Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:1-9.
- [13] Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N. Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:1377-1384.
- [14] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
- [15] Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-274.
- [16] Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 2015;19:2027-2034.
- [17] Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res* 1972;51:75-78.
- [18] Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014;112:1425-1431.
- [19] Braun AP, Grassi Soares C, Glüer Carracho H, Pereira da Costa N, Bauer Veeck E. Optical density and chemical composition of microfilled and microhybrid composite resins. *Journal of Applied Oral Science* 2008;16:132-136.
- [20] Cappelletti G, Ardizzone S, Meroni D, Soliveri G, Ceotto M, Biaggi C, et al. Wettability of bare and fluorinated silanes: A combined approach based on surface free energy evaluations and dipole moment calculations. *Journal of Colloid and Interface Science* 2013;389:284-291.
- [21] Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME. Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng* 2010;20:243-249.

- [22] Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 90:18-23.
- [23] Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 2008;139:347-349.
- [24] Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc* 2005;136:343-346.
- [25] Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 2008;139:761-763.
- [26] Chu XX, Wu ZX, Huang RJ, Zhou Y, Li LF. Mechanical and thermal expansion properties of glass fibers reinforced PEEK composites at cryogenic temperatures. *Cryogenics* 2010;50:84-88.
- [27] D'Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent* 2007;9:319-326.
- [28] da Costa TR, Serrano AM, Atman AP, Loguercio AD, Reis A. Durability of composite repair using different surface treatments. *J Dent* 2012;40:513-521.
- [29] Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials* 20:338-344.
- [30] dos Santos VH, Griza S, de Moraes RR, Faria-e-Silva AL. Bond strength of self-adhesive resin cements to composite submitted to different surface pretreatments. *Restor Dent Endod* 2014;39:12-16.
- [31] Dumitrascu N, Borcia C. Determining the contact angle between liquids and cylindrical surfaces. *Journal of Colloid and Interface Science* 2006;294:418-422.
- [32] Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int* 2012;43:457-467.
- [33] Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013;109:121-128.
- [34] Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 2011;14:11-21.

- [35] Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 2015;46:9-17.
- [36] Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 2013;16:11-21.
- [37] Eren D, Bektaş ÖÖ, Siso ŞH. Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. *Acta Odontologica Scandinavica* 2013;71:978-983.
- [38] Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93:551-558.
- [39] Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent* 1998;79:472-476.
- [40] Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009;37:848-856.
- [41] Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011;27:29-38.
- [42] Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Auml, Mmerle CHF. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dental Materials Journal* 2010;29:188-192.
- [43] Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2013;144:471-478.
- [44] Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 Suppl 1:e54-64.
- [45] Gimenez B, Pradies G, Martinez-Rus F, Ozcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:56-64.

- [46] Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design–computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica* 2011;69:144-150.
- [47] Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2014;146:673-682.
- [48] Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent* 2012;24:310-318.
- [49] Güth JF, e Silva JSA, Beuer F F, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 107:1-6.
- [50] Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig* 2015;
- [51] Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 2013;17:1201-1208.
- [52] Guth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig* 2017;21:1445-1455.
- [53] Ha SW, Hauert R, Ernst KH, Wintermantel E. Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology* 1997;96:293-299.
- [54] Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Operative Dentistry* 2010;35:412-419.
- [55] Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2011;4:237-244.

- [56] Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 2012;258:7213-7218.
- [57] Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-adhesive Resin Cements. *Dental Materials Journal* 2007;26:906-914.
- [58] Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent* 2007;28:422-424, 426-428, 430-421.
- [59] Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont* 1999;12:415-418.
- [60] Joda T, Bragger U. Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:1401-1406.
- [61] Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials* 28:1280-1283.
- [62] Keul C, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. *Clin Oral Investig* 2015;19:35-43.
- [63] Keul C, Liebermann A, Roos M, Uhrenbacher J, Stawarczyk B, Ing D. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: a function of water storage and thermal cycling. *J Am Dent Assoc* 2013;144:1261-1271.
- [64] Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent* 2014;16:383-392.
- [65] Keul C, Martin A, Wimmer T, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Tensile bond strength of PMMA- and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2013;46:122-127.
- [66] Keul C, Muller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent* 2014;42:1105-1114.

- [67] Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater* 2014;30:400-407.
- [68] Kramer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res* 2006;85:1097-1100.
- [69] Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 2016;55:68-74.
- [70] Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2001;4:171-184.
- [71] Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28:4845-4869.
- [72] Lehmann F, Spiegl K, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Adhesively luted, metal-free composite crowns after five years. *J Adhes Dent* 2009;11:493-498.
- [73] Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of Oral Rehabilitation* 2010;37:364-376.
- [74] Liebermann A, Keul C, Bahr N, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, et al. Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. *Dent Mater* 2013;29:935-944.
- [75] Lin C-L, Chang Y-H, Liu P-R. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *Journal of Dentistry* 2008;36:194-203.
- [76] Luhrs AK, Guhr S, Gunay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig* 2010;14:193-199.
- [77] Luhrs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater* 2014;30:281-291.
- [78] Luthardt RG, Loos R, Quaas S. Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent* 2005;8:283-294.

- [79] Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials* 26:e11-e16.
- [80] Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 2009;12:11-28.
- [81] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal* 2009;28:44-56.
- [82] Ourahmoune R, Salvia M, Mathia TG, Mesrati N. Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning* 2014;36:64-75.
- [83] Ozcan M. Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how? *J Adhes Dent* 2013;15:394.
- [84] Packham DE. Surface energy, surface topography and adhesion. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2003;23:437-448.
- [85] Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006;96:104-114.
- [86] Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325-327.
- [87] Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 2014;18:1687-1694.
- [88] Perry RD, Magnuson B. Provisional materials: key components of interim fixed restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33:59-60, 62.
- [89] Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont* 1995;8:187-194.
- [90] Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004;92:265-273.
- [91] Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35:903-908.
- [92] Queiroz JR, Souza RO, Nogueira Junior L, Jr., Ozcan M, Bottino MA. Influence of acid-etching and ceramic primers on the repair of a glass ceramic. *Gen Dent* 2012;60:e79-85.

- [93] Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 104:273-275.
- [94] Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51:629-642, vi.
- [95] Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-1234.
- [96] Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 2003;5:153-162.
- [97] Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Ozcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:882-889.
- [98] Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials* 26:e78-e93.
- [99] Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217-226.
- [100] Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials* 26:553-559.
- [101] Scougall-Vilchis RJ, eacute, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal* 2009;28:102-112.
- [102] Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 2013;17:1759-1764.
- [103] Seiss M, Nitz S, Kleinsasser N, Buters JTM, Behrendt H, Hickel R, et al. Identification of 2,3-epoxymethacrylic acid as an intermediate in the

- metabolism of dental materials in human liver microsomes. *Dental Materials* 23:9-16.
- [104] Shu S, Kobayashi H, Okubo M, Sabarudin A, Butsugan M, Umemura T. Chemical anchoring of lauryl methacrylate-based reversed phase monolith to 1/16" o.d. polyetheretherketone tubing. *Journal of Chromatography A* 2012;1242:59-66.
- [105] Stawarczyk B, Bahr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig* 2014;18:163-170.
- [106] Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Ozcan M, Hammerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent* 2012;107:94-101.
- [107] Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2013;101:1209-1216.
- [108] Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clinical Oral Investigations* 2012;16:1669-1677.
- [109] Stawarczyk B, Hartmann L, Hartmann R, Roos M, Ender A, Ozcan M, et al. Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of zirconia crowns bonded to dentin: an in vitro study. *Clin Oral Investig* 2012;16:201-213.
- [110] Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent* 2014;112:1278-1288.
- [111] Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: Impact of different adhesives. *Dental Materials Journal* 2013;32:441-448.
- [112] Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, et al. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dent Mater* 2014;30:334-342.

- [113] Stawarczyk B, Teuss S, Eichberger M, Roos M, Keul C. Retention Strength of PMMA/UDMA-Based Crowns Bonded to Dentin: Impact of Different Coupling Agents for Pretreatment. *Materials* 2015;8:7486-7497.
- [114] Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CHF, Özcan M. Adhesion of veneering resins to polymethylmethacrylate-based CAD/CAM polymers after various surface conditioning methods. *Acta Odontologica Scandinavica* 2013;71:1142-1148.
- [115] Suyama Y, de Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *J Dent* 2013;41:908-917.
- [116] Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010;38:553-559.
- [117] Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater* 2012;28:273-278.
- [118] Tetelman ED, Babbush CA. A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent* 2008;17:51-58.
- [119] Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20:283-289.
- [120] Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent* 2014;112:1489-1497.
- [121] Vail JR, Krick BA, Marchman KR, Sawyer WG. Polytetrafluoroethylene (PTFE) fiber reinforced polyetheretherketone (PEEK) composites. *Wear* 2011;270:737-741.
- [122] van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 2012;7:e43312.
- [123] Wang Q, Xue Q, Shen W, Zhang J. The friction and wear properties of nanometer ZrO₂-filled polyetheretherketone. *Journal of Applied Polymer Science* 1998;69:135-141.

- [124] Yekta-Fard M, Ponter AB. Factors affecting the wettability of polymer surfaces. *Journal of Adhesion Science and Technology* 1992;6:253-277.
- [125] Yim NH, Rueggeberg FA, Caughman WF, Gardner FM, Pashley DH. Effect of dentin desensitizers and cementing agents on retention of full crowns using standardized crown preparations. *J Prosthet Dent* 2000;83:459-465.
- [126] Yu H, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Roos M, Attin T, Buchalla W. Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human enamel. *J Dent* 2009;37:913-922.

6. Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all denjenigen bedanken, die mir die Erstellung meiner Habilitationsarbeit ermöglicht und erleichtert haben.

Die vorliegende Habilitationsarbeit wurde an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München erstellt. Großer Dank gilt in diesem Zusammenhang Herrn Professor Daniel Edelhoff, dem Direktor der Klinik und dem Vorsitzenden des Fachmentorats meiner Habilitation, für die Möglichkeit zur Durchführung der Studien. Besonderer Dank geht an Frau Professor Andrea Wichelhaus und Herrn Professor Wolfgang Locher, die gemeinsam mit Herrn Professor Daniel Edelhoff das Fachmentorat für meine Habilitation übernommen haben.

Ein herzlicher Dank gilt Herrn PD Dr. Jan-Frederik Güth und Frau PD Dr. Bogna Stawarczyk für die gemeinsame Ideenentwicklung und die hervorragende Zusammenarbeit bei den Studien. Nicht nur durch kritisches Hinterfragen, sondern auch durch vielfältige anregende Diskussionen, haben die Erkenntnisse dieser Habilitationsschrift einen deutlichen Wertgewinn erhalten.

Ebenso möchte ich mich bei meiner Mutter für die Unterstützung bedanken, ohne die das vorherige Studium der Zahnmedizin, mein weiterführender Masterstudiengang und die Erstellung dieser Habilitationsschrift niemals umsetzbar gewesen wären. Weiterhin möchte ich mich bei meinem Vater für die Förderung meiner beruflichen Entwicklung bedanken, der jedoch leider nicht den ganzen Weg mit mir mitgehen konnte.

Nicht zuletzt gilt mein ganz besonderer Dank Herrn Edgar Kübler, der mir seit meiner Schulzeit und meinem anschließenden beruflichen Werdegang, liebevoll und geduldig beiseite stand. Auf seine uneingeschränkte private und berufliche Unterstützung konnte ich mich in guten aber auch besonders in schweren Zeiten immer verlassen.