

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Siad Abdin-Bey
aus München
2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. P. Pospiech

Mitberichterstatter: Prof. Dr. A. Mehl

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Frank Nothdurft

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 29.07.2003

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Passgenauigkeit von Zahnersatz	3
2.2	Passgenauigkeitsuntersuchungen	4
2.3	Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit	6
2.4	Vollkeramische Systeme	8
2.4.1	Warum Vollkeramik?	8
2.4.2	Entwicklung der Vollkeramik	9
2.4.3	Systeme zur Herstellung vollkeramischer Brücken	11
2.4.3.1	IPS Empress2 [®] von Ivoclar	12
2.4.3.2	Optec [®] OPC 3G von Jeneric Pentron	13
2.4.3.3	In-Ceram [®] von Vita	13
2.4.4	Subtraktive Schleif- und CAD/CAM-Verfahren	15
2.4.4.1	Das Celay [®] -System	16
2.4.4.2	Cerec3 [®] von Sirona	17
2.4.4.3	Precident [®] von DCS	17
2.4.4.4	Digident [®] von Girrbach	18
2.4.4.5	Etkon Fräszentrum	18
2.4.4.6	Lava [™] von Espe	19
2.4.4.7	Cercon [®] smart ceramics von Degussa	20
2.4.4.8	Everest [®] von KaVo	21
2.4.4.9	Procera [®] AllCeram von Nobel Biocare	21
2.4.4.10	Cad.esthetics [®] von Ivoclar Vivadent und Decim	22

2.4.4.11	Futuredent [®] von BEGO	23
2.4.4.12	GN-1 [®] von GC Dental	23
3	Eigene Untersuchungen	25
3.1	Material und Methode	26
3.1.1	Herstellung dimensionsgleicher Patientenmodelle	26
3.1.2	Abformung und Arbeitsmodellherstellung	28
3.1.3	Herstellung der Brücken	29
3.1.3.1	Lava [™]	29
3.1.3.2	Empress2 [®]	31
3.1.3.3	In-Ceram [®] / Celay [®]	34
3.1.4	Auswertung	36
3.2	Statistik	42
3.3	Ergebnisse	42
3.3.1	Horizontalschnitt	42
3.3.2	Stumpfwände im Sagittalschliff	44
3.3.3	Präparationsstufe	46
4	Diskussion	50
4.1	Material und Methode	50
4.2	Ergebnisse	53
4.2.1	Randschluss	53
4.2.2	Innere Passgenauigkeit	55
4.3	Vor- und Nachteile der Systeme	58
5	Zusammenfassung	61

6 Anhang	73
6.1 Lebenslauf	73
6.2 Danksagung	75

1 Einleitung

Das Bestreben nach höchst ästhetischem Zahnersatz brachte schon vor mehr als 100 Jahren vollkeramische Systeme in Form von Porzellanmantelkronen [70] auf den Markt. Heute sind sehr unterschiedliche Technologien zur Herstellung vollkeramischer Kronen und Brücken in Entwicklung. Gemeinsam ist den aktuellen Systemen der Aufbau aus zwei Komponenten, einer hochfesten Gerüstkeramik und den zugehörigen Verblendkeramikmassen.

Unterschiedliche Wege gehen die Hersteller bei der Fertigung der Gerüste. Neben der Sintertechnologie wurden unterschiedliche Guss-, Press- und Fräsverfahren eingeführt [24]. In den letzten Jahren ist ein Trend zur maschinellen Fräsung der Keramikgerüste aus industriell gefertigten Rohlingen, mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen, zu verzeichnen.

Während die Stabilität vollkeramischer Brückensysteme viel diskutiert wird, wurde die Passgenauigkeit und der Randschluss der keramischen Gerüste bisher nur wenig und hauptsächlich anhand von Einzelkronen untersucht [1, 3, 4, 11, 37, 39, 67, 82]. Stärker als bei Einzelkronen wirkt sich jedoch die Dimensionsstabilität bei der Herstellung von Brücken auf die Passgenauigkeit aus, daher ist es Ziel dieser Arbeit, anhand von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken zum Ersatz eines ersten Molaren, den Randschluss und die Passgenauigkeit dreier unterschiedlicher vollkeramischer Systeme zu untersuchen.

Als Vertreter der Presskeramik wird das bereits am Markt etablierte System Empress2[®] der Firma Ivoclar betrachtet. Das manuelle Kopierfrässystem Celay[®] des Herstellers Microna schlägt die Brücke zur modernen Frästechnik mit Hilfe von CAD/CAM, die in dieser Untersuchung durch das Lava[™]-Vollkeramiksystem von 3M Espe vertreten wird.

2 Literaturübersicht

2.1 Passgenauigkeit von Zahnersatz

Nicht nur von der Stabilität und der Ästhetik der festsitzenden Restaurationen, sondern auch vom „gestaltungs- und materialbedingten Einfluss auf die biologischen Gewebe im stomatognathen System“ [34] hängt der langfristige Erfolg einer prothetischen Restauration ab. Der stärkste Einfluss auf das sensible Parodontium geht vom Übergang des Zahnes zur Restauration aus, der eine ungünstige Plaqueretentionsnische darstellt [18, 76, 81] und somit der Entstehung von Karies, und bei subgingivaler Kronenrandlage zusätzlich der Entstehung von Parodontopathien, Vorschub leistet. Dieser Kronenrandbereich ist der Schwachpunkt einer jeden Restauration und sollte daher so klein wie möglich sein. Ein idealer Randschluss ist gegeben, wenn der Kronenrand der Präparationsgrenze überall spaltfrei anliegt und keinerlei Über- oder Unterkonturierungen sichtbar oder tastbar sind [18, 21, 23, 25, 71]. Daran, dass ein solch fugenloser Übergang jedoch schon technisch- und materialbedingt nicht zu erreichen ist, besteht kein Zweifel [17, 53]. Als Grenzwert für einen akzeptablen Randspalt bei gegossenen Metallkronen und -brücken werden von einzelnen Autoren Werte um die $20\ \mu m$ angegeben [71], die meisten Autoren sehen jedoch einen Randspalt von $50\ \mu m$ [21, 48, 58] bzw. $50 - 100\ \mu m$ [83] als noch vertretbar an. Randungenauigkeiten dieser Größe lassen sich gerade noch mit dem Auge wahrnehmen oder mit der Sondenspitze ertasten. Wie zahlreiche Untersuchungen belegen, lässt sich ein solcher Randspalt mit herkömmlichen Vollgusskronen aus Gold leicht erreichen [98, 75, 33, 96], daher sollten sich auch moderne Vollkeramiksysteme an diesem Wert messen lassen.

2.2 Passgenauigkeitsuntersuchungen

Die klinische Beurteilung des Randspaltes mit Auge und Sonde stellt sich, vor allem in schwer zugänglichen und nicht einsehbaren Bereichen des Kronenrandes, als sehr subjektiv und fehleranfällig dar [35, 45], und zum Teil werden dabei Randspalten von $230\ \mu\text{m}$ vom Untersucher noch für akzeptabel gehalten [16]. Besonders die Taktilität des Untersuchers und die verwendeten Sonden sind für unterschiedliche Beurteilungen des Randschlusses in vivo verantwortlich [12].

Dagegen können bei In-vitro-Untersuchungen mit Hilfe des Licht- oder Elektronenmikroskopes exakte, objektive Messwerte angegeben werden. Zunächst stellt sich jedoch die Frage nach der Definition des Randspaltes. In der Literatur finden sich dabei verschiedene Definitionen des Begriffes. So werden beispielsweise vorhandene Über- oder Unterkonturierungen entweder mitbetrachtet oder nur der Abstand der Restauration im 90° -Winkel zum Zahnstumpf gemessen.

HOLMES klassifiziert die unterschiedlichen möglichen Formen des Randschlusses und kommt zu der Folgerung, dass sehr unterschiedliche Auffassungen zum Begriff *Randspalt* existieren. Er hält eine Beurteilung des Randschlusses anhand der „absolute marginal discrepancy“, also der Entfernung des Kronenrandes zum Präparationsrand inklusive vorhandener Über- oder Unterkonturierungen, für optimal, da auch ein Kronenrand mit einer Zementspaltbreite von 0 bei Überkonturierung eine Plaqueretentionsnische darstellt und somit klinisch nicht akzeptabel ist [38]. Zumindest sollte seiner Auffassung nach eine exakte Nomenklatur eingehalten werden, die den gemessenen Randspalt eindeutig einordnet, um eine Vergleichbarkeit einzelner Studien untereinander zu ermöglichen.

Bei den In-vitro-Untersuchungen des Randschlusses und der Passgenauigkeit werden unterschiedlichste Versuchsaufbauten angewandt, so dass kein einheitlicher, vergleichbarer Standard existiert. Die Unterschiede beziehen sich dabei auf die verwendeten Zahnstümpfe, die teilweise aus Metall, Kunststoff, Gips oder natür-

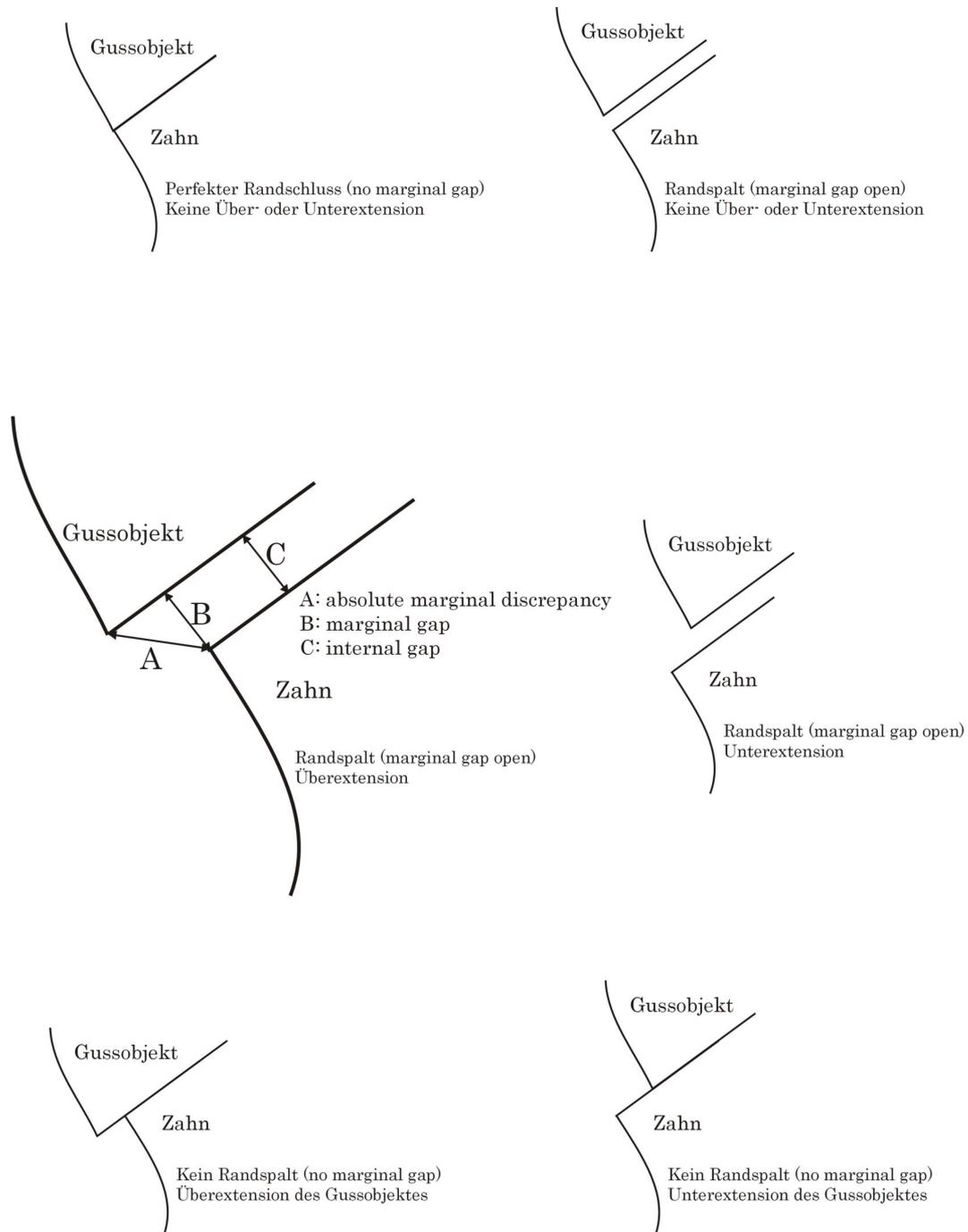


Abbildung 1: Definition des Randspaltes nach HOLMES [38]

lichen, extrahierten Zähnen bestehen. Auch die Präparationsformen, Abformmethoden und die Modellherstellung folgen keinem einheitlichen Schema [2].

Die Wahl der Messorte und Messmethoden differiert so stark, dass eine Vergleichbarkeit der Studien untereinander kaum gegeben ist. Zahlreiche Untersuchungen beschränken sich auf die Messung des eigentlichen Randschlusses, also dem sichtbaren Spalt am äußersten Übergang der künstlichen Krone zum Zahnstumpf [28, 36, 46, 54, 67, 89]. Im Gegensatz dazu kann durch die Anfertigung von Schliffpräparaten der Zementspalt in seinem gesamten Verlauf, und damit auch die innere Passgenauigkeit der Restauration, untersucht und vermessen werden. Der Begriff Passgenauigkeit bezeichnet den mittleren Abstand, also die mittlere Zementschichtstärke zwischen Gussobjekt und Stumpf, und ist nicht mit dem Begriff Randschluss zu verwechseln [71].

2.3 Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit

Mit Hilfe von Befestigungszementen wird der festsitzende Zahnersatz dauerhaft auf den präparierten Zahnstümpfen befestigt. Der Zement verkeilt die Restauration dabei an der Stumpfoberfläche und bildet gleichzeitig eine thermische Isolationschicht zum Schutz der Pulpa, wie sie vor allem bei metallenen Vollgusskronen notwendig ist.

Die Zementschicht beansprucht allerdings durch ihre Mindestfilmstärke von etwa $20\ \mu\text{m}$ [66] einen gewissen Raum, wodurch der Randspalt einer passgenauen Krone zwangsläufig ansteigt [62, 91].

Um die Filmstärke des Zementes nicht unnötig zu vergrößern, wurden verschiedene Überlegungen angestellt, wie der Zementabfluss am besten zu gewährleisten sei. Die Abflusseigenschaften des Zementes bei der Eingliederung des Zahnersatzes sind von unterschiedlichen Faktoren abhängig. Ein kleiner Konuswinkel [17] und eine Stufenpräparation [33] wirken sich negativ auf die Abflusseigenschaften

des Zementes aus, deswegen fordern einige Autoren einen Konvergenzwinkel von $15 - 20^\circ$ [17, 21]. An einer derartig konischen Präparation ist jedoch keine ausreichende Friktion zu erwarten, was eine frühzeitige Lockerung der Restauration auf dem Stumpf zur Folge hätte.

Auch der Zementierungsablauf hat Auswirkungen auf die Zementschichtstärke. Um eine möglichst dünne Zementschicht zu erreichen, sollte die Krone nicht vollständig mit Zement aufgefüllt werden, sondern nur gleichmäßig dünn ausgestrichen sein. Zum Ausfließen braucht der Zement Zeit und Druck. Eine schlagartige, hohe Druckeinwirkung beim Eingliedern verhindert jedoch einen optimalen Zementabfluss. Ideal ist ein zunächst langsam ansteigender, konstanter Druck [17, 22, 25]. Natürlich muss der Zement eine ausreichend fließfähige Konsistenz aufweisen, welche durch moderne Kapselmischzemente gewährleistet ist, vorausgesetzt, dass sie ohne großen Zeitverzug nach ihrer Anmischung verwendet werden.

Ausschlaggebend für den Erfolg einer prothetischen Restauration ist nicht zuletzt die *dauerhafte* Abdichtung des Randspaltes durch den Zement. Mechanische und chemische Einwirkungen auf den Bereich des Randspaltes führen zu einer Desintegration des Befestigungszementes. Dabei werden zunächst die löslichen Bestandteile und später auch die dazwischenliegenden, unlöslichen Bestandteile herausgelöst und der unvermeidbare Spalt zwischen Zahn und Restauration, der durch den Zement abgedichtet werden soll, wird wieder zur Retentionsnische für Mikroorganismen, die sich dort ansiedeln und Karies und Parodontopathien Vorschub leisten können. Um diesen Vorgang zu verhindern, muss einerseits die Spaltbreite, also die Angriffsfläche für chemische und mechanische Einflüsse, so klein wie möglich gehalten werden [47, 71], andererseits sollte die Zementlöslichkeit möglichst gering sein.

Glasionomerezemente weisen eine wesentlich geringere Löslichkeit auf als die seit über 100 Jahren eingesetzten Zinkoxidphosphatzemente [79]. Außerdem wirken

sie durch eine Freisetzung von Fluoridionen wachstumshemmend auf Mikroorganismen [31]. Befestigungskomposite ermöglichen die adhäsive Befestigung von Kronen und Brücken und bieten gegenüber Zinkoxidphosphatzementen ebenfalls eine deutlich geringere Löslichkeit [26, 79], sind jedoch auf die Möglichkeit einer absoluten Trockenlegung und möglichst schmelzbegrenzte Ränder angewiesen, um mit Hilfe der Schmelz-Ätz-Technik nach BUONOCORE [9] einen festen Verbund zum Zahn zu erreichen. Der Verbund zum Dentin kann durch Dentinadhäsive erreicht werden, liefert jedoch nur einen Bruchteil der Haftkraft im Vergleich zum Schmelz. Eine vermehrte Plaqueanlagerung an Kompositoberflächen ist ein weiterer Nachteil der Befestigungskomposite [19].

2.4 Vollkeramische Systeme

2.4.1 Warum Vollkeramik?

Keramische Werkstoffe haben schon seit Jahrzehnten einen hohen Stellenwert in der dentalen Werkstoffkunde, vor allem wenn es darum geht, ästhetisch anspruchsvolle Restaurationen anzufertigen. Mit keinem anderen Werkstoff lassen sich die optischen Eigenschaften der natürlichen Zahnhartsubstanzen auch nur annähernd so gut nachahmen. Im Gegensatz zu metallkeramischen Versorgungen weisen vollkeramische Systeme eine hohe, zum Teil dem natürlichen Zahn ähnliche Transluzenz auf, die für ästhetische Restaurationen, vor allem im Frontzahnbereich, von großer Bedeutung ist. Gingivaverfärbungen oder freiliegende Metallränder nach Gingivarezessionen können durch den Einsatz vollkeramischer Systeme vermieden werden und die Präparationsgrenze muss nicht mehr aus rein ästhetischen Gründen nach subgingival verlegt werden, was aus parodontalhygienischer Sicht einen enormen Vorteil darstellt. Ein supragingival gelegener Kronenrand wird mittlerweile von den meisten Autoren bevorzugt [32, 49, 74, 85, 92], da die von BLACK 1908 aus kariesprophylaktischen Gründen (extension for prevention)

geforderte Verlegung des Kronenrandes nach subgingival nach neueren Erkenntnissen nicht mehr haltbar ist.

Aber nicht nur die optischen Eigenschaften, sondern vielmehr auch die Biokompatibilität keramischer Werkstoffe ist in der heutigen Zeit ein vielbeachteter Parameter. Während die Sorge um die Biokompatibilität der Dentallegierungen zunimmt [97], wächst das Interesse an metallfreiem, vollkeramischem Zahnersatz, der sich durch seine hervorragende Biokompatibilität auszeichnet [10, 43].

Keramiken sind durch die Verhältnisse in der Mundhöhle nicht löslich, und auch die Plaqueadhäsion an den Keramikoberflächen ist bedeutend geringer als an Metalloberflächen und sogar niedriger als am natürlichen Zahnschmelz. Dies ist einerseits auf die sehr glatte Oberfläche [8] zurückzuführen, andererseits auf eine geringe Oberflächenspannung, die die Anhaftung eines Biofilms verhindert, welcher wiederum für die Adhäsion der Bakterien nötig ist.

Die Sprödigkeit keramischer Werkstoffe und eine damit verbundene schlechte Dauerbelastbarkeit stellten lange Zeit das größte Problem des metallfreien Zahnersatzes dar und sind demzufolge Gegenstand zahlreicher Untersuchungen [78]. Mittlerweile erzielen moderne Keramiksysteme eine ausreichende Stabilität, dass mit ihnen auch Seitenzahnbrücken ohne Metallgerüst angefertigt werden können.

2.4.2 Entwicklung der Vollkeramik

Bereits im 18. Jahrhundert wurden erste Versuche unternommen, künstliche Zähne aus Porzellan anzufertigen. 1903 stellte Charles Henry Land mit der Jacket-Krone die erste ästhetisch akzeptable vollkeramische Krone her [52]. Dabei wurde jedoch festgestellt, dass die Bruchfestigkeit der damals benutzten Feldspatkeramik nur ungenügend war. Der Einsatz von Keramiken im Bereich des Brückenzahnersatzes wurde zwar schon 1934 als erstrebenswertes Ziel angesehen, die damaligen Materialien waren jedoch für diesen Einsatz nicht geeignet [7]. Auch die Einzelkronen wiesen eine sehr hohe Frakturrate auf. Daher verlegte sich die

Forschung verstärkt auf die Entwicklung von Keramiken, welche durch einen angepassten Wärmeausdehnungskoeffizienten zur Verblendung von metallischen Grundgerüsten genutzt werden konnten, um die Stabilität des Metallgerüsts mit der Ästhetik der Keramik verbinden zu können.

Die ersten festsitzenden, zahnfarbenen keramisch verblendeten Brücken konnten 1962 durch die Entwicklung des Metallkeramiksystems VMK[®] der Vita-Zahnfabrik und der Degussa verwirklicht werden. Diese waren in Hinsicht auf ihre Passgenauigkeit mit Vollgusskronen vergleichbar und bei akzeptabler Ästhetik in ihrer Stabilität unübertroffen, sodass sie im Bereich großspanniger Seitenzahnbrücken bis heute das Material der Wahl darstellen. In Bezug auf Ästhetik und Biokompatibilität weist die Metallkeramik gegenüber vollkeramischen Werkstoffen jedoch deutliche Nachteile auf. Oxidationsprodukte führen zu einer verminderten Gewebsverträglichkeit [5] und die ästhetische Wirkung ist durch die fehlende Transluzenz deutlich herabgesetzt.

Das Verlangen nach ästhetisch perfekten, vom natürlichen Zahn nicht mehr zu unterscheidenden, prothetischen Versorgungsführte dazu, dass neue vollkeramische Systeme entwickelt wurden, mit denen die Transluzenz der natürlichen Zähne nachgeahmt und dabei eine ausreichende Stabilität gewährleistet werden sollte.

Durch die Empfehlung von McLean und Hughes im Jahre 1965, Aluminiumoxidkristalle zur Keramikverstärkung einzusetzen [61], konnten die ersten entscheidenden Materialverbesserungen hinsichtlich der Stabilität vollkeramischer Kronen erreicht werden [24].

Intensive Forschungs- und Entwicklungsarbeit brachte in den 80er und 90er Jahren zahlreiche Materialien hervor, die den Zahnersatz mit vollkeramischen Brücken ermöglichen sollten.

Mit Empress2[®] bietet der Hersteller Ivoclar eine pressbare Glaskeramik, die eine ausreichende Stabilität für den Einsatz in kleinen Frontzahn- und Prämolarenbrücken aufweist.

Einen Durchbruch in der erreichbaren Bruchstabilität versprach die Einführung von Oxidkeramiken zur Herstellung hochfester Brückengerüste. Das glasinfiltrierte Aluminiumoxid In-Ceram[®] Alumina[®] der Firma Vita war jahrelang das stabilste Gerüstmaterial zur Herstellung vollkeramischer Kronen und Brücken.

Die hohe Bruchfestigkeit der In-Ceram[®]-Keramik versuchten unterschiedliche Firmen zu nutzen und entwickelten Geräte, mit welchen Kronen- und Brückengerüste aus industriell gefertigten In-Ceram-Blöcken gefräst werden können. Die Firma Microna arbeitete mit ihrem Celay[®]-Gerät im Bereich der manuellen Kopierfräsung, während die neueren Systeme, das Precident[®]-System von DCS und Cerec3[®], die In-Ceram[®] Alumina[®]-Rohlinge computerunterstützt mit CAD/CAM-Prozessen bearbeiten.

Die Verwendung von Zirkonoxid verspricht noch höhere Festigkeitswerte und kann möglicherweise den Bereich großspanniger Brücken für die Vollkeramik erschließen. Verschiedene Firmen bieten bereits Systeme zur Herstellung von mehrgliedrigen Brückengerüsten aus Zirkonoxid an.

2.4.3 Systeme zur Herstellung vollkeramischer Brücken

Die aktuell auf dem Markt befindlichen vollkeramischen Kronen- und Brückensysteme bestehen jeweils aus einem hochfesten Gerüstwerkstoff zur Stabilisierung des Systems und aus darauf abgestimmten Verblendkeramikmassen für die ästhetische Gestaltung. Bei der Gerüsterstellung kommen verschiedene Techniken zur Anwendung. Auf der einen Seite stehen additive Methoden, zu denen sowohl die Sintertechnik als auch die Guss- und Pressverfahren gehören, bei denen die Gerüstform aus Wachs modelliert und mit Hilfe des „lost-wax“-Verfahrens in Keramik überführt werden.

Auf der anderen Seite steht die subtraktive Methode, bei der die Gerüstform aus einem industriell gefertigten Rohling herausgefräst wird. Der Rohling kann dabei durchgesintert sein und seine endgültige Härte und Dimension bereits vor dem Fräsvorgang aufweisen, was, vor allem bei der derzeit genutzten Zirkonia TZP-Keramik, eine hohe Belastung der Fräseinheit, der Schleifkörper sowie der bearbeiteten Keramik [55, 57] bedeutet. Einige Hersteller nutzen eine vorgesinterte Form der Zirkondioxid-Rohlinge, die während des Fräsvorgangs, aufgrund ihrer geringeren Härte gegenüber der durchgesinterten Form, eine leichte und materialschonende Bearbeitung zulassen. Die Fräsinstrumente können dadurch einen geringeren Durchmesser aufweisen, sodass der kleinste fräsbare Radius bei diesen Systemen geringer ist als bei der Bearbeitung des durchgesinterten Zirkonoxides. Durch die nachfolgende Sinterschrumpfung verringert sich dieser Radius um weitere 20-30%.

2.4.3.1 IPS Empress2[®] von Ivoclar

Das Empress2[®]-System besteht aus zwei unterschiedlichen Glaskeramiken. Das Gerüst wird aus einer Lithiumdisilikat-Glaskeramik im Pressverfahren gefertigt und stellt die hochfeste Komponente des Materialsystems dar. Die Verwendung von Lithium-Disilikat-Kristallen anstatt der bisher verwendeten Leuzitkristalle brachte gegenüber herkömmlichen Presskeramiken, wie zum Beispiel der ersten Generation des Empress[®]-Systems, eine entscheidende Verbesserung der Biegefestigkeit auf über 300 MPa [44]. Dadurch ist erstmals die Herstellung von Brückengerüsten mit ausreichender Stabilität aus einer Glaskeramik möglich.

Das Brückengerüst wird in Wachs modelliert, in speziellen Einbettformen eingebettet und, wie aus der Metallgusstechnik bekannt, im Vorwärmofen ausgebrannt [41]. Im IPS Empress[®] Pressofen wird der Empress2[®]-Rohling bei einer Temperatur von 920 °C, bei der die Glaskeramik viskös fließt, in die Hohlform gepresst. Nach dem Ausbetten mittels eines Sandstrahlgerätes und Abtrennen des

Gerüsten wird dieses in einer speziellen Flüssigkeit an der Oberfläche gereinigt und noch einmal mit dem Sandstrahlgerät abgestrahlt. Die Verblendung erfolgt mit speziell für das Empress-System entwickelten Sinter-Glaskeramiken, deren kristalline Phase aus Apatit-Kristallen besteht.

2.4.3.2 Optec[®] OPC 3G von Jeneric Pentron

Die Optec[®] OPC 3G Presskeramik ist neben Empress2[®] die einzige Presskeramik mit einer, für die Herstellung engspanniger Brücken, ausreichend hohen Biegefestigkeit. Die Biegefestigkeit wird wie beim Empress2[®]-System ebenfalls durch die Entstehung von Lithium-Disilikat-Kristallen erreicht. Damit entspricht das System weitgehend dem bereits vorgestellten Empress2[®]-System [44].

2.4.3.3 In-Ceram[®] von Vita

Das In-Ceram[®]-System kehrte erstmals die bis dahin übliche Form der Verfestigung der Keramik, nämlich das Einbringen hochfester Kristalle in eine Glasmatrix, um. Das Grundgerüst des Vita In-Ceram[®]-Systems besteht beim In-Ceram[®]-Alumina[®] aus reinem, gesinterten Aluminiumoxid Al_2O_3 , bzw. beim InCeram[®]-Zirconia[®] aus 70% Aluminiumoxid und 30% Zirkonoxid, welches nachträglich mit einem Lanthanglas infiltriert wird. Dadurch konnte gegenüber den bis dahin bekannten Keramiken eine enorme Festigkeitssteigerung erreicht werden, die erstmals eine Anfertigung vollkeramischer Brücken ermöglichte [30, 77].

Schlickermethode:

Die Brückengerüste aus diesem Material werden direkt auf feuerfesten Stümpfen aus Spezialgips geschlickert. Der Schlicker besteht aus feinem Al_2O_3 -Pulver mit einer Korngröße zwischen 2 und $5\ \mu\text{m}$, welches mit einer speziellen Flüssigkeit zu einer Suspension angemischt wird. Der Gips entzieht dem Schlicker den

Großteil der Flüssigkeit, wodurch das Al_2O_3 -Pulver stark verdichtet dem Gipsmodell anliegt. Mit dem Skalpell kann die Masse noch in Form gebracht werden, bevor sie durch einen zweistündigen Sintervorgang bei 1120°C zu einem kreideartigen Aluminiumoxid-Gerüst verbacken wird, welches leicht von Hand nachbearbeitet und auf dem ursprünglichen Gipsmodell aufgepasst werden kann. Anschließend erfolgt die Glasinfiltration, die dem Gerüst seine endgültige Härte und die gewünschte Dentinfarbe verleiht [93]. Dabei wird das Aluminiumoxid in einem mehrstündigen Brennprozess mit einer Lanthanglassschmelze infiltriert, welche durch Kapillarkräfte in die feinen Poren zwischen den Aluminiumoxidpartikeln hineingezogen wird. Überschüssiges Glas wird mit Diamantschleifkörpern oder einem Sandstrahlgerät vollständig entfernt und das Gerüst, welches nun seine endgültige Härte aufweist, mit der Verblendkeramik Vitadur[®] Alpha verblendet [13, 94, 68].

Eine Sonderform der Gerüsterstellung mit In-Ceram[®] Al_2O_3 -Schlicker bietet die Firma Wol-Dent mit ihrem Wol-Ceram[®]-System an. Der In-Ceram[®] Alumina[®]-Schlicker wird dabei vollautomatisch auf einen herkömmlichen Gipsstumpf aufgetragen, getrocknet und auf eine gleichmäßige Schichtstärke gefräst. Anschließend kann das Käppchen vom Gipsstumpf abgenommen und gesintert werden. Die darauf folgende Glasinfiltration und Verblendung erfolgt wie gewohnt [99, 14].

Industrielle Fertigung von In-Ceram[®]-Rohlingen:

Das reine Al_2O_3 , sowie das mit Zirkonoxid versetzte Aluminiumoxid, kann auch in Blöcken industriell gefertigt werden, um es anschließend durch maschinelle Fräsung bearbeiten zu können. Die industrielle Fertigung der In-Ceram[®]-Alumina[®] bzw. -Zirkonia[®]-Rohlinge soll eine gleichbleibend hohe Qualität des Materials bewirken, wodurch eine erhöhte Bruchstabilität der Restaurationen erreicht werden kann [40]. Die Rohlinge können mit den verschiedenen am Markt befindlichen Fräsgeräten subtraktiv bearbeitet werden, um die gewünschte Form zu erhalten.

Das so hergestellte Gerüst kann auf herkömmliche Weise auf den Gipsstumpf aufgepasst und kleinere Störkontakte können mit Diamantschleifkörpern oder Hartmetallfräsen entfernt werden. Die weitere Bearbeitung erfolgt analog dem geschlickerten Gerüst.

2.4.4 Subtraktive Schleif- und CAD/CAM-Verfahren

In den letzten Jahren wurden zahlreiche CAD/CAM-Systeme zur Materialbearbeitung in der Zahntechnik entwickelt. Die Herstellung von Zahnrestorationen mittels CAD/CAM teilt sich in drei Arbeitsschritte auf. Zunächst wird die Kavität mechanisch, bzw. immer häufiger optisch, mit Laser oder Lichtprojektion, zum Teil sogar im Mund des Patienten, abgetastet und an ein Computersystem übertragen. Dort erfolgt mit einer speziellen CAD (Computer Aided Design)-Software die Gestaltung der zu erstellenden Restauration.

Bei reinen CAM-Systemen erfolgt die Modellation in Wachs durch den Zahn-techniker. Durch diese bewährte Technik besteht für den Zahn-techniker keine Notwendigkeit zur Umgewöhnung. Die Gerüstgestaltung und vor allem auch die Beziehungen zur Gegenbezahnung können dabei wie gewohnt erfolgen. Die fertig gestaltete Wachsmodellation wird schließlich eingescannt und die Daten für die Fräsmaschine werden vom Computer generiert.

Zuletzt werden die Daten an eine Fräsmaschine übertragen, welche die Restauration aus industriell gefertigten Rohlingen ausfräst (CAM: Computer Aided Manufacturing). Entscheidend ist dabei die Fräsgenauigkeit, die zum einen von der Präzision der Fräsmaschine, zum anderen auch stark von der Dimension der verwendeten Fräskörper abhängt. Zur Bearbeitung sehr harter Materialien, wie zum Beispiel durchgesintertem Zirkonoxid, müssen die Schleifkörper eine hohe Stabilität und damit auch einen ausreichenden Durchmesser aufweisen. Der starke Verschleiß der Schleifkörper macht eine häufige Nachjustierung und einen häufigen Instrumentenwechsel nötig, um die ohnehin schon sehr langen Fräszeiten

nicht durch abgenutzte Schleifkörper weiter zu verlängern sowie die erforderliche Präzision einhalten zu können [55, 57]. Einige Hersteller versuchen daher, teilgesinterte Materialien zu bearbeiten, welche eine weniger zeitaufwändige und materialschonendere Bearbeitung zulassen, da sie erst durch einen nachfolgenden Sintervorgang ihre endgültige Härte erreichen.

Die bereits seit längerer Zeit auf dem Markt befindlichen Systeme nutzen hauptsächlich die In-Ceram[®]-Rohlinge, die sich durch ihre kreideartige Konsistenz leicht schleifen lassen und während der anschließenden Glasinfiltration eine hohe Härte erreichen.

2.4.4.1 Das Celay[®]-System

Das Celay[®]-System des Herstellers Microna nutzt die In-Ceram[®]-Rohlinge zur Herstellung von Kronen- und kleineren Brückengerüsten. Dabei verwendet es die Technik der manuellen Kopierfräsung. Hierzu wird das Brückengerüst in seiner endgültigen Dimensionierung aus einem speziellen Modellierkomposit auf einem isolierten Gipsmodell modelliert, mit Licht ausgehärtet und auf der Abtastseite des Fräsgerätes an einer Halterung anpolymerisiert. Das Brückenmodell wird nun mit unterschiedlich geformten Abtastkörpern von Hand dreidimensional erfasst, während auf der Fräseite des Celay[®]-Gerätes gleichzeitig die entsprechend geformten diamantierten Fräskörper die Form des Modells aus dem industriell gefertigten In-Ceram[®]Al₂O₃-Rohling herausfräsen.

Zum Celay[®]-Kopierfrässystem liegen bereits langjährige Erfahrungen und Studien vor [72, 80].

2.4.4.2 Cerec3[®] von Sirona

Die Entwicklung des Cerec[®]-Systems begann 1980 an der Universität Zürich. Meist findet es Verwendung zur Herstellung vollkeramischer Inlays, Onlays und Veneers.

Die Herstellung kleiner Inlay-Restaurationen aus Glaskeramik erfolgt chairside, meist in einer Sitzung ohne Abdrucknahme und Provisorienherstellung. Nach optischer Vermessung der Kavität wird die Einzelzahn-Restauration am Computer generiert, anschließend aus einem stranggepressten Leucitkeramikrohling gefräst und kann dem Patienten unmittelbar danach eingesetzt werden.

Mit der aktuellen dritten Generation dieses Systems können jedoch bereits Kronen gefräst werden. Desweiteren ist die Herstellung kleiner dreigliedriger Brückenverbände möglich [50]. Dazu nutzt es, wie das Celay[®]-System, In-Ceram[®] Alumina[®]-Brückenrohlinge, weshalb es hier zumindest kurz erwähnt werden soll. Die Kronen- und Brückengerüste werden mit dem Fräsgerät Cerec[®]inLab hergestellt. Dabei wird eine konventionelle Abformung der Präparation benötigt, mit der ein Gipsmodell aus einem Spezialgips für die Laserabtastung erstellt wird. Dieses Modell wird mit einem Laserscanner abgetastet, die Kronen- oder Brückengerüste am Computer konstruiert und aus VITA In-Ceram[®]-Alumina[®] oder -Zirconia[®]-Blöcken gefräst [51]. Anschließend werden die Gerüste glasinfiltriert und vom Zahntechniker individuell mit Glaskeramikmassen verblendet. Durch die langen Brennzeiten kann eine Eingliederung der In-Ceram[®] Kronen und Brücken selbstverständlich nicht in einer Sitzung mit der Abformung erfolgen.

2.4.4.3 Precident[®] von DCS

Das CAD/CAM-System Precident[®] der DCS Dental AG besteht aus dem Laserscanner PreciScan[®], der die Präparationsform von einem Gipsmodell abtastet, einer Software zur Gerüstplanung und der Fräsmaschine PreciMill[®], welche die

am Computer erstellte Form aus unterschiedlichen Materialien fräsen kann. Der Hersteller bietet die Bearbeitung von Rohlingen aus Titan, dem glasfaserverstärkten Polyamid DC-Tell[®], In-Ceram[®] Alumina und Zirkonoxid an.

Letzteres liegt in durchgesinterter Form vor und weist daher bereits seine endgültige Härte auf. Dies stellt extreme Anforderungen an die Fräsinstrumente und erfordert einen hohen Zeitaufwand für die Herstellung der Kronen- und Brückengerüste. Eine dreigliedrige Brücke benötigt eine Fräszeit bis zu acht Stunden. Das Zirkonoxidgerüst ist nicht einfärbbar und kann daher am Kronenrand unter der Verblendung weiß durchleuchten.

Die Verblendung der Gerüste erfolgt je nach verwendetem Gerüstmaterial mit den entsprechenden Verblendmassen [15].

2.4.4.4 Digident[®] von Girrbach

Das Digident[®]-System besteht aus dem Scanner Digiscan, der mit Hilfe von Streifenmusterprojektionen das gesamte Gipsmodell sowie das Gegenkiefermodell vermisst. Mit der CAD-Software können die Brückengerüste bei Bedarf auch mit Kauflächengestaltung konstruiert werden, um anschließend an die Fräsmaschine gesandt zu werden. Hier können die Gerüste aus unterschiedlichen Metallen, Kunststoff oder Keramiken gefräst werden [73].

2.4.4.5 Etkon Fräszentrum

Die Firma etkon bietet in ihrem Fräszentrum die Bearbeitung von Edelmetalllegierungen, Titan, glasfaserverstärktem Polyamid, InCeram[®] und dichtgesinterter HIP-Zirkonoxid an. Die Datenerfassung erfolgt im zahntechnischen Labor oder im Fräszentrum mit Hilfe des Laserscanners es1. Im Fräszentrum werden die Kronen- oder Brückengerüste am Computer generiert und aus dem jeweiligen Materialblock mit einer CNC-Fräsmaschine herausgeschliffen. Anschließend

wird das auf diese Weise hergestellte Gerüst an das zahntechnische Labor zurückgeschickt, wo die Weiterbearbeitung und Verblendung durch den Zahntechniker erfolgt.

2.4.4.6 LavaTM von Espe

Einen vollkommen neuen Weg geht das Keramiksystem LavaTM des Herstellers 3M Espe. Ausgehend von einem Gipsmodell läuft der Prozess der Brückengerüsterstellung auch hier vollkommen computergestützt. Das Gipsmodell wird mit einem zum System gehörigen Scanner dreidimensional erfasst, das Brückengerüst mit Hilfe von CAD am Computer errechnet und die Daten an eine CNC-Fräsmaschine weitergeleitet, welche die am Computer errechnete Form aus einem Rohling herausfräst (CAM).

Die Besonderheit des LavaTM-systems liegt in der Verwendung von Zirconoxid-Grünlingen, d.h. das Material, welches gefräst wird, ist noch nicht fertig gesintert, was den Vorteil hat, dass die Rohlinge eine kreideartige Konsistenz aufweisen und daher leicht und ohne große Beanspruchung der Fräsinstrumente bearbeitet werden können. Allerdings ist der anschließende Sinterprozess mit einer starken Schrumpfung des Materiales verbunden, weshalb die Schrumpfungparameter exakt bekannt sein müssen und bei der Gerüstplanung eingerechnet werden müssen, um das Gerüst zunächst genau um den Betrag seiner späteren Schrumpfung in allen Ebenen des Raumes überdimensional fräsen zu können. Inwieweit die Sinterschrumpfung korrekt vorausberechnet werden kann, sodass eine möglichst exakte Passung des durchgesinterten Gerüstes resultiert, wird in dieser Arbeit untersucht. Die Fräszeit für eine dreigliedrige Brücke liegt bei diesem System bei durchschnittlich 90 Minuten. Die Bearbeitung erfolgt mit Hartmetallinstrumenten. Vor dem Sinterprozess werden die gefrästen Gerüste mit einer Färbelösung der gewünschten Dentinfarbe eingefärbt. Dadurch ist auch bei supragingivaler Kronenrandlage kein weiß durchschimmernder Rand zu sehen, welcher von der

Ästhetik ähnlich ungünstig zu beurteilen wäre wie ein Metallrand. Nach dem etwa siebenstündigen Sinterprozess wird auch dieses System mit den zugehörigen Keramikmassen verblendet [27].

2.4.4.7 Cercon[®] smart ceramics von Degussa

Beim Cercon[®]-System der Firma Degussa handelt es sich um ein reines CAM-System. Das Brückengerüst wird vom Zahntechniker in herkömmlicher Weise auf einem Gipsmodell aufgewachst. Die weitere Bearbeitung erfolgt in der Scan- und Fräseinheit „cercon[®]brain“ des Systems. Die Form des Wachsrohlinges wird berührungsfrei durch einen Laserscanner abgetastet und an das integrierte Computersystem weitergeleitet. Der Computer errechnet die Fräsbahn für ein um den Sinterschrumpf vergrößertes Gerüst und sendet diese Daten an die Fräseinheit. Dort wird das vergrößerte Brückengerüst, ähnlich dem Lava[™]-System von Espe, aus einem vorgesinterten Rohling aus Zirkondioxid gefräst und anschließend in einem Sinterprozess bei 1350 °C im speziellen „cercon[®]heat“ Sinterofen auf die endgültige Größe geschrumpft. Die Fräszeit für eine dreigliedrige Brücke beträgt etwa 50 Minuten, der Sintervorgang erfolgt über Nacht. Mit der speziell auf das System angepassten Verblendkeramikmasse „cercon[®]ceram S“ erfolgt die ästhetische Gestaltung von Form und Farbe. Die Möglichkeit einer Einfärbung des weißen Zirkonoxid-Gerüsts bietet Degussa bisher nicht an, sodass das Gerüstmaterial nach der Verblendung, vor allem im Kronenrandbereich, weiß durchleuchten kann. In einer klinischen Studie, deren Ein-Jahres-Ergebnisse im Jahr 2000 veröffentlicht worden sind [86], ist auch nach mittlerweile zweieinhalb Jahren noch keine Fraktur aufgetreten [95].

2.4.4.8 Everest® von KaVo

Das Everest®-System bietet als Materialien zur Kronen- und Brückenherstellung Titan, Glaskeramik und voraussichtlich ab Frühjahr 2003 auch eine schrumpfungsfreie Zirkonkeramik an. Die vom Hersteller als HPC Zirkonkeramik (High Performance Ceramic) bezeichnete Keramik besteht aus drei Komponenten: Zirkoniumdisilicid (ZrSi_2), welches für die Schwindungsfreiheit während des Sinterungsprozesses verantwortlich ist, ein Silicium-Polymer sowie Zirkoniumdioxid (ZrO_2). Die Rohlinge weisen eine kreideartige Beschaffenheit auf und sind dadurch leicht mit Hartmetallwerkzeugen zu bearbeiten. Die fertig gefrästen Gerüste werden bei 1600 °C gesintert.

Bei diesem Sintervorgang wird die Sinterschrumpfung des Zirkoniumdioxides durch volumenvergrößernde Oxidationsvorgänge ausgeglichen. Das ZrSi_2 oxidiert dabei zu ZrSiO_4 und SiO_2 . Die polymeren Silikone, die im Rohling als Bindemittel dienen, werden ebenfalls zu SiO_2 umgewandelt und wirken einer Schrumpfung entgegen. Dadurch soll ein vollkommen schrumpfungsfreier Sinterprozess ermöglicht werden, durch den die Keramik ihre endgültige Härte erhält [87, 88]. Die fertig gesinterte Keramik besteht größtenteils aus ZrSiO_4 sowie geringen Resten von SiO_2 und ZrO_2 [6]. Für das Jahr 2003 ist die Markteinführung dieses keramischen Materials geplant. Die mechanischen Eigenschaften der HPC Zirkonkeramik sollen in etwa mit denen von Empress2® oder In-Ceram® vergleichbar sein, dürften also deutlich unter den Festigkeitswerten des Zirkoniumdioxides, welches von anderen Herstellern genutzt wird, liegen.

2.4.4.9 Procera® AllCeram von Nobel Biocare

Das Procera-System fertigt Kronenkäppchen aus reinem Aluminiumoxid. Das zunächst vorgesinterte Aluminiumoxid wird nach dem Fräsvorgang nicht wie bei InCeram® mit Glas infiltriert, um die Poren auszufüllen, sondern durch eine Wei-

terführung des Sinterprozesses zu 99,5% dicht gesintert, was sich in einer Volumenverringering ausdrückt. Vom Gipsmodell in Originalgröße ausgehend, muss diese Sinterschrumpfung im Produktionsprozess berücksichtigt werden. Der Gipsstumpf wird beim Procera[®]-System taktil mit einer Saphir-Messsonde abgetastet und digitalisiert. Durch die mechanische Abtastung verspricht sich der Hersteller eine höhere Präzision durch geringere Störsignale im Vergleich zur Laserabtastung [64]. Die Daten werden in digitaler Form an ein zentrales Fertigungswerk des Herstellers in Schweden gesandt, wo ein um die spätere Sinterschrumpfung vergrößerter Modellstumpf angefertigt wird. Auf diesen vergrößerten Stumpf wird das Aluminiumoxid gepresst, abgehoben und anschließend bei über 1600 °C dicht gesintert. Nach dem Sintervorgang weist das Kronenkäppchen die ursprüngliche Modellgröße auf. Im Verlauf der Fertigung wird ein gleichmäßiger innerer Zementspalt von 50–60 μm eingestellt, sodass ein optimaler Zementabfluss gewährleistet ist. Der Randschluss soll idealerweise 10 μm betragen [63].

Zur Herstellung von Brücken müssen die einzeln gesinterten Kronenkäppchen und Zwischenglieder nachträglich verklebt werden. Das AllCeram-System hat sich bereits seit mehr als 10 Jahren bewährt. Klinische Studien geben für AllCeram-Kronen 10 Jahres Überlebensraten von über 90% an [65]. Die Passgenauigkeit von AllCeram-Kronen liegt deutlich unter den geforderten 100 μm [56, 59, 60].

2.4.4.10 Cad.esthetics[®] von Ivoclar Vivadent und Decim

Das Cad.esthetics-Projekt ist aus dem Decim-System in Zusammenarbeit mit Ivoclar Vivadent hervorgegangen. Das verwendete Zirkonoxid Denzir wird industriell gesintert und für drei bis vier Tage bei einem Druck von 2000 bar und 1400 °C unter Schutzgas verdichtet. Dieses als Hot Isostatic Pressing (HIP) bezeichnete Verfahren erzeugt ein fast porenfreies Zirkonoxid. Die Bearbeitung des dichtgesinterten, hochfesten Werkstoffes erfolgt mit einer Präzisions-CNC-Fräsmaschine. Die Marktreife wird für das Jahr 2003 erwartet [69].

2.4.4.11 Futuredent[®] von BEGO

Auch die Firma Bego entwickelt ein CAD/CAM-System, mit dem Kronen und Brücken aus unterschiedlichen Materialien gefräst werden sollen. Das Futuredent-System digitalisiert den Modellstumpf optisch mit Hilfe von Streifenmusterprojektionen aus verschiedenen Betrachtungswinkeln. Die Präparationsgrenze wird halbautomatisch erkannt. Als Materialien für die Gerüsterstellung sollen sowohl hochgoldhaltige Legierungen und Cobalt-Chrom-Legierungen als auch Titan genutzt werden können. Die Bearbeitung keramischer Werkstoffe mit dem FutureDent-System befindet sich noch in der Entwicklungsphase [84].

2.4.4.12 GN-1[®] von GC Dental

Das japanische Unternehmen präsentierte 1999 sein CAD/CAM-System GN-1, das aus Laserscanner, CAD-Software und Fräsautomat besteht.

Als Materialien stehen Komposit, Titan, Glaskeramik und Keramik-Grünlinge zur Verfügung. Bisher ist mit dem System die Herstellung von Einzelkronen möglich, erste Prototypen sind jedoch schon in der Lage, kleine Brücken zu produzieren [20].

		HIP-Zirkonioxid (dicht gesintert)	Zirkonioxid-Silikat teilgesintert	Zirkonioxid teilgesintert	Aluminiumoxid	Infiltrationskeramik	Glaskeramik	Edelmetalllegierungen	Titan	Kunststoff
Wol-Ceram®	Wol-Dent			x						
Celay® ¹	Microna			x	x					
Cerec3®	Sirona			x	x					
Precident®	DCS	x		x	x		x	x		
Digident®	Girrbach	x		x	x	x	x	x		
	etkon	x		x		x	x	x		
Lava™	Espe			x						
Cercon® ²	Degussa			x						
Everest®	KaVo	x	x			x	x	x	x	
Procera®	Nobel Biocare				x					
Cad.esthetics®	Decim, Ivoclar	x				x				
Futuredent®	Bego						x	x		
GN-1®	GC-Dental					x	x	x		

¹: manuelles Kopierfrässystem, kein CAD/CAM

²: reines CAM-System

Abbildung 2: CAD/CAM-Systeme und bearbeitbare Materialien

3 Eigene Untersuchungen

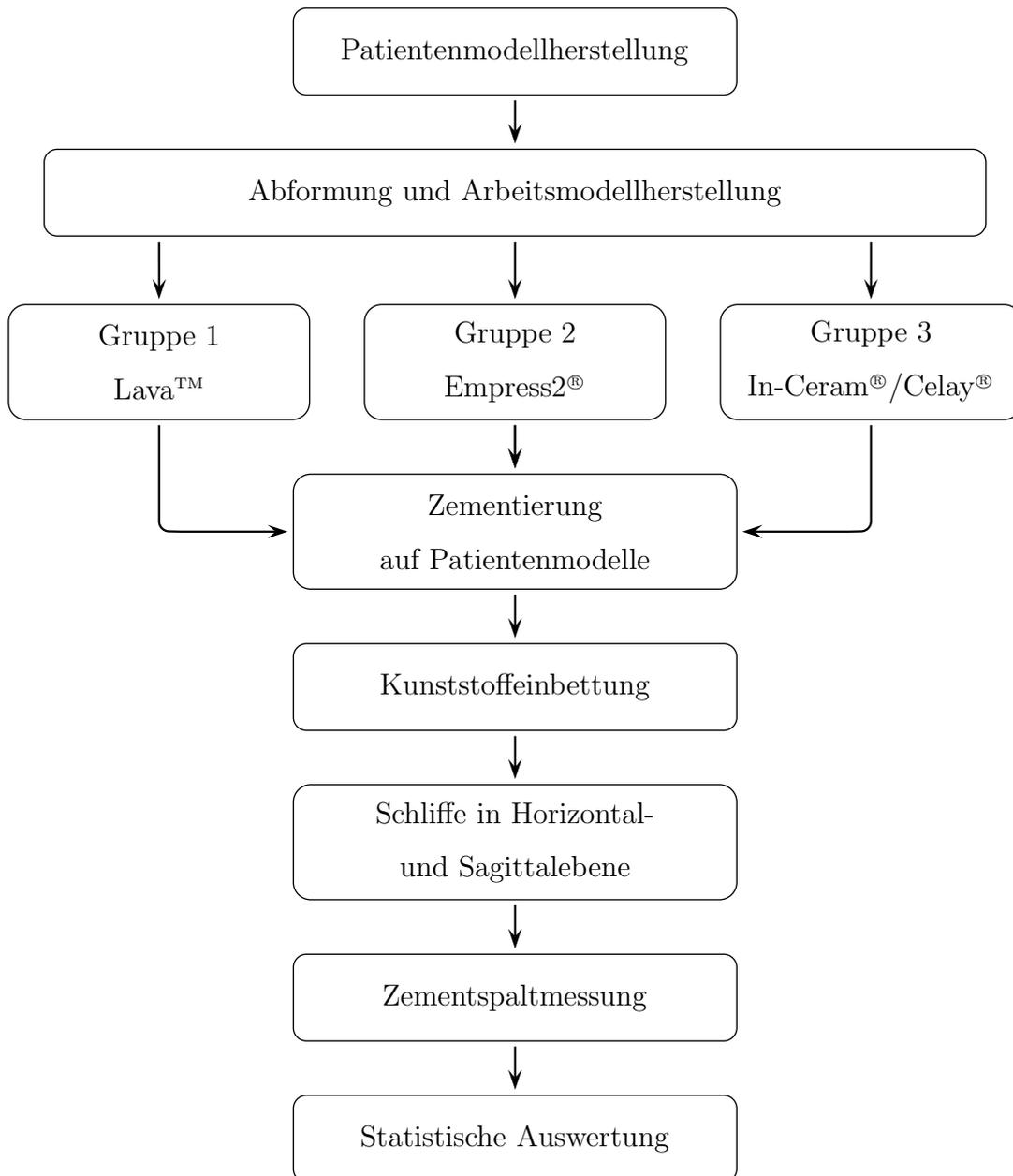


Abbildung 3: Studienverlauf



Abbildung 4: Gesockelte Frasacozähne

3.1 Material und Methode

Um eine hohe Aussagekraft der Untersuchung zu gewährleisten, sollte die In-vitro-Untersuchung möglichst kliniknah erfolgen. Es wurden daher sämtliche Arbeitsschritte in der Art nachvollzogen, wie sie auch im klinischen Arbeitsablauf nötig sind. Der Ersatz eines ersten Molaren stellt eine typische, klinisch häufig anzutreffende Situation dar.

3.1.1 Herstellung dimensionsgleicher Patientenmodelle

Es sollte eine Schaltlückensituation mit fehlendem ersten Molaren simuliert werden. Hierzu wurden die Frasacozähne 45 und 47 in einem Abstand von 10 mm in einem kaltpolymerisierenden Kunststoff gesockelt.

Die Zähne sind daraufhin mit konischen Diamantschleifkörpern unter einem Parallelometer präpariert worden. Der Konuswinkel $\alpha/2$ der Schleifkörper betrug 2° .



Abbildung 5: Präparation der Frasacozähne

Zirkulär wurde eine innen abgerundete Stufe von 1 mm Breite angelegt. Die Kaufläche wurde der anatomischen Form folgend um 2 mm reduziert und alle Kanten wurden abgerundet.

Das so erhaltene Meister-Modell wurde mit einem Dubliersilikon abgeformt. Zur Herstellung 24 identischer Modelle aus einer Chrom-Kobalt-Legierung wurden mit der Dublierform Modelle aus Gusswachs erstellt, eingebettet und im Lost-Wax-Verfahren mit der Chrom-Kobalt-Legierung Remanium 2000® gegossen. Die Metallmodelle wurden ausgebettet, mit dem Sandstrahlgerät gereinigt und noch einmal mit Finierdiamanten der gleichen Form, wie für die Meistermodellherstellung benutzt wurde, unter dem Parallellometer nachpräpariert, um eventuelle Gussungenauigkeiten zu beseitigen und eine saubere Oberfläche zu erhalten.

Für die Lava™-Brücken mussten die Präparationsgrenzen nachträglich angeschrägt werden, da sich herausstellte, dass der zum System gehörende Scanner

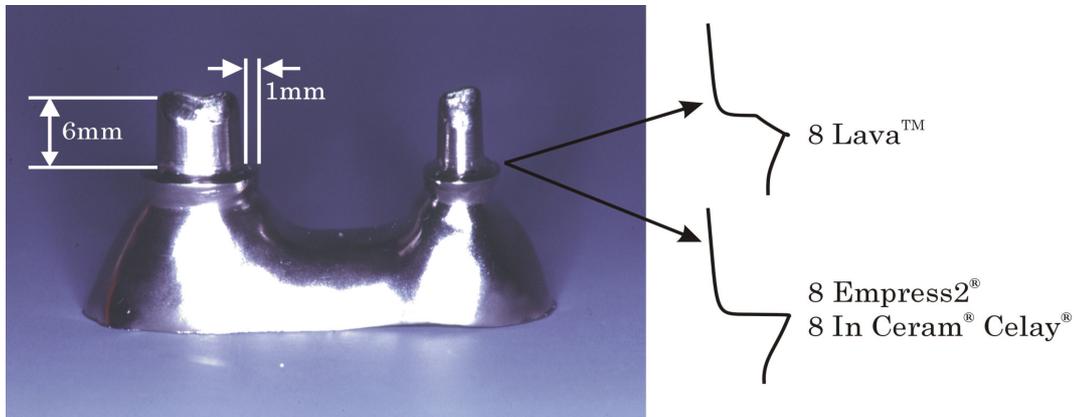


Abbildung 6: 24 dimensionsgleiche Modelle aus Remanium® 2000

die 90°-Stufe, die zur besseren Vergleichbarkeit für alle drei zu untersuchenden Materialien gewählt worden ist, nicht scannen konnte. Die Brücken der Vergleichssysteme waren zu diesem Zeitpunkt bereits auf Modellen mit Stufenpräparation fertiggestellt, weshalb eine Einhaltung der zunächst angestrebten einheitlichen Präparationsform nicht mehr möglich war.

3.1.2 Abformung und Arbeitsmodellherstellung

Jedes einzelne Kobalt-Chrom-Modell wurde mit einer eingravierten Nummer versehen und mit der Polyvinylsiloxan-Abformmasse Dimension® Penta-H und dem zugehörigen dünnfließenden Dimension® Garant-L in Doppelmischtechnik mit Teilabformlöffeln aus Kunststoff abgeformt. Die Abformmasse wurde mit dem Mischgerät Pentamix2® und die dünnfließende Komponente mit einer Automischpistole angemischt, um eine gleichbleibende Qualität der Abformmasse zu gewährleisten.

Die Modelle wurden 6 Minuten nach Mischbeginn aus den Abformlöffeln entformt. Nach der Rückstellzeit wurden mit dem weißen Superhartgips Fuji-Rock® die Gipsmodelle, auf denen die Brücken angefertigt werden sollten, hergestellt.

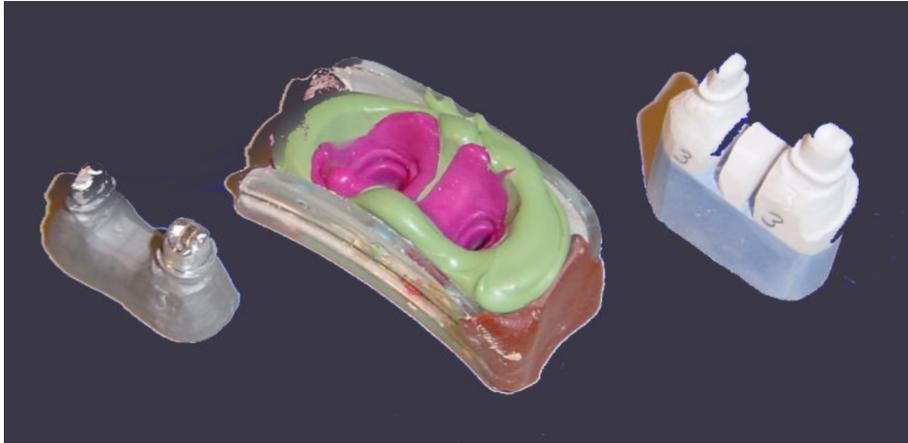


Abbildung 7: Abformung und Modellherstellung

Die eingravierte Nummer der zugehörigen Kobalt-Chrom-Modelle wurde durch die Abformung auf die Gipsmodelle übertragen, um eine spätere Verwechslung der optisch sonst nicht unterscheidbaren Modelle auszuschließen. Anschließend wurden alle Gipsmodelle gleichermaßen mit dem Stumpfhärter Margidur® versiegelt.

3.1.3 Herstellung der Brücken

3.1.3.1 Lava™

Die Lava™-Brücken wurden bei der Firma Espe in Seefeld im CAD/CAM-Verfahren hergestellt. Das Gipsmodell wurde dabei mittels eines 3D-Scanners optisch vermessen und zur Gerüstgestaltung an ein Computerprogramm übertragen. Der Scanner kann dabei horizontal auslaufende Präparationsstufen, wie sie bei den anderen Materialien dieser Untersuchung zur Anwendung kamen, nicht erfassen. Die Präparationsstufe muss mit einem Winkel von mindestens 5° zur Horizontalen nach außen hin abfallen. Die 8 Kobalt-Chrom-Modelle für die Lava™-Brücken wurden wie bereits auf Seite 28 beschrieben im Bereich der Präparationsstufe entsprechend modifiziert, konnten jedoch nicht ganz an die vom Hersteller ange-

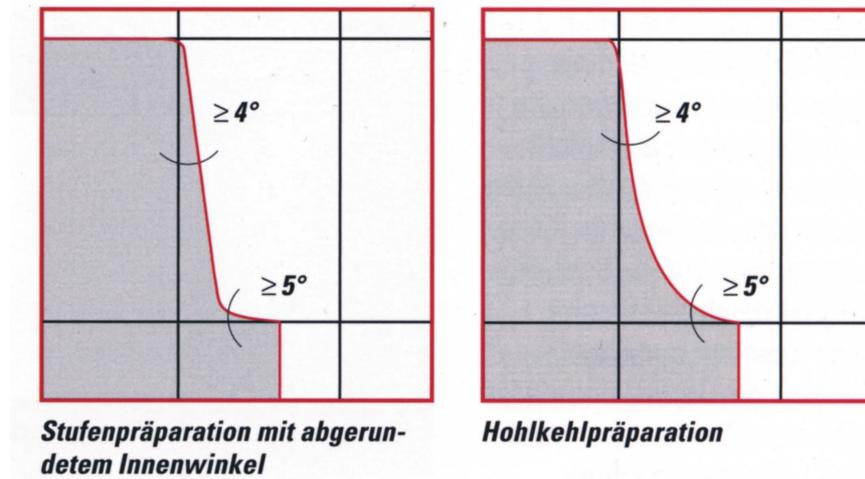


Abbildung 8: Idealpräparation für Lava™ [27]

gebene Idealform angepasst werden, um nicht zu stark von den Vergleichsgruppen abzuweichen, da sonst eine Vergleichbarkeit nicht mehr möglich gewesen wäre.

Die Brücken wurden am PC konstruiert und die technischen Parameter, wie die Wandstärke der Kronenkäppchen und die gewünschte Stärke des Zementspaltes, eingegeben. Für diese Untersuchung wurden die Parameter gewählt, die zum Zeitpunkt der Brückenherstellung vom Hersteller als optimal angegeben wurden. Der Zementspalt wurde auf $80 \mu\text{m}$ ab $0,8 \text{ mm}$ oberhalb der Präparationsgrenze eingestellt, für die Wandstärke wurden $0,6 \text{ mm}$ gewählt. Der Computer errechnete aus den Daten die Fräsbahn und sandte diese an die zum System gehörende Fräsmaschine, die das Werkstück vollautomatisch bearbeitete. Die Brückengerüste wurden hierbei mit Hartmetallfräsworkzeugen aus einem sogenannten Grünkörper, einem vorgesinterten ZrO_2 -Rohling, herausgefräst. Nach Beendigung des Fräsvorganges wurden die Haltestifte der Brückengerüste mit einem Hartmetallfräser durchtrennt, die Ansatzstellen geglättet und das Gerüst vom Frässtaub befreit. Zum Einfärben der Gerüste wurden diese in eine Färbelösung getaucht. Beim anschließenden Sinterprozess im Lava™ Therm-Sinterofen schrumpften die Gerüste

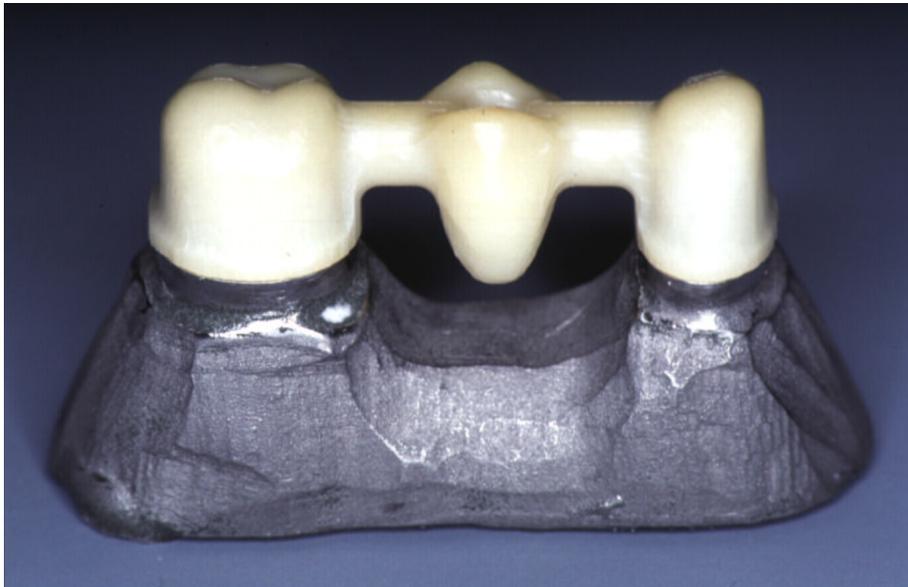


Abbildung 9: Eingefärbtes Lava™-Gerüst

auf ihre endgültige Größe, erhielten ihre Endfestigkeit und waren farblich an die gewünschte Dentinfarbe angepasst.

Die so erhaltenen Gerüste wurden mit einem Dampfstrahler gereinigt und mit den Lava™-Ceram-Verblendkeramikmassen mit zwei Schichtbränden und einem Glanzbrand verblendet.

3.1.3.2 Empress2®

Auf den Gipsmodellen wurden die Brückengerüste aus Wachs modelliert, wobei auf eine gleichmäßige Schichtstärke von 0,8 mm und auf eine Verbinderstärke zum Brückenglied von 4×4 mm geachtet wurde. Zuletzt wurden noch einmal die Ränder untersucht und gegebenenfalls nachgetragen, um eine optimale Passung zu ermöglichen. Die Modellation wurde mit zwei Presskanälen aus einem 3 mm Rundprofilwachs, die axial auf die Pfeilerzähne ausgerichtet wurden, an den großen Einbettmasseformer des Systems angewachst.

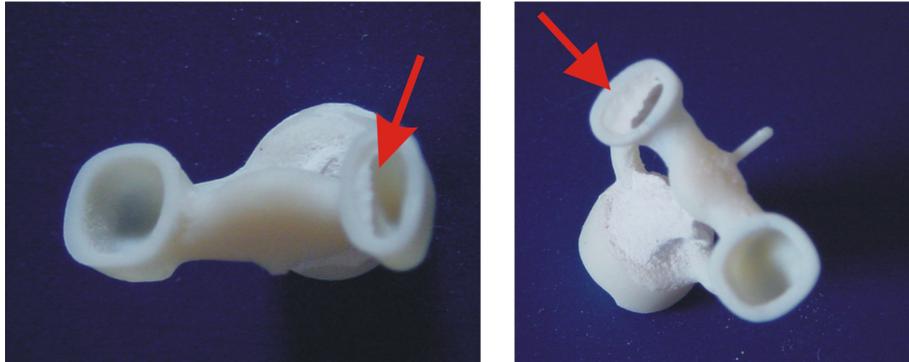


Abbildung 10: Pressfahnen durch Einbettmassebruch während des Pressvorganges

Die Vorversuche ergaben, dass die hauseigene Einbettmasse der Firma Ivoclar, die zum Zeitpunkt der Gerüstherstellung verfügbar war, für die schmale Stumpfform des Prämolaren keine ausreichende Stabilität aufwies: Die Einbettmassestümpfe knickten während des Pressvorganges leicht ab, und es bildete sich am Prämolarenkappchen eine nach innen gerichtete Pressfahne.

Daher wurde für diese Untersuchung die Einbettmasse Microstar HS-Easy2[®] der Firma Zubler-Gerätebau verwendet, mit der dieses Problem nicht auftrat. 200 g Einbettmassepulver wurden mit 38 ml Liquid und 16 ml destilliertem Wasser 120 Sekunden lang unter Vakuum angerührt und schließlich auf einem Rüttler in die große Muffelform gefüllt. Entsprechend der Anleitung des Einbettmasseherstellers [100] wurde die Muffel nun für 20 Minuten ruhig stehen gelassen, dann wurde der Muffelformer entfernt und die ausgehärtete Einbettmasse exakt in der 29. Minute nach Mischbeginn in den auf 850 °C vorgewärmten Ofen gestellt. Dadurch sollte die Einbettmasseexpansion genau im richtigen Augenblick gestoppt werden.

Im Vorwärmofen wurde die Wachsmodellation ausgebrannt und die Muffel mit einer Temperatur von 850 °C 55 Minuten vorgewärmt. Daraufhin wurde die Muffel mit einem großen Empress2[®]-Schichttechnik-Rohling für Brücken bestückt



Abbildung 11: Ausgebettetes Empress2[®]-Gerüst

und der vorgewärmte Aluminiumoxid-Kolben für den Pressvorgang eingesetzt. Im IPS Empress[®] EP 500 Pressofen der Firma Ivoclar wurde der Empress2[®]-Brückenrohling, bei einer Temperatur von 920 °C und einem Druck von 5 bar, mit dem Aluminiumoxid-Presskolben in die Hohlform gepresst. Nach dem Pressvorgang kühlte die Muffel auf einem Metallgitter auf Raumtemperatur ab.

Zum Ausbetten wurde ein Sandstrahlgerät mit 50 μm Glanzstrahlmittel bei einem Druck von 2 – 4 bar verwendet, wobei die Kronenrandbereiche besonders sorgfältig mit einem maximalen Druck von 1 bar von der Einbettmasse befreit wurden. Die Gerüste wurden der Herstellerangabe folgend für 10 Minuten in der Invex-Flüssigkeit im Ultraschallgerät gesäubert und noch einmal mit dem Sandstrahlgerät bei einem Druck von 1 bar abgestrahlt.

Die Presskanäle wurden mit einer dünnen Diamantscheibe unter ständiger Wasserkühlung abgetrennt und die Ansatzstellen geglättet. Die Gerüste wurden auf

die Gipsstümpfe aufgepasst und Störstellen unter mikroskopischer Kontrolle mit feinen Diamantkugeln entfernt.

Wie vom Hersteller gefordert [42], wurde nach der Reinigung des Gerüsts mittels Dampfstrahler ein Wash Brand durchgeführt. Die Verblendung erfolgte nach Herstellerangaben mit den zum System gehörenden Glaskeramiken. Dabei wurden, analog zu den anderen beiden Testgruppen, zwei Schichtbrände und ein Glanzbrand durchgeführt.

3.1.3.3 In-Ceram[®] / Celay[®]

Die Gipsstümpfe für die Modellation der Celay[®]-Brücken wurden mit dem zum System gehörenden Isoliermittel Celiso[®] isoliert. Mit einer 0,8 mm dicken Schicht Celay[®]-Tech wurden auf den Gipsstümpfen gleichmäßig dicke Kronenkäppchen modelliert und mit Licht ausgehärtet. Das Brückenglied wurde separat aus Celay[®]-Tech modelliert und gehärtet und erst zum Schluss mit etwas Celay[®]-Tech an die Kronenkäppchen anpolymerisiert, um eine Dimensionsänderung durch Schrumpfung möglichst gering zu halten. Zur Gewährleistung einer stabilen Verbindung zwischen Kronenkäppchen und Zwischenglied wurden die Verbindungsflächen zuvor mit Universal-Bond bestrichen und lichtgehärtet.

Daraufhin wurde das Modell des Brückengerüsts vom Gipsmodell abgehoben und mit etwas Celay[®]-Tech an den Haltestiften des zum Celay[®]-Gerät gehörenden Brückenträgers befestigt. Mit Visio-Form[®] wurden die Verbindungsstellen zusätzlich verstärkt und noch einmal von jeder Seite für 20 Sekunden mit Licht polymerisiert. Der In-Ceram[®] Alumina[®]-Brückenrohling AB28 und der Brückenträger mit der Modellation wurden im Celay[®]-Fräsgerät montiert und zueinander ausgerichtet.

Die Kopierfräsung wurde entsprechend den Herstellerangaben [94] durchgeführt. Letzte Feinheiten wurden mit Hilfe des mit Filzstift eingefärbten Gipsgerüsts



Abbildung 12: Aus Celay®-Tech modellierte Brücke



Abbildung 13: In-Ceram® Alumina®-Brückenrohling

von Hand eingeschliffen und aufgepasst. Auf den Einsatz des Vita In-Ceram® Alumina® Optimizers wurde verzichtet, ebenso wie bei allen verglichenen Systemen auf die Benutzung von Schultermassen zur Korrektur von Randfehlern verzichtet wurde, da es Ziel der Untersuchung war aufzuzeigen, welche Passgenauigkeiten die Systeme direkt, also ohne zusätzliche Ausbesserungen im Randbereich durch einen Zahntechniker, erreichen können.

Die Brückengerüste wurden mit einer Mischung aus In-Ceram® Alumina®-Glaspulver und destilliertem Wasser beschickt und für vier Stunden im Inceramat infiltriert. Glasüberschüsse wurden abgestrahlt und das Gerüst nochmals einem Infiltrationsbrand zugeführt. Durch den wiederholten Brennvorgang konnte das Gerüst weitere Glasüberschüsse, die den Verbund zur Verblendkeramik beeinträchtigen würden, ausschwitzen, welche daraufhin noch einmal abgestrahlt wurden. Schließlich wurden die Brückengerüste mit der Verblendkeramik Vitadur® Alpha verblendet. Auch hier erfolgten zwei Schichtbrände und ein Glanzbrand.

3.1.4 Auswertung

Die fertiggestellten Brücken wurden mit einem, von der Firma Espe speziell für diese Arbeit angefertigten, blau eingefärbten Glasionomerezement auf die jeweils zugehörigen Metallmodelle zementiert. Die blaue Zementschicht hob sich farblich sowohl vom metallenen Stumpf als auch von der Keramik gut ab und erleichterte damit die spätere Vermessung unter dem Lichtmikroskop. Um eine gleichmäßige Konsistenz des Zementes zu gewährleisten, wurde dieser Zement vorportioniert in Automix-Kapseln benutzt. Die Innenseite der Restaurationen wurde gleichmäßig mit Zement bestrichen und die Brücken schließlich mit stetig steigender Kraft von Hand so lange auf die Metallgerüste gedrückt, bis kein weiterer Zementaustritt an der Präparationsgrenze mehr zu erkennen war. Für 10 Minuten wurden die Brücken mit einem Gewicht von 10 kg in Richtung der Zahnachsen belastet, während der Glasionomerezement aushärtete.



Abbildung 14: Zementüberschüsse

Schließlich wurden die Zementüberschüsse entfernt. Etwa 24 Stunden später wurden die Modelle in speziellen Formen in das Kaltpolymerisat Citofix® der Firma Struers eingebettet.

Zur Vermessung der inneren Passgenauigkeit, die für die exakte Positionierbarkeit der Restauration auf dem Modellstumpf ausschlaggebend ist, wurden die in Kunststoff eingebetteten Modelle mit Hilfe des Trenngerätes Accutom-2 der Firma Struers in einer Ebene parallel zur Okklusionsebene 2 mm oberhalb der Präparationsgrenze zerteilt. Die Schnittflächen wurden mit Sandpapier der Körnung 1200 poliert und unter dem Lichtmikroskop bei 160-facher Vergrößerung vermessen. Der Objektisch konnte hierbei mit Mikrometerschrauben verschoben und die Zementspaltbreite auf daran angeschlossenen Digitalanzeigen abgelesen werden.

Durch die Dicke der Trennscheibe und den anschließenden Poliervorgang entsprachen die beiden Schnittflächen Horizontalebene mit etwa einem Millimeter

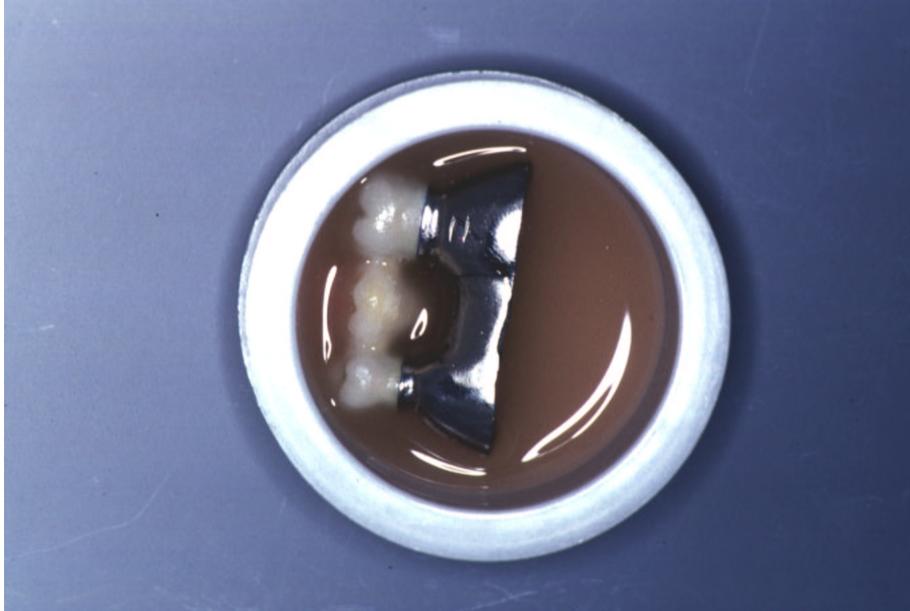


Abbildung 15: Einbettung in Kaltpolymerisat

Abstand zueinander. Die Messpunkte wurden wie folgt ausgewählt: An beiden Schnittflächen wurde jeweils am Praemolaren und am Molaren an 10 Messpunkten pro Zahnseite (mesial, distal, vestibulär, lingual) die Zementdicke senkrecht zum Zahnstumpf gemessen. Die Messpunkte lagen dabei jeweils $200\ \mu\text{m}$ auseinander. Für jede Brücke erhielt man somit 160 Messwerte.

Die Schnittflächen wurden daraufhin wieder zusammengefügt. Mit Hilfe des Polier- und Schleifgerätes Abramin der Firma Struers wurden in der Sagittalebene der Brücken 8 Schliffe mit etwa $300\ \mu\text{m}$ Abstand voneinander angefertigt. Hierzu erfolgte der Schleifvorgang mit Sandpapier aufsteigender Körnung unter ständiger Wasserkühlung. Zunächst wurde der größte Anteil jedes Schliffes mit Sandpapier der Körnung 240 abgetragen, danach mit der Körnung 500 geglättet und mit einem 1200er Schleifpapier poliert. Jede Schliffebene wurde unter dem Lichtmikroskop bei 160-facher Vergrößerung vermessen.



Abbildung 16: Horizontalschnitt

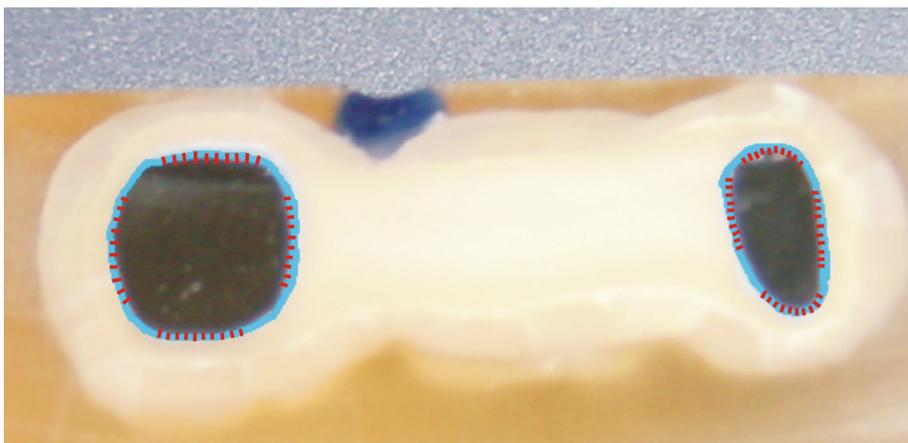


Abbildung 17: Jeweils 10 Messpunkte mesial, distal, vestibulär und lingual am Molaren und Praemolaren

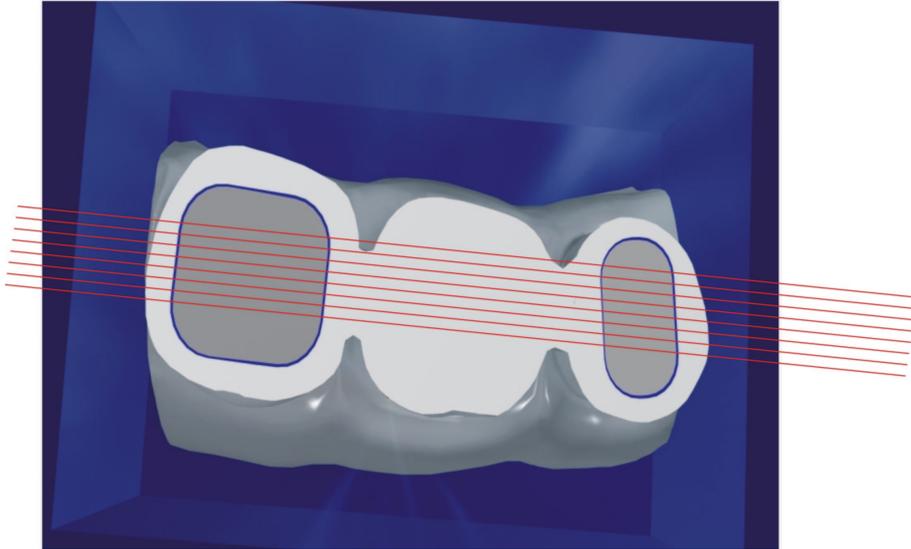


Abbildung 18: Schliffebenebenen der 8 Sagittalschliffe in einem Abstand von etwa $300\ \mu\text{m}$

Hierbei wurden wiederum zur Messung des inneren Zementspalt es jeweils mesial und distal am Praemolaren und Molaren 15 Messpunkte im Bereich der vertikalen Stumpfwände ausgewählt. Der erste Messwert wurde hierbei $400\ \mu\text{m}$ oberhalb der Präparationsgrenze erfasst, die weiteren Messungen erfolgten in einem Abstand von jeweils $200\ \mu\text{m}$ voneinander okklusalwärts davon. Pro Schliffebene wurden somit 60 Messwerte erfasst, was bei 8 Ebenen insgesamt 480 Messwerte pro Brücke ergab.

In denselben Schliffebenebenen wurde die Zementspaltbreite im Bereich der Präparationsstufe vermessen. Ausgehend vom Kronenrand, also dem äußersten Messpunkt am Übergang vom Modellstumpf zur Restauration, der den eigentlichen Randschluss darstellt, erfolgten an der 1 mm breiten Stufe 10 Messungen in einem Abstand von $100\ \mu\text{m}$ voneinander. Pro Brücke erhielt man so 320 Messwerte im Bereich der Präparationsstufe.

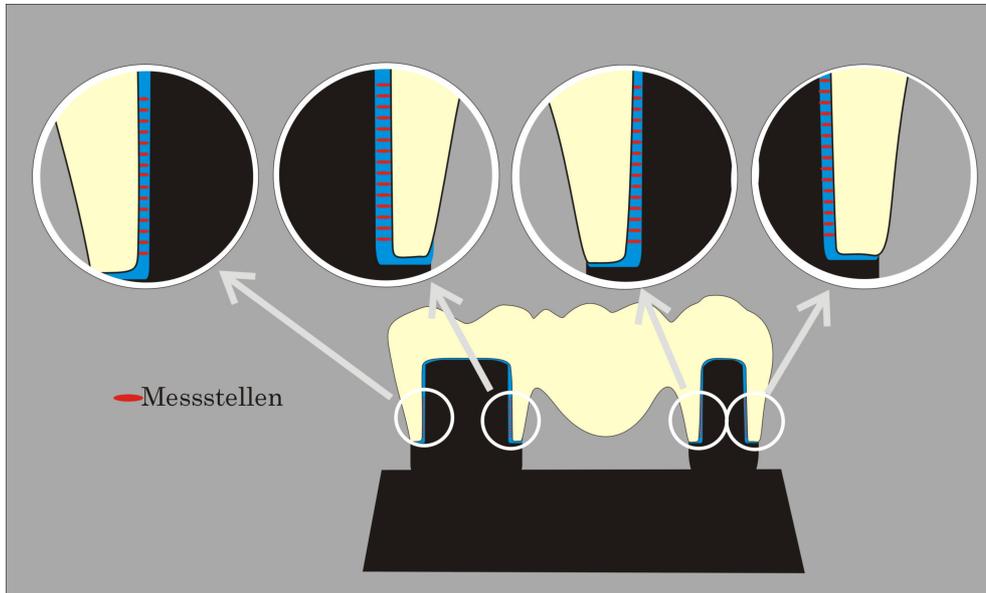


Abbildung 19: Messpunkte im Bereich der vertikalen Stumpfwände

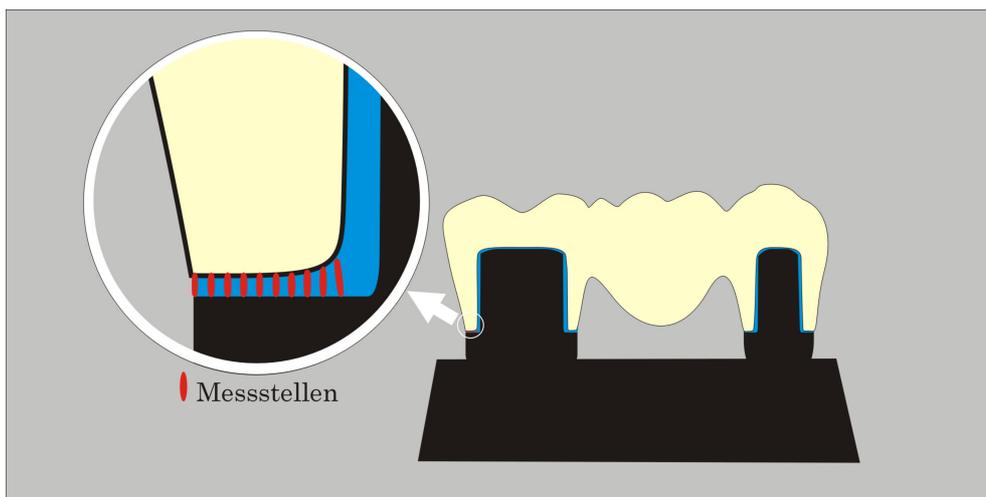


Abbildung 20: Messpunkte im Bereich der Stufe im Sagittalschliff

3.2 Statistik

Die insgesamt 23040 Messwerte dieser Untersuchung wurden mit dem Statistikprogramm SPSS® verwaltet und statistisch ausgewertet [29]. Hierbei wurden die drei Lokalisationen der Messungen (Horizontalschnitt, Stumpfwände im Saggittalschliff und Präparationsstufe) einzeln betrachtet und ausgewertet, um die Übersicht zu wahren.

Die Vergleiche der Testgruppen untereinander erfolgten mit einer ANOVA. Die Signifikanz der Unterschiede der einzelnen Testgruppen wurde mit Hilfe des post-hoc-Testes Tukey-HSD ermittelt. Der Unterschied der Ergebnisse aus zwei Testgruppen gilt bei diesem Test als signifikant, wenn der Unterschied zwischen den Mittelwerten größer ist als die sogenannte „honestly significant difference“ (HSD), welche abhängig ist von der Anzahl der Testwerte, den Standardfehlern und dem Signifikanzniveau.

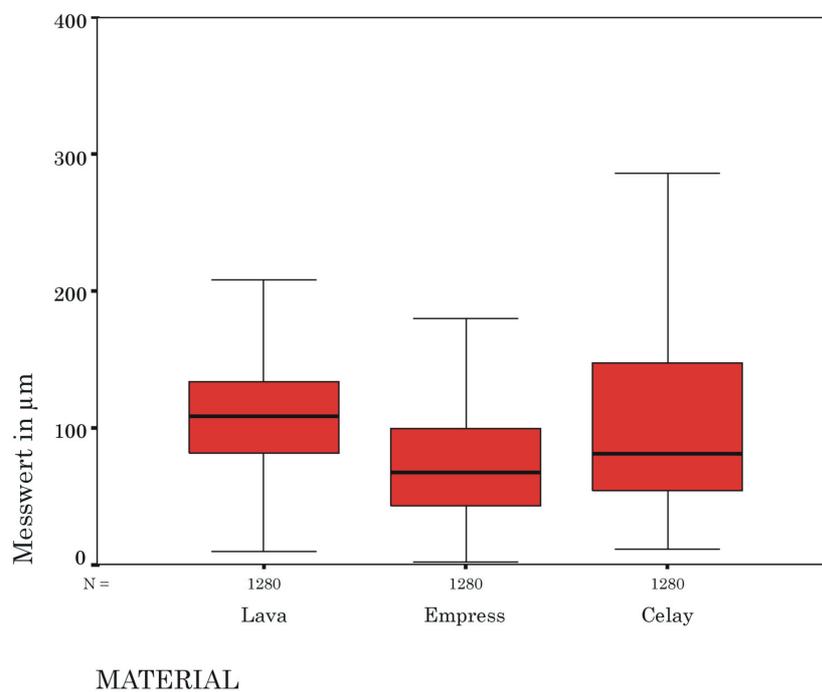
3.3 Ergebnisse

3.3.1 Horizontalschnitt

Im Bereich des Horizontalschnittes erfolgte zunächst ein Vergleich der inneren Passgenauigkeit der drei untersuchten Systeme. Hierbei konnte für das Celay®-System mit einem Mittelwert von $114\ \mu\text{m}$ und Lava™ mit $110\ \mu\text{m}$ kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Auffällig ist hier jedoch eine hohe Streuung der Messwerte beim Celay®-System, was sich in der hohen Standardabweichung von 84, im Vergleich zu 40 bei Lava™ und 47 bei Empress2®, zeigt. Das Lava™-System zeigt hier also die geringste Standardabweichung.

Signifikant geringere Messwerte im Bereich der Horizontalschnitte auf Höhe der Stumpfmitte weist das Empress®-System mit einem Mittelwert von $77\ \mu\text{m}$ auf. An einigen Messpunkten wurden hier sehr geringe Zementschichtstärken nahe 0 gemessen.

Material	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Lava™	1280	9	249	109,92	39,58
Empress2®	1280	2	344	77,17	47,11
Celay®	1280	11	397	113,74	84,44



Signifikanztest	Material A	Material B	Mittlere Differenz (A-B)	Signifikanz
Tukey-HSD	Lava™	Empress2®	32,75 *	,000
		Celay®	-3,82	,245
	Empress2®	Lava™	-32,75 *	,000
		Celay®	-36,57 *	,000
	Celay®	Lava™	3,82	,245
		Empress2®	-36,57 *	,000

*Die mittlere Differenz ist auf der Stufe $p=0,05$ signifikant.

Abbildung 21: Passgenauigkeit im Horizontalschnitt auf Höhe der Stumpfmitte.

3.3.2 Stumpfwände im Sagittalschliff

Die Messwerte im Bereich der mesialen und distalen Stumpfwände wurden innerhalb der einzelnen Testgruppen auf die Fragestellung untersucht, ob ein Unterschied zwischen der Zementspaltbreite an der dem Brückenglied zugewandten Seite und derjenigen an der äußeren Seite der Stümpfe besteht.

Es zeigt sich, dass die Gesamtexpansion der Brücken sowohl beim LavaTM-System als auch beim Empress2[®]-System sehr ausgeglichen ist. Die Differenz der Mittelwerte der gemessenen Zementspaltbreiten auf der dem Brückenglied zu- bzw. abgewandten Seite beträgt beim Empress2[®]-System 13,9%, beim LavaTM-System sogar nur 7,8%. Das LavaTM-System weist in diesem Bereich die größten Mittelwerte auf, zeigt aber bei den Messwerten eine recht homogene Verteilung ohne Ausreißer. Das Empress2[®]-System hat im Bereich der vertikalen Stumpfwände die geringsten Mittelwerte. Die Standardabweichung liegt sowohl beim Empress2[®]-System als auch beim Celay[®]-System deutlich höher als bei LavaTM. Ausserdem zeigen diese beiden Systeme deutliche Ausreißer bei den Messwerten.

Material		N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Lava™	innen	1919	32	221	123,45	34,59
	außen	1918	34	239	133,11	40,47
Empress®	innen	1918	9	249	82,66	43,12
	außen	1918	7	273	94,14	39,67
Celay®	innen	1920	16	312	115,06	58,49
	außen	1920	9	295	88,01	43,72

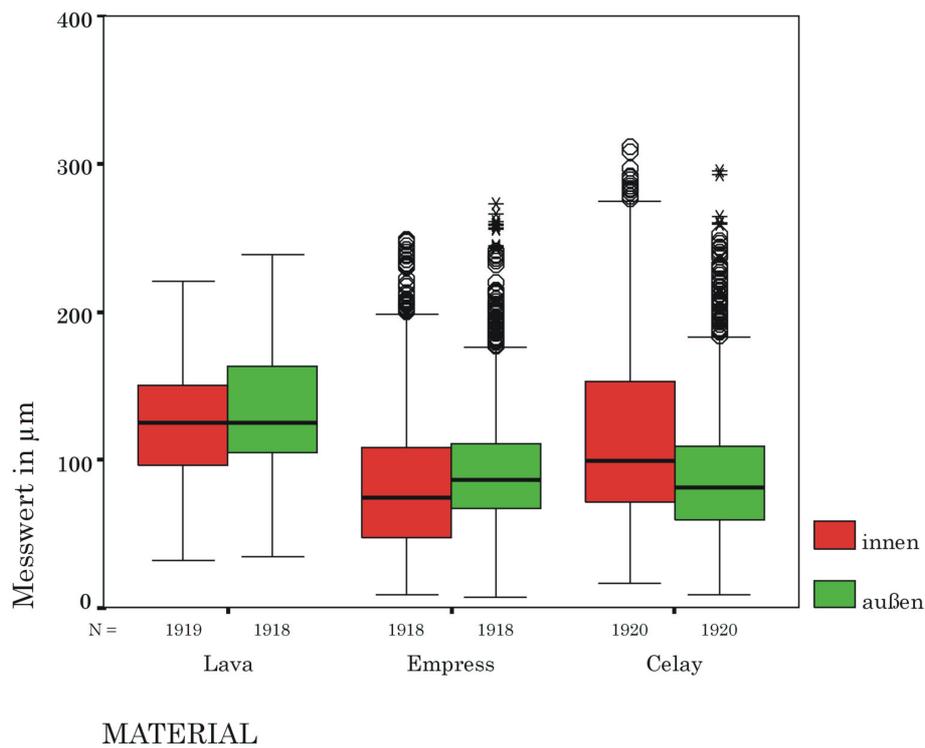


Abbildung 22: Zementspaltbreiten auf der dem Brückenglied zugewandten (innen) bzw. abgewandten (außen) Seite im Vergleich.

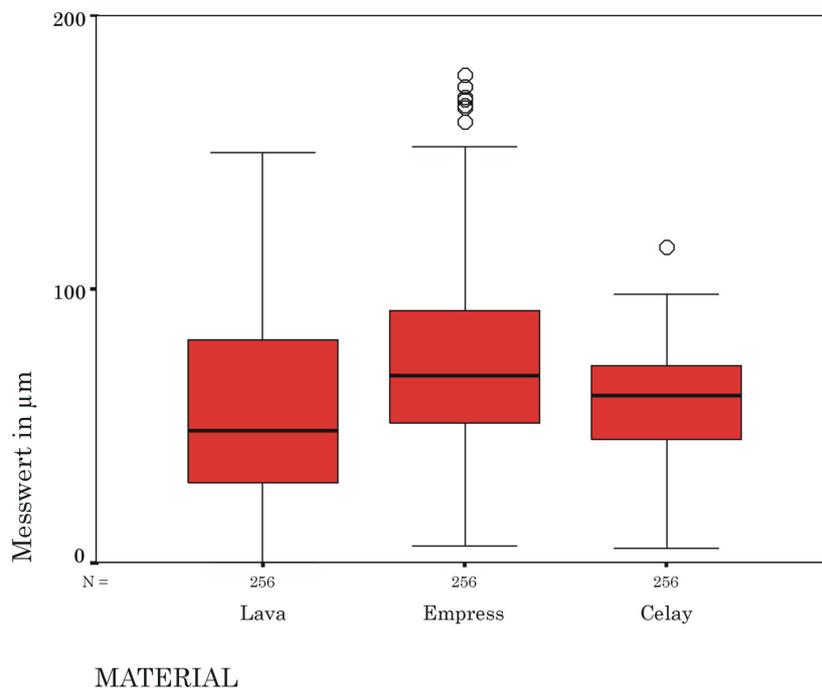
3.3.3 Präparationsstufe

Der Randschluss fällt beim LavaTM-System und bei der mit dem Celay[®]-Kopierfräsgerät hergestellten In-Ceram[®]-Brücken mit einem Mittelwert von 56 bzw. 57 μm etwa gleich aus. Der Unterschied dieser beiden Systeme im Randbereich ist statistisch nicht signifikant. Das Empress2[®]-System weist bei dieser Untersuchung mit 75 μm gegenüber beiden Vergleichsgruppen einen signifikant schlechteren Mittelwert auf.

Dies könnte, wie bereits angedeutet, auf eine unzureichende Aufpassung im Bereich der Stumpfwände zurückzuführen sein. An der zweiten Messstelle, 100 μm vom Rand entfernt, zeigt sich, dass sich die Messwerte für Celay[®] (64 μm) und LavaTM (78 μm) deutlich verschlechtern, während der Wert bei Empress2[®] mit 76 μm in etwa gleich bleibt. Der gleichmäßige, nur leicht ansteigende Zementspaltverlauf im Bereich der Präparationsstufe bei der Empress2[®]-Keramik im Vergleich zum starken Anstieg der Spaltbreite vor allem beim LavaTM-System wird in Abbildung 24 deutlich.

Sowohl das LavaTM-System als auch Empress2[®] weisen im Bereich des Randschlusses einzelne Messwerte deutlich über 100 μm auf.

Material	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Lava™	256	0	150	55,94	36,13
Empress®	256	6	178	74,74	34,02
Celay®	256	5	115	56,87	20,25



Signifikanztest	Material A	Material B	Mittlere Differenz (A-B)	Signifikanz
Tukey-HSD	Lava™	Empress2®	-18,80 *	,000
		Celay®	-0,93	,939
	Empress2®	Lava™	18,80 *	,000
		Celay®	17,88 *	,000
	Celay®	Lava™	0,93	,939
		Empress2®	-17,88 *	,000

*: Die mittlere Differenz ist auf der Stufe p=0,05 signifikant.

Abbildung 23: Randspaltwerte im Vergleich

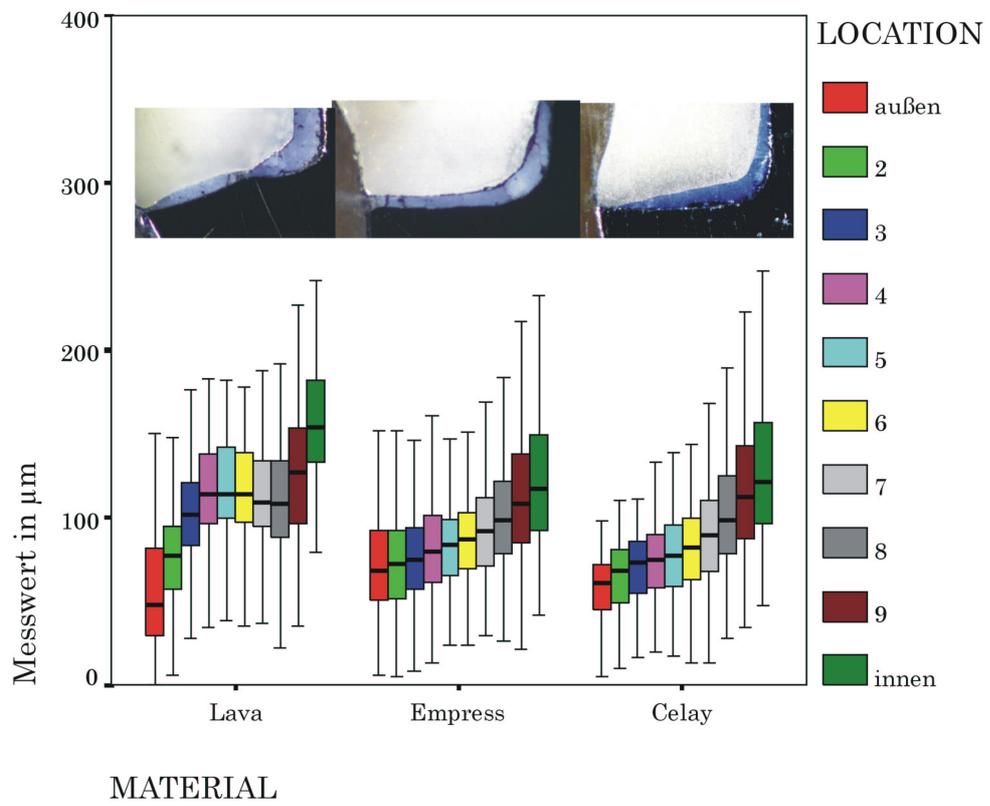
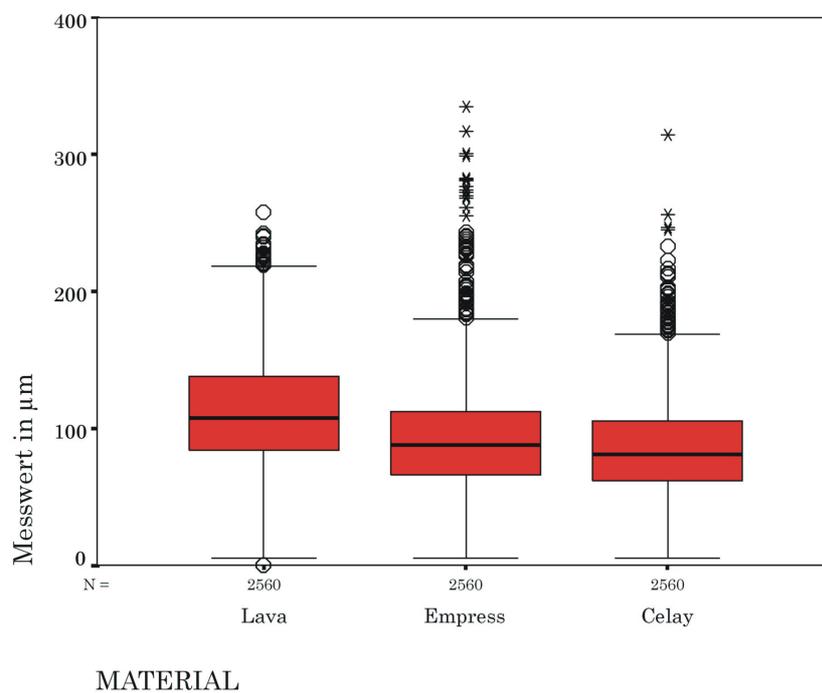


Abbildung 24: Zementspaltverlauf im Bereich der Präparationsstufe.

Material	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Lava™	2560	0	258	108,60	42,29
Empress®	2560	5	335	93,04	39,50
Celay®	2560	5	314	86,09	35,37



Signifikanztest	Material A	Material B	Mittlere Differenz (A-B)	Signifikanz
Tukey-HSD	Lava™	Empress2®	15,56*	,000
		Celay®	22,51*	,000
	Empress2®	Lava™	-15,56*	,000
		Celay®	6,95*	,000
	Celay®	Lava™	-22,51*	,000
		Empress2®	-6,95*	,000

*: Die mittlere Differenz ist auf der Stufe $p=0,05$ signifikant.

Abbildung 25: Zementspaltbreiten über die gesamte Präparationsstufe

4 Diskussion

Ein für den dauerhaften Erfolg einer prothetischen Restauration ausschlaggebender Faktor ist neben ihrer Stabilität und den Kontaktverhältnissen im okklusalen und approximalen Bereich vor allem die Passgenauigkeit und insbesondere der Randschluss. Ein idealer Randschluss, also der vollkommen stufen- und spaltfreie Übergang der Restauration zum Zahn, ist aufgrund unterschiedlicher Faktoren nicht möglich. Daher wird eine Zementfuge von $50 - 100 \mu m$ als vertretbar angegeben [83]. Zahlreiche wissenschaftliche Arbeiten befassen sich mit der Passgenauigkeit von Einzelkronen [1, 3, 4, 11, 37, 39, 67, 82], während die Passgenauigkeit von Brücken bisher kaum untersucht worden ist. Die Passgenauigkeit einer Brückenversorgung ist jedoch im Vergleich zu Einzelkronen wesentlich komplexer, da sich herstellungsbedingte Faktoren, wie zum Beispiel die Gesamtexpansion, im Brückenverband deutlich stärker auswirken als an Einzelkronen. Da sich der Indikationsbereich vollkeramischer Systeme durch ihre mittlerweile ausreichende Stabilität von der Einzelzahnrestauration zum Brückenverband im Front- und Seitenzahnbereich erweitert hat, sollte auch die Passgenauigkeit vollkeramischer Brücken untersucht werden.

4.1 Material und Methode

Die Modellherstellung erfolgte ausgehend von einem Meistermodell durch Dublierung desselben und gusstechnischer Anfertigung identischer Metallmodelle. Der für die Stumpfmodelle gewählte Präparationswinkel $\alpha/2$ erwies sich mit 2° als zu gering und erforderte zu große Nachbearbeitung zur Aufpassung der Gerüste vor allem beim Empress2[®]-System. Der in der Literatur beschriebene Konvergenzwinkel von $15 - 20^\circ$ [17, 21] der präparierten Stümpfe, der durch einen Präparationswinkel $\alpha/2$ von $7 - 10^\circ$ erreicht wird, mag zwar einen besseren Zementabfluss und eine geringere Zementschichtstärke im Randbereich der Restauration ermög-

lichen, eine ausreichende Friktion, die für den dauerhaften, festen Halt auf den Stümpfen notwendig ist, sollte dabei jedoch zumindest in Frage gestellt werden. Eine frühzeitige Lockerung der Restauration auf dem Stumpf muss durch die Präparationsform verhindert werden. Der ideale Präparationswinkel $\alpha/2$, der eine gute Passgenauigkeit und gleichzeitig eine ausreichend hohe Friktion der Restauration am Zahnstumpf ermöglicht, dürfte mit $3 - 6^\circ$ zwischen den beiden Extremen liegen.

Die weiteren Arbeitsschritte wurden an das klinische Vorgehen angelehnt und umfassten die Nachpräparation der Stümpfe mittels Finierdiamanten, Abformung in Doppelmischtechnik mit einem dimensionsstabilen Abformmaterial und Herstellung von Sägemodellen aus Superhartgips. Alle Gipsmodelle wurden gleichermaßen mit einem Gipshärter versehen.

Auf die Benutzung von Stumpflack wurde verzichtet, da der Einsatz eines solchen zumindest für das CAD/CAM-System nicht in Betracht kam und der Lack durch seine nicht exakt bestimmbare Schichtstärke die Vergleichbarkeit der Systeme untereinander negativ beeinflusst hätte. Alle Systeme sollten nach Möglichkeit identische Gipsmodelle als Ausgangspunkt erhalten. Die Schichtstärke eines Stumpflackes ist von vielen Faktoren abhängig und daher nicht genau zu bestimmen. Die zu eng an den Stumpfwänden anliegenden Empress2[®]-Brücken zeigen jedoch, dass auf den Stumpflack nicht verzichtet werden hätte dürfen.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Randschluss und die Passgenauigkeit von drei unterschiedlichen Vollkeramikbrückensystemen anhand von Schliiffpräparaten unter dem Lichtmikroskop untersucht. Technisch bedingt konnte der Randbereich dabei nicht zirkulär untersucht werden, sondern nur im Bereich der Approximalräume. Ein großer Teil an Information ging durch die destruktiven Schleifvorgänge verloren. Einige Arbeiten, die sich mit der Untersuchung von Einzelkronen befassen, messen den Randschluss in direkter Aufsicht unter dem Rasterelektronenmikroskop. Von Vorteil ist dabei die Möglichkeit der Verteilung der Mess-

punkte über den gesamten Kronenrandbereich. Aber bei der Untersuchung von Brücken entzieht sich hierbei der Approximalbereich unter dem Brückenglied auch der direkten Aufsicht. Die auf dem Modell festzementierte Brücke müsste dafür im Bereich des Brückengliedes zertrennt werden, was jedoch zur Zerrüttung des Zementgefüges und einer damit einhergehenden Lockerung der Brücke auf den Pfeilern führen könnte. Zudem kann in der direkten Draufsicht nur der äußerste Punkt, also der eigentliche Randschluss der Restauration, beurteilt werden, nicht jedoch die innere Passgenauigkeit, die für die eindeutige Positionierbarkeit einer Restauration und den dauerhaften Halt durch Friktion am Zahnstumpf ebenfalls von großer Bedeutung ist. Auch Zementüberschüsse machen eine exakte Beurteilung des Randschlusses in einzelnen Bereichen unmöglich.

Der Vorteil der hier verwendeten Methode der Vermessung von Schliffpräparaten ist die Möglichkeit, den Zementspalt auch in seinem inneren Verlauf beurteilen zu können. Dies ermöglicht ein wesentlich differenzierteres Bild von der Passgenauigkeit einer Krone oder Brücke. Als Nachteil erweist sich der hohe Aufwand für die Anfertigung der Schliffpräparate sowie die begrenzte Anzahl möglicher Messpunkte im Bereich des Randschlusses.

Ideal wäre eine Kombination der beiden Messverfahren, wobei in direkter Draufsicht die vestibulären und lingualen Bereiche der Brückenrestauration auf ihren Randschluss untersucht werden und anschließend eine Anfertigung von Schliffpräparaten, anhand derer die mesialen und distalen Bereiche auf ihre Passung und den Randschluss vermessen werden könnten.

HOLMES ist der Auffassung, eine Beurteilung des Randschlusses sollte anhand der „absolute marginal discrepancy“, also der Entfernung des Kronenrandes zum Präparationsrand inklusive vorhandener Über- oder Unterkonturierungen, erfolgen, da auch ein Kronenrand mit einer Zementspaltbreite von 0 bei Überkonturierung eine Plaqueretentionsnische darstellt und somit klinisch nicht akzeptabel ist [38]. In eine rein werkstoffkundliche Betrachtung sollte eine Fehlkonturierung

des Kronenrandes, im Speziellen eine Überextension, jedoch nicht einfließen, da eine solche Fehlpassung weniger dem Werkstoff, als vielmehr dem ausführenden Techniker zuzuschreiben ist. In dieser Untersuchung wird daher die Zementspaltbreite zwischen Gussobjekt und Zahn im 90°-Winkel gemessen (marginal gap und internal gap).

Die Ergebnisse der LavaTM-Testgruppe sind mit den beiden anderen Testgruppen, durch die abweichende Präparationsgeometrie, nicht uneingeschränkt vergleichbar. Eine standardisierte Hohlkehlpräparation für alle Brücken hätte eine bessere Vergleichbarkeit der Gruppen untereinander ergeben.

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Randschluss

Alle getesteten Systeme weisen im Mittelwert einen akzeptablen Randschluss von 56 μm beim LavaTM-System, 57 μm beim Celay[®]-System und 75 μm bei Empress2[®] auf.

Die im Vergleich mit anderen Untersuchungen leicht erhöhten Messwerte sind zum einen darauf zurückzuführen, dass es sich um Brücken handelt und nicht, wie bei den meisten Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme, um Einzelkronen. Leichte Verziehnungen im Bereich des Verbindungsgliedes haben hier einen ausgeprägt negativen Einfluss auf die Passung im Bereich der Pfeilerzähne. Zum anderen erfolgte die Anfertigung der Brückengerüste nicht wie bei anderen Untersuchungen in zahntechnischen Laboratorien von ausgebildeten Zahntechnikern, die mit den Systemen vertraut sind, sondern vom Verfasser selbst, der sich in alle Systeme neu einarbeiten musste und daher keine Routine in der Verarbeitung der verwendeten Materialien hatte, was sicher auch an einzelnen Stellen zu Ungenauigkeiten geführt hat. Dies bringt jedoch den Vorteil mit sich,

dass indirekt auch die Anwenderfreundlichkeit und Fehlertoleranz der Systeme in die Ergebnisse mit einfließen.

Sowohl beim LavaTM-System als auch bei Empress2[®] liegen einzelne Messwerte jedoch deutlich über den geforderten $100\ \mu\text{m}$.

Bei den Empress2[®]-Brücken dürfte dies an der möglicherweise ungenügenden Zementspaltbreite an den Stumpfwänden liegen, außerdem wiesen die Empress2[®]-Brücken hauptsächlich im Approximalbereich unter dem Brückenglied Ungenauigkeiten auf, was sich durch die schlechtere Nachbearbeitbarkeit des Randbereiches der Wachsmodellation in diesem Bereich nach Einfügen des Brückengliedes erklären lässt.

Beim LavaTM-System zeigten sich bereits nach dem Fräsvorgang vereinzelt Randaussprengungen an den Brückengerüsten, was an den entsprechenden Stellen zu deutlichen Randungenauigkeiten und damit verbunden höheren Messwerten führte. Hierfür kann eine zu grobe Materialbearbeitung während des Fräsvorganges verantwortlich gemacht werden. Dies sollte sich jedoch durch ein Softwareupdate beheben lassen, womit die Fräsbahn im sensiblen Kronenrandbereich etwas langsamer abgefahren wird. Regelmäßiger Austausch verschlissener Fräswerkzeuge kann ebenso dazu beitragen, unerwünschte Materialaussprengungen zu vermeiden.

Die mit dem Celay[®]-System hergestellten Brücken weisen in dieser Untersuchung keine so starken Ungenauigkeiten im Randbereich auf. Die Standardabweichung des Randspaltwertes verdeutlicht dies mit einem Wert von 20 gegenüber 34 bei Empress2[®] und 36 bei LavaTM. Dies könnte auf die, dem Celay[®]-System sehr entgegenkommende, einfache Präparationsform zurückzuführen sein. Zudem lassen sich die gefrästen In-Ceram[®]-Gerüste sehr leicht auf die Gipsstümpfe aufpassen, wobei kleinere Ungenauigkeiten vor der Glasinfiltration nachgearbeitet werden können.

4.2.2 Innere Passgenauigkeit

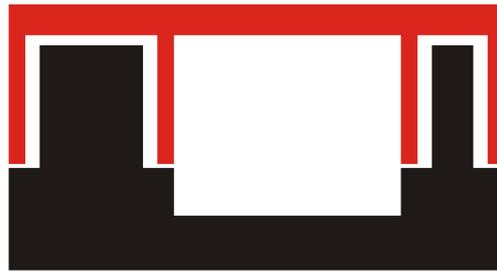
Anhand der inneren Passgenauigkeit kann die Breite und Gleichmäßigkeit des inneren Zementspaltes zwischen Zahnstumpf und Restauration beurteilt werden. Ein gleichmäßiger Zementspalt ist nötig, um einen ausreichenden mechanischen Halt der Brücke auf den präparierten Pfeilern und gleichzeitig einen guten Zementabfluss zu erreichen.

Eine wichtige Fragestellung in dieser Untersuchung war, inwieweit die Sinterschrumpfung bei der Bearbeitung von Zirkonoxid-Grünkörpern, wie sie beim LavaTM-System zum Einsatz kommen, vorausberechnet werden kann. Im gleichen Zusammenhang sollte untersucht werden, wie genau die Einbettmasseexpansion beim Empress2[®]-System eingestellt ist, um keine zu großen oder zu kleinen Pressobjekte zu erhalten, da nur dadurch ein gleichmäßiger Zementspalt erreicht werden kann. Dazu wurde folgende Überlegung angestellt:

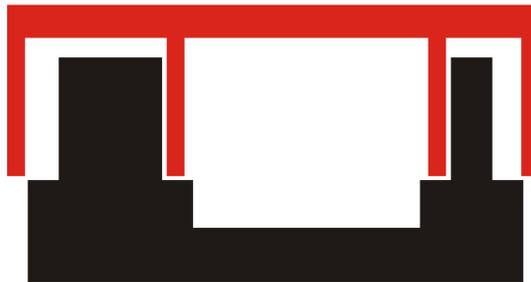
Bei optimaler Expansionssteuerung der Einbettmasse des Empress2[®]-Systems bzw. exakter Sinterschrumpfberechnung der LavaTM-Keramik sollte der gemessene Zementspalt auf der dem Brückenglied zugewandten Seite (innen) und derjenige auf der abgewandten Seite (außen) der Restauration etwa gleich sein, wohingegen eine zu geringe Einbettmasseexpansion bzw. eine stärker als berechnete Sinterschrumpfung auf der dem Brückenglied zugewandten Seite größere Messwerte ergeben muss als auf der abgewandten und umgekehrt, wie in Abbildung 26 dargestellt.

Zur Beurteilung der Gesamtexpansion der einzelnen Brücken wurden die gemessenen Zementspaltbreiten auf der dem Brückenglied zugewandten mit denjenigen auf der abgewandten Seite verglichen.

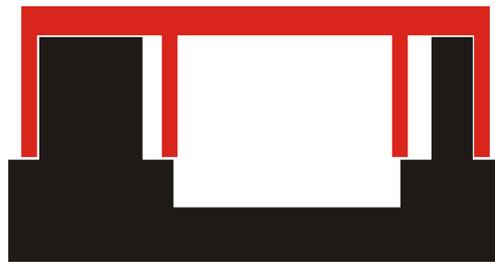
Es konnte gezeigt werden, dass die LavaTM-Brückengerüste an beiden Zahnstümpfen einen zirkulär gleichmäßigen Zementspalt aufweisen, was sich in der niedrigsten Standardabweichung, bei der inneren Passgenauigkeit im Bereich der vertikalen



Optimale Expansion



Zu hohe Expansion



Zu geringe Expansion

Abbildung 26: Einfluss der Gesamtexpansion auf den Zementspalt.

len Stumpfwände, gegenüber den Vergleichsmaterialien zeigt. Die Schwindungsparameter der Zirkonoxid-Grünlinge können also in allen drei Raumebenen exakt vorausbestimmt werden und in die Berechnung der Fräsbahn einfließen, um ein um diesen Betrag vergrößertes Brückengerüst zu erhalten, welches dann während des nachfolgenden Sinterprozesses bis zur exakten Passung schrumpft.

Die Vermessung des inneren Zementspalt ergab vor allem beim Empress2®-System einige sehr geringe Messwerte nahe $0 \mu m$. Dies führte zwar einerseits zu dem geringen Mittelwert in der inneren Passgenauigkeit, lässt jedoch andererseits darauf schließen, dass die zu dicht anliegende Restauration an diesen Stellen nicht genügend Platz für die Zementschicht ermöglichte. Während die Brücke beim Aufpassen unter dem Mikroskop sich noch vollständig und mit einem guten Randschluss auf das Modell aufsetzen lies, genügte die Schichtstärke des Zementes, um eine vollständige Eingliederung der Restauration nicht mehr zu ermöglichen. Stattdessen klemmte sie sich an den Stumpfwänden fest. Dies könnte den erhöhten Zementspalt im Bereich des marginalen Randes erklären. Der Einsatz eines Stumpflackes zur gezielten Zementspalteneinstellung wäre hier nötig gewesen, um einen sicheren Zementabfluss zu gewährleisten. Der nicht exakt bestimmbarer Einfluss des Stumpflackes auf die Breite des Zementspalt im Bereich der Stumpfwände muss dabei in Kauf genommen werden.

Das Lava™-System weist bei dieser Untersuchung für die innere Zementspaltbreite zwar sehr gleichmäßige, aber im Vergleich hohe Messwerte auf. Der Mittelwert im Bereich der Stumpfmitte liegt hier bei $110 \mu m$. Wenn man jedoch beachtet, dass bei diesem System ein gewünschter Zementspalt von $80 \mu m$ eingestellt wurde, so liegt der erreichte Mittelwert nur $30 \mu m$ über dem vorgegebenen Sollwert. Es kann also davon ausgegangen werden, dass mit geringer gewähltem Zementspaltparameter eine deutlich bessere innere Passung erreichbar wäre als in dieser Untersuchung.

Im Bereich der Präparationsstufe zeigt das LavaTM-System im Vergleich mit den anderen Systemen einen sehr ungleichmäßigen Verlauf. Bereits 100 μm vom äußersten Rand entfernt steigt die Zementspaltbreite deutlich an. Ob dies in einem Abtastfehler im Scanner, aufgrund der für das System nicht ganz optimalen Präparationsform, begründet liegt, kann hier nur vermutet werden. Eine Verbesserung der Software wäre wünschenswert, damit auch Präparationen, die nicht exakt den Präparationsregeln für das System entsprechen, optimal verarbeitet werden können, da vor allem in vivo eine exakte Einhaltung der idealen Präparationsform nicht immer erreichbar ist.

4.3 Vor- und Nachteile der Systeme

In dieser Untersuchung wurden drei vollkommen unterschiedliche Möglichkeiten der Herstellung vollkeramischer Brücken miteinander verglichen. Zum einen Empress2[®], eine Presskeramik, die als additives System eine Wachsmodellation mit Hilfe der Lost-wax-Technik in ein Keramikgerüst überführt. Auf der anderen Seite zwei subtraktive Bearbeitungsmethoden industriell gefertigter Keramikrohlinge. Celay[®] als manuelles Kopierfrässystem, das eine in Kunststoff modellierte Form dimensionsgleich auf einen Keramikrohling überträgt, und LavaTM als Vertreter der aktuellen CAD/CAM-Technologie, das die Präparationsform berührungslos einscann und das am Computer generierte Brückengerüst mit einer CNC-Fräsmaschine aus einem Rohling herausfräst.

Als Besonderheit des Lava-Systems ist die Grünbearbeitung des Zirkoniumoxidrohlinges zu erwähnen. Das heißt, dass das Gerüst zunächst etwa 30% vergrößert gefräst wird und erst durch einen anschließenden Sintervorgang auf die erforderliche Größe schrumpft.

Der Vorteil der subtraktiven Methode ist die, durch industrielle Fertigung, hohe und gleichbleibende Qualität der Rohlinge, wodurch sehr hohe Bruchfestigkeiten

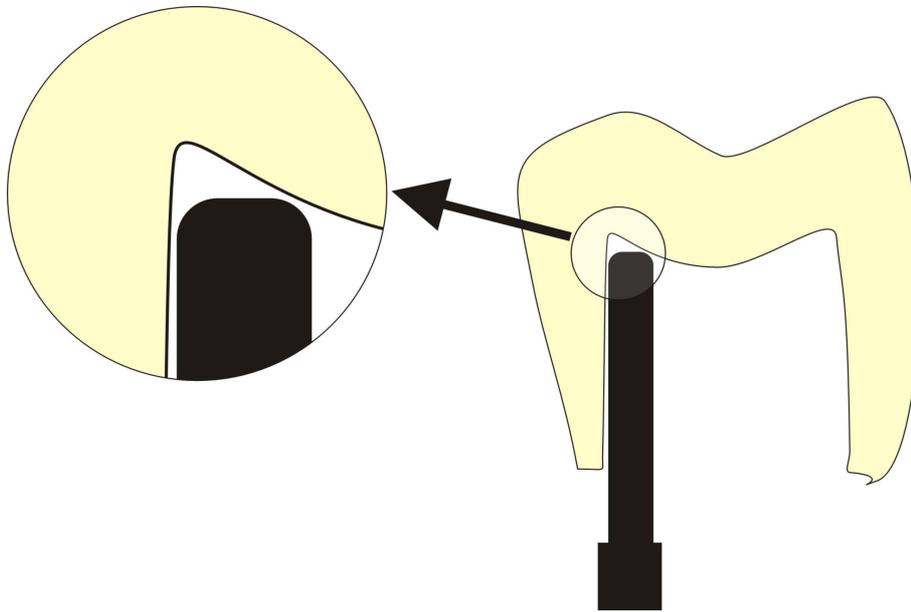


Abbildung 27: Limitierung enger Fräsradien durch die Größe des Fräswerkzeuges.

erreicht werden können. Der Nachteil des Fräsvorganges ist die Limitierung enger Fräsradien durch die Größe des Fräswerkzeuges.

Vor allem bei dichtgesinterten Zirkonoxidkeramiken ist zudem eine lange Fräszeit und ein hoher Verschleiß der Schleifkörper zu verzeichnen.

Die Möglichkeit der Bearbeitung vorgesintertter Rohlinge, die ihre endgültige Härte und Dimension erst durch eine Sinterung nach dem Fräsvorgang erhalten, stellt hier eine vielversprechende Möglichkeit dar, materialschonend und zeitsparend arbeiten zu können. Wegen der geringeren Härte des Materials können zierlichere Fräsinstrumente genutzt werden. Der kleinste erreichbare Radius verringert sich durch den Sinterschrumpf noch weiter, wodurch eine exaktere Passung, vor allem im Bereich von Kanten und engen Radien, wie sie zum Beispiel bei der Präparation von Retentionsrillen oder im Bereich der Schneidekante präparierter Frontzähne entstehen, erreicht werden kann.

Die Infiltrationskeramik In-Ceram[®] und die Presskeramik Empress2[®] sind bereits seit mehreren Jahren etabliert und können langjährige, durch klinische Studien

nachgewiesene, Erfolge aufweisen. Allerdings sind diese Systeme, aufgrund der Biegefestigkeit von 300 – 500 MPa, nur für kleinspannige Brücken geeignet.

Zirkoniumoxid stellt das zur Zeit stabilste, für die Zahntechnik verfügbare keramische Material dar. Seit vielen Jahren wird dieses Material bereits medizinisch genutzt. Vor allem im Bereich der Hüftgelenks-Endoprothesen sind langjährige Erfolge mit diesem Material zu verzeichnen. Durch die Einführung von CAD/CAM-Systemen kann Zirkoniumoxid nun auch für die Herstellung von Zahnersatz genutzt werden. Zahlreiche Hersteller entwickeln derzeit Möglichkeiten, das Material wirtschaftlich bearbeiten zu können. Dabei werden unterschiedliche Verfahren eingesetzt. Während einige Hersteller von CAD/CAM-Systemen die Bearbeitung von dichtgesintertem Zirkoniumoxid bevorzugen, setzen die Firmen Degussa und 3M-Espe auf die Grünbearbeitung, das heißt die Fräsung aus einem vorgesinterten Rohling und eine erst anschließende Dichtsinterung. Die Grünbearbeitung ermöglicht einen schnelleren und damit wirtschaftlicheren Fräsvorgang. Dass der anschließende Sinterschrumpf exakt vorausberechnet werden kann, konnte in dieser Arbeit nachgewiesen werden. In klinischen Langzeitstudien muss die dauerhafte Stabilität des Werkstoffes Zirkoniumoxid noch untersucht werden. Aus dem Jahr 2000 liegt eine klinische Ein-Jahres-Studie von 22 Zirkonoxid-Brücken mit einer Erfolgsrate von 100% vor [86]. Für eine abschließende Bewertung und Indikationsstellung für Brückenrekonstruktionen aus Zirkoniumoxid sollten 3- oder 5-Jahres-Ergebnisse aus klinischen Studien abgewartet werden.

5 Zusammenfassung

Jeweils acht Seitenzahnbrücken, hergestellt mit drei unterschiedlichen vollkeramischen Systemen, wurden im Schliﬄpräparat unter dem Lichtmikroskop auf Passgenauigkeit und Randschluss untersucht.

Der Randschluss fällt beim LavaTM-System und bei den mit dem Celay[®]-Kopierfräsgerät hergestellten In-Ceram[®]-Brücken mit einem Mittelwert von 56 bzw. 57 μm etwa gleich gut aus. Das Empress2[®]-System weist bei dieser Untersuchung mit 75 μm einen signifikant schlechteren Mittelwert im Bereich des Randschlusses auf. Alle Systeme liegen damit mit ihren Mittelwerten im Bereich der 50–100 μm , die für einen akzeptablen Randspalt gefordert werden. Einzelne Messstellen wiesen jedoch bei allen Systemen Randspalten von über 100 μm auf, was unter der Annahme, dass der Randbereich mit der schlechtesten Passgenauigkeit den limitierenden Faktor für die dauerhafte Abdichtung des Spaltes darstellt, negativ zu beurteilen ist.

Es konnte gezeigt werden, dass der Schrumpfungsfaktor der Zirkonoxid-Grünlinge beim LavaTM-System exakt vorausberechnet werden kann, sodass eine gleichmäßige Zementschichtstärke im Bereich aller Stumpfwände resultierte. Durch eine Optimierung der Fräsparameter sollte eine noch bessere Passung bei diesem System möglich sein.

Alle drei untersuchten Systeme können von Seiten der Passgenauigkeit für die Herstellung dreigliedriger Seitenzahnbrücken genutzt werden. Weiterentwicklungen im Bereich der CAD/CAM-Bearbeitung ermöglichen die Bearbeitung hochfester Materialien wie Zirkoniumoxid und sind damit in der Lage die Indikation für vollkeramischen Zahnersatz auf mehrgliedrige Seitenzahnbrücken zu erweitern.

Literatur

- [1] Abbate, M.F., Tjan, A.H.L., Fox, W.M.: *Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.* J Prosthet Dent 61, 527-531 (1989)
- [2] Bieniek, K.W.: *Klinische, materialkundliche und tierexperimentelle Untersuchungen zu innovativen vollkeramischen Restaurationssystemen.* Med Habil, Aachen (1995)
- [3] Bieniek, K.W., Küpper, H.: *Zur Randspaltproblematik von Keramikkrone.* ZWR 97, 1048 (1988)
- [4] Bieniek, K.W., Küpper, H., Richter, E.-J.: *Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Paßform von Dicor-Kronen.* Dtsch Zahnärztl Z 44, 783 (1989)
- [5] Bieniek, K.W., Spiekermann, H.: *Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung.* Quintessenz 44, 529 (1993)
- [6] Binder, J.R., Ritzhaupt-Kleissl, H.-J., Haußelt, J.: *Keramischer Zahnersatz aus einer schwindungsfreien Zirkonkeramik.* Dental Dialogue (2001)
- [7] Bodenstein, H.: *Porzellanbrücken in der Zahnersatzkunde.* Urban & Schwarzenberg, Berlin 1934
- [8] Boettger, H., Rosenbauer, K.A., Pospiech, P.: *Die Oberfläche von Glaskeramikkrone (Dicor) und VMK-Krone im rasterelektronenmikroskopischen Vergleich.* ZWR 98, 46-50 (1989)
- [9] Buonocore, M.G.: *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.* J Dent Res 34, 849 (1955)
- [10] Chan, C., Weber, H.: *Plaque retention on teeth restored with full-ceramic Cerestore crowns: a comparative study.* J Prosthet Dent 56, 666 (1986)

- [11] Chan, C., Haraszthy, G., Geis-Gerstorfer, J., Weber, H.: *Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns*. Quintessence Int 20, 189 (1989)
- [12] Christensen, G.J.: *Marginal fit of gold inlay castings*. J Prosthet Dent 16, 297 (1966)
- [13] Claus, H.: *Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken*. Quintessenz Zahntech 16, 35-46 (1990)
- [14] Comiskey, D.: *Aluminiumoxidkappen automatisiert auf elektrophoretischem Weg hergestellt*. Quintessenz Zahntech 28, 4, 390-398 (2002)
- [15] DCS Dental: *Das Precident System*. Produktinformation, DCS Dental AG, Allschwil, Schweiz (1999)
- [16] Dedmon, H.W.: *Disparity in Expert Opinions on Size of Acceptable Marginal Openings*. Oper Dent 7, 97-101 (1982)
- [17] Demmel, H.-J.: *Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z 26, 700-705 (1971)
- [18] Donath, K., Roth, K.: *Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen*. Z Stomatol 84, 53 (1987)
- [19] Dummer, P.M.H., Harrison, K.A.: *In-vitro plaque formation on commonly used dental materials*. J Oral Rehabil 9, 413 (1982)
- [20] Duret, F., Pelissier, B., Ogura, H.: *Das GN-1 oder GC Dental CAD/CAM-System*. Quintessenz Zahntech 27, 9, 1028-1033 (2001)
- [21] Dreyer Jørgensen, K.: *Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren*. Dtsch Zahnärztl Z 7, 13, 461-469 (1958)

- [22] Eames, W.B., O'Neal, S.J., Monteiro, J., Miller, C., Roan, J.D., Cohen, K.S.: *Techniques to improve the seating of castings*. J Am Dent Ass 96, 432-437 (1978)
- [23] Eichner, K.: *Beitrag zum Brückenzahnersatz nach dem Metallkeramik-Verfahren - klinische und werkstoffkundliche Ergebnisse*. Dtsch Zahnärztekztal 28, 89-101 (1969)
- [24] Eichner, K., Kappert, H.F.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig Verlag, 328ff (1996)
- [25] Eichner, K., Voss, R.: *Der Kronenrand*. Dtsch Zahnärztl Z 26, 742-757 (1971)
- [26] Eppenberger, J., Marinello, P., Scherle, W., Schärer, P.: *Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik*. Schweiz Monatsschr Zahnmed 97, 1237-1250 (1987)
- [27] Espe AG: *Lava[®]-System*. Produktbeschreibung. Espe Dental AG, 82229 Seefeld (2000)
- [28] Fahrholz, H.: *Mikroskopische Untersuchungen zur Paßgenauigkeit verschiedener metallkeramischer Kronensysteme*. Med Diss, München (1993)
- [29] Field, A.: *Discovering Statistics using SPSS for Windows*. Sage Publications London (2000)
- [30] Fischer, J., Schmid, M., Kappert, H.F., Strub, J.R.: *Gefügebildung der dentalkeramischen Kernmasse In-Ceram und thermische Dehnung ihrer Einzelkomponenten*. Dtsch Zahnärztl Z 46, 461-463 (1991)
- [31] Friedl, K.H., Schmalz, G., Hiller, K.-A.: *Flüssigkeitskulturen zur Prüfung der Wirkung zahnärztlicher Werkstoffe auf das Bakterienwachstum*. Dtsch Zahnärztl Z 47, 826 (1992)

- [32] Fröhlich, E.: *Zahnfleischrand und künstliche Krone in pathologisch-anatomischer Sicht*. Dtsch Zahnärztl Z 22, 1252 (1967)
- [33] Gavelis, J.R., Morency, J.D., Riley, E.D., Sozio, R.B.: *The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations*. J Prosthet Dent 45, 138 (1981)
- [34] Gernet, W.: *Kronen und Brücken*. In: Voß, R., Meiners, H.: *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*. Bd. 3 Carl Hanser Verlag, München, Wien (1987)
- [35] Geurtsen, W.: *Der Kronen- und Füllungsrand*. Dtsch Zahnärztl Z 45, 380 (1990)
- [36] Geymeier, D.: *Untersuchungen zur Passgenauigkeit und zur Bruchbelastbarkeit vor und nach Temperaturwechselbelastung von Mirage II-Kronen im Vergleich zu einem bekannten vollkeramischen System und zur Metallkeramik*. Med Diss, München (1996)
- [37] Haas, M., Wegscheider, W.A., Bratschko, R. O.: *Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich*. Quintessenz 4, 625-633 (1988)
- [38] Holmes, J.R., Bayne, S.D., Holland, G.A., Sulik, W.D.: *Considerations in measurement of marginal fit*. J Prosthet Dent 62, 405 (1989)
- [39] Holmes, J.R., Sulik, W.D., Holland, G.A., Bayne, S.C.: *Marginal fit of castable ceramic crowns*. J Prosthet Dent 67, 594 (1992)
- [40] Hüls, A.: *Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram - 6 Jahre klinische Praxis - Ein kurzer Leitfaden*. Informationsbroschüre Vita Zahnfabrik (1995)
- [41] Ivoclar: *Produktbeschreibung IPS Empress*. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein

- [42] Ivoclar: *IPS Empress2[®] Verarbeitungsanleitung*. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein (1999)
- [43] Kappert, H.F.: *Keramik als zahnärztlicher Werkstoff*, in: Strub J.R. et al.: *Curriculum Prothetik Bd. 2: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, Fest-sitzende Prothetik*. Quintessenz Berlin 631-660 (1999)
- [44] Kappert, H.F., Krah, M.: *Keramiken - eine Übersicht*. Quintessenz Zahntech 27, 6, 668-704 (2001)
- [45] Kerschbaum, Th., Mentler-Koeser, M., Stender, E.: *Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?* Zahnärztl Mitt 80, 2200-2210 (1990)
- [46] Kirchner, E.: *In-vitro-Untersuchungen zur Festigkeit und Paßgenauigkeit eines keramischen Restaurationssystems*. Med Diss, Tübingen (1994)
- [47] Knappwost, A.: *Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle*. Dtsch Zahnärztl Z 5, 1022 (1950)
- [48] Körber, K. H., Lenz, P.: *Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen*. ZWR 69, 440 (1968)
- [49] Kraft, E.: *Die Gestaltung des Kronenrandes*. Dtsch Zahnärztl Z 24, 8, 750-757 (1969)
- [50] Kurbad, A.: *Die Herstellung von In-Ceram-Brückengerüsten mit neuer CEREC-Technologie*. Quintessenz Zahntech 27, 5, 504-514 (2001)
- [51] Kurbad, A., Reichel, K.: *CEREC inLab - State of the art*. Quintessenz Zahntech 27, 9, 1056-1074 (2001)
- [52] Lässig, H.E., Müller-Köln, R.A.: *Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte*. DuMont, Köln (1983)

- [53] Linkowski, G.A.: *Klinische Nachuntersuchungen von schrumpfungsfreien Porzellankronen*. Med Diss, Zürich (1988)
- [54] Loose, M.S.: *In vitro Prüfung der Festigkeit und Randqualität metallfreier Brückenkonstruktionen aus dem glasfaserverstärkten Targis/Vectris-System und dem vollkeramischen System In-Ceram*. Med Diss, Regensburg (2000)
- [55] Luthardt, R. Musil, R.: *CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z 5, 380-384 (1997)
- [56] Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J.P., Lenz, E.: *Kronen aus Hochleistungskeramik. Zirkondioxid-Keramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik*. Dtsch Zahnärztl Z 4, 280-285 (1998)
- [57] Luthardt, R., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Walter, M.: *Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z 11, 785-789 (2000)
- [58] Marxkors, R.: *Der Randschluss der Gußkronen*. Dtsch Zahnärztl Z 35, 913 (1980)
- [59] May, K.B., Edge, M.J., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R.: *The precision of fit at the implant prosthodontic interface*. J Prosthet Dent 77, 497-502 (1997)
- [60] May, K.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Wang, R.F.: *Marginal fit. The Procera® AllCeram Crown*. J Dent Res 76 abstract 2379 (1997)
- [61] McLean, J.W., Hughes, T.H.: *The Reinforcement of Dental Porcelain with Ceramic Oxides*. Brit Dent J 119, 251-267 (1965)
- [62] Moore, J.A. et al: *Marginal distortion of cast restorations induced by cementation*. J Prosthet Dent 54, 336-340 (1985)

- [63] Nobel Biocare: *Procera® AllCeram - Stark und Schön. Produktinformation.* Nobel Biocare Deutschland GmbH, Geschäftsbereich Procera® (2002)
- [64] Nobel Biocare: *Procera® Scanner. Produktinformation.* Nobel Biocare Deutschland GmbH, Geschäftsbereich Procera® (2002)
- [65] Ödmann, P., Andersson, B.: *Procera AllCeram Crowns Followed for 5 to 10.5 Years: A Prospective Clinical Study.* Int J Prosthodont 14, 504-509 (2001)
- [66] Porsche, A.: *Die Eignung der Zinkoxyd-Phosphatzemente als Befestigungsmittel.* Dtsch Zahnärztl Z 16, 87-91 (1961)
- [67] Pospiech, P.: *Die Dicor-Krone im rasterelektronenmikroskopischen Bild.* S. Roderer-Verlag, Regensburg (1988)
- [68] Pröbster, L., Diehl, J.: *Klinik und Technik des keramischen Kronen- und Brückensystems In-Ceram.* Die Quintessenz 4, 613-624 (1990)
- [69] Rathke, A.: *High-Tech-Plattform für Zahntechnik.* Quintessenz Zahntech 27, 9, 1044-1047 (2001)
- [70] Rech, H.: *Keramische Prothetik.* Meusser, Berlin (1927)
- [71] Rehberg, H. J.: *Der Kronenrand. Exakter Randschluß - was ist das?* Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971)
- [72] Rinke, S., Margraf, G., Jahn, L., Hüls, A.: *Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay®/In-Ceram®).* Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 12, 1495-1499 (1994)
- [73] Riquier, R., Girrbaach, K.: *Digident® - CAD/CAM in zahntechnischer Hand.* Quintessenz Zahntech 27, 9, 1036-1042 (2001)
- [74] Sassen, H.: *Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen.* Dtsch Zahnärztl Z 36, 254-257 (1981)

- [75] Schmierer, A.: *Vergleichende Untersuchungen zur Paßgenauigkeit des Kronenrandes*. Med Diss, Tübingen (1976)
- [76] Schwickerath, H.: *Randspalt und Löslichkeit*. Dtsch Zahnärztl Z 34, 664 (1979)
- [77] Schwickerath, H.: *Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramik, ein innovativer dentalkeramischer Werkstoff*. dental-labor, 11, 1597-1599 (1989)
- [78] Schwickerath, H., Coca, I.: *Zur Festigkeit von Kronen im Frontzahnbereich*. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1002 (1986)
- [79] Sidler, P., Strub, J.R.: *In-vivo-Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen*. Dtsch Zahnärztl Z 38, 564 (1983)
- [80] Siervo, S., Bandettini, B., Siervo, P., Falleni, A., Siervo, R.: *The CELAY System: A Comparison of the Fit of Direct and Indirect Fabrication Techniques*. Int J Prosthodont 7, 5, 434-439 (1994)
- [81] Sørensen, J.A.: *A standardized method for determination of crown margin fidelity*. J Prosthet Dent 64, 18 (1990)
- [82] Sørensen, J.A., Okamoto, S.K.: *Comparison of Marginal Fit of All Ceramic Crown Systems*. J Dent Res 66, Abstract 1415, 283 (1987)
- [83] Spiekermann, H.: *Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken*. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 (1986)
- [84] Strietzel, R.: *FutureDent - Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems*. Quintessenz Zahntech 27, 9, 970-978 (2001)
- [85] Strub, J.R., Belser, U.: *Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und brückenprothetischem Ersatz*. Schweiz Monatsschr Zahnmed 88, 569-581 (1978)

- [86] Sturzenegger, B., Fehér, A., Lüthy, H., Schumacher, M., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Schärer, P.: *Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem DCM-System*. Acta Med Dent Helv 5, 131-139 (2000)
- [87] Suttor, D., Kleebe, H.-J., Ziegler, G.: *Formation of Mullite from Filled Siloxanes*. J Am Ceram Soc 80, 10, 2471-2482 (1997)
- [88] Suttor, D., Hauptmann, H., Höscheler, S., Hertlein, G., Bunke, K.: *Das Lava®-System von 3M ESPE für vollkeramische ZrO₂-Kronen- und Brücken-gerüste*. Quintessenz Zahntech 27, 9, 1018-1026 (2001)
- [89] Thiele, J.: *Rasterelektronenmikroskopische und histologische Untersuchungen zur marginalen Paßform von vollkeramischen Kronen aus In-Ceram*. Med Diss, Aachen (1997)
- [90] Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R.: *Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik*. Dtsch Zahnärztl Z 9 (1999)
- [91] Utz, K.H., Grüner, M., Vothknecht, R.: *Zervikale Diskrepanzen und Randschußdichte von Vollgußkronen in Abhängigkeit vom Befestigungszement*. Dtsch Zahnärztl Z 44, 901-904 (1989)
- [92] Valderhaug, J.: *Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium*. ZWR 87, 230 (1978)
- [93] Vita: *Verarbeitungsanleitung und Produktbeschreibung des In-Ceram Systems*. Vita Zahnfabrik, D-79704 Bad Säckingen
- [94] Vita: *Vita Celay® Alumina Blanks. Verarbeitungsanleitung Gerüsterstellung*. Vita Zahnfabrik, 79704 Bad Säckingen (1999)
- [95] Völkl, L.: *cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental*. Quintessenz Zahntech 27, 9, 1004-1008 (2001)

- [96] Walther, Th.: *Vergleichende Untersuchungen zur Paßgenauigkeit des Kronenrandes. Der Einfluß der Randabschrägung bei hohlkehligter Präparation und keramischer Verblendung*. Med Diss, Tübingen (1985)
- [97] Willershausen, B.: *Gingivapigmentierungen bei Metallkeramik und Amalgamaufbauten*. Dtsch Zahnärztl Z 45, 360 (1990)
- [98] Windecker, D., Ohle, K.: *Einfluß des Herstellungsverfahrens auf den Randschluß von Metallkronen*. Dtsch Zahnärztl Z 26, 706 (1971)
- [99] Wolz, S.: *Das WOL-CERAM-System*. Quintessenz Zahntech 27, 9, 1076-1080 (2001)
- [100] Zubler: *Microstar[®] HS-Easy2[®] Preßeinbettmasse. Arbeitsanweisung*. Zubler Gerätebau, D-89081 Ulm (1999)

6 Anhang

6.1 Lebenslauf

Name:	Siad Matthias Abdin-Bey
Geburtsdatum:	31. Januar 1973
Geburtsort:	München
Familienstand:	ledig
Eltern:	Vater: Tarek Abdin-Bey Mutter: Ursula Abdin-Bey
ab September 1979:	Grundschule an der Manzostraße in München
ab September 1983:	Städtisches Luisengymnasium in München
Juli 1994:	Abitur
ab 1. September 1994:	Zivildienst beim Malteser-Hilfsdienst in Gräfelfing
ab WS 1995/96:	Studium der Zahnheilkunde an der LMU-München
Herbst 1996:	naturwissenschaftliche Vorprüfung
Herbst 1998:	zahnärztliche Vorprüfung
Juli 2001:	Staatsexamen Zahnheilkunde an der LMU
3. August 2001:	Approbation als Zahnarzt
seit Oktober 2001:	Assistententätigkeit in freier Praxis

6.2 Danksagung

Bei allen, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben, möchte ich mich ganz besonders bedanken.

Herr Prof. Dr. W. Gernet ermöglichte mir die Arbeit in den Einrichtungen der Poliklinik für Prothetik und die Benutzung der benötigten Geräte.

Herr Prof. Dr. Peter Pospiech danke ich für die Überlassung des Themas und die Unterstützung bis zur Fertigstellung der Arbeit.

Die Zahntechniker der Poliklinik für Prothetik haben mir stets gute Ratschläge bei der Anfertigung der Brücken und deren Verblendung gegeben.

Die Firmen 3M ESPE, Ivoclar und VITA stellten kostenlos die Gerüst- und Verblendmaterialien für die Brücken zur Verfügung.

Herr Glen H. Johnson und Frau Monika Finsterwald unterstützten mich bei der statistischen Auswertung.

Herr Christian Putterer gab mir eine kleine Einweisung in \LaTeX und unterstützte mich bei der Layoutgestaltung.

Meiner lieben Andrea danke ich für ihre unermüdlichen Korrekturarbeiten.

Meiner ganzen Familie danke ich, dass sie mich während der Erstellung der Arbeit ertragen haben, auch wenn meine Laune manchmal ihren Tiefpunkt erreichte.