

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Prof. Dr. J. M. Setz)



**Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung
von Metallkeramikkkronen mit lasergeschmolzenem Gerüst**
Eine In-vitro-Studie

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Michael Rudolph
geboren am 11.07.1977 in Dessau

Gutachter:

1. Prof. Dr. J. M. Setz
2. Prof. Dr. H.-G. Schaller
3. Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer

Verteidigungsdatum: 30.01.2006

urn:nbn:de:gbv:3-000009871

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000009871>]

In Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet

Kurzreferat

Seit Anfang der siebziger Jahre wird von verschiedenen Arbeitsgruppen an CAD/CAM-Systemen zur Herstellung von Kronen und Brücken gearbeitet (CAD: computer aided design; CAM: computer aided manufacturing). Verschiedene Ansätze wurden und werden verfolgt. Zielsetzung ist eine Automatisierung des manuellen zahntechnischen Produktionsprozesses.

Die Firma BEGO Medical (Bremen, D) hat ein Laser-Schmelz-Verfahren auf den Markt gebracht, welches erstmals im November 2002 vorgestellt wurde. Mit diesem Verfahren können gegenwärtig Gerüste für Metallkeramikronen und Brücken aus einer hochgoldhaltigen Legierung, aus CoCrMo und aus Titan hergestellt werden. Dabei kompaktiert ein Laser, gesteuert durch eine CAD/CAM-Software, aus einem Metallpulver schichtweise das Gerüst für eine Metallkeramikkrone bzw. für eine Metallkeramikbrücke. Ziel dieser In-vitro-Studie war es, zu überprüfen, ob dieses neue Verfahren zur Herstellung von Gerüsten für Metallkeramikronen geeignet ist.

Hierfür wurde im ersten Teil der Studie der Randspalt an 5 Metallkeramikronen lichtmikroskopisch vermessen. Im zweiten Teil wurde die Verbundfestigkeit von 6 Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst und im Vergleich dazu 6 Metallkeramikronen mit konventionell gegossenem Gerüst gemessen.

Der Randspalt betrug im Mittel $29,2 \mu\text{m}$. 83,6 % aller Messwerte ergaben Randspalten unter $50 \mu\text{m}$. Die Messwerte des Randspaltes von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst in dieser In-vitro-Studie sind gut vergleichbar mit Messwerten aus der Literatur für konventionell hergestellte Metallkeramikronen. Die Verbundfestigkeit der Verblendkeramik mit dem lasergeschmolzenem Gerüst betrug im Mittel 1887 N. Die konventionell gegossenen Gerüste hatten im Mittel eine Verbundfestigkeit von 2080 N. Die Messwerte bei der Verbundfestigkeitsprüfung ergaben keine signifikanten Unterschiede ($p=0,839$) zwischen den Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst gegenüber denen mit gegossenem Gerüst. Die in der Untersuchung erzielten Ergebnisse lassen, mit den Einschränkungen einer In-vitro-Studie, darauf schließen, dass eine klinische Anwendung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst zu vertreten ist.

Rudolph, Michael: Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst. Eine In-vitro-Studie.
Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 50 Seiten, 2005

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1	Die Entwicklung von der Gusstechnik zu den CAD/CAM-Verfahren.....	1
1.2	Allgemeine Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen.....	3
1.3	Das CAD/CAM-System der Firma BEGO Medical.....	3
2.	Literaturübersicht	5
2.1	CAD/CAM-Systeme.....	5
2.1.1	Entwicklung der CAD/CAM-Systeme.....	6
2.1.2	Technologische Grundlagen.....	7
2.2	Randspalt und Passgenauigkeit.....	9
2.3	Cobalt-Chrom-Legierungen.....	10
2.4	Metallkeramik.....	11
2.4.1	Verbundmechanismen.....	11
2.4.2	Belastungen von metallkeramischem Zahnersatz im Mund.....	13
2.4.3	Untersuchungen zum metallkeramischen Verbund.....	14
3.	Zielvorstellung	15

4.	Material und Methode	16
4.1	Randspaltmessung.....	16
4.1.1	Präparation der Versuchszähne.....	16
4.1.2	Stumpfabformung.....	17
4.1.3	Modellherstellung.....	18
4.1.4	Herstellung der lasergeschmolzenen Kronengerüste.....	18
4.1.5	Keramische Verblendung	19
4.1.6	Zementierung der Metallkeramikronen.....	20
4.1.7	Lichtmikroskopische Vermessung des Randspaltes.....	21
4.1.8	Statistische Auswertung.....	21
4.2	Festigkeitsprüfung.....	22
4.2.1	Versuchszahn und Stumpfherstellung für die Druckversuche.....	22
4.2.2	Modellherstellung.....	22
4.2.3	Herstellung der lasergeschmolzenen und gegossenen Kronengerüste.....	23
4.2.4	Keramische Verblendung.....	23
4.2.5	Zementierung der Metallkeramikronen.....	24
4.2.6	Druckversuche.....	25
4.2.7	Statistische Auswertung.....	26
5.	Ergebnisse	27
5.1	Randspaltmessung.....	27
5.2	Festigkeitsprüfung.....	28

6.	Diskussion	31
6.1.	Randspaltmessung.....	31
6.1.1	Versuchsmethode.....	31
6.1.2	Ergebnisanalyse.....	33
6.2.	Festigkeitsprüfung.....	34
6.2.1	Versuchsmethode.....	34
6.2.2	Ergebnisanalyse.....	35
7.	Zusammenfassung	37
8.	Literaturverzeichnis	39
9.	Thesen	49

1. Einleitung

1.1 Die Entwicklung von der Gusstechnik zu den CAD/CAM-Verfahren

Seit Beginn des 19. Jahrhunderts versucht man, den Metallguss für die zahnärztliche Prothetik zu nutzen (Hofmann-Axthelm, 1985). In der Literatur findet man erste schriftliche Arbeiten zum Metallguss in der Zahnheilkunde von *A. Ollendorff* im Jahre 1904 und 1907 (Ollendorff, 1904). Die Technik des Metallgusses ist auch heute noch zahntechnischer Standard zur Herstellung von Kronen und Brücken.

Neben den guten mechanischen Eigenschaften des gegossenen Zahnersatzes, ist jedoch die Ästhetik für unseren westlichen Kulturkreis unbefriedigend. Es wurde versucht, die metallischen Gerüste mit zahnfarbenen Werkstoffen zu verblenden. Mitte der dreißiger Jahre wurde hierfür, durch die Entwicklung zahnfarbener Kunststoffe für die Zahnmedizin, der Grundstein gelegt. Ab 1960 kamen dann keramische Massen für die Verblendung von Kronen und Brücken zum Einsatz (Henning, 1976).

Die Metallkeramik mit gegossenem Gerüst ist eines der am häufigsten angewandten Versorgungsformen im Bereich des festsitzenden Zahnersatzes (KZBV, statistische Basisdaten 2004).

Trotz dieses Erfolges der Metallkeramik mit gegossenem Gerüst, wird seit Anfang der siebziger Jahre von verschiedenen Arbeitsgruppen an CAD/CAM-Systemen gearbeitet. Bereits 1971 begann *Francois Duret* mit der Planung eines CAD/CAM-Systems, mit welchem 1985 die erste Krone gefräst wurde. *Mörmann* und *Brandestini* begannen 1980 mit der Entwicklung eines Chairside-Systems, aus dem später das Cerec-System entstand (Mehl, 2001; Mörmann, Brandestini, 1987). Bis Mitte der neunziger Jahre war allerdings das Interesse an CAD/CAM-Systemen gering, da die Passgenauigkeiten nicht ausreichten und hohe Anschaffungskosten bestanden. Erst in den letzten Jahren kam es durch die rasanten Fortschritte in der Computer- und Fertigungstechnologie zur Entwicklung von mehreren brauchbaren CAD/CAM-Systemen (Schmidt, et al., 1998).

Unter CAD (computer aided design) versteht man die Konstruktion eines Werkstückes am Computer und unter CAM (computer aided manufacturing) die Herstellung dieses Werkstückes durch voll automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten. Zielsetzung in der Zahnmedizin ist eine Automatisierung des aufwendigen, zahntechnischen Produktionsprozesses der Gusstechnik.

Bei der konventionellen Gusstechnik der Gerüste für Metallkeramikkronen wird die zahntechnische Arbeit auf einem Gipsmodell modelliert. Dieses Wachsgerstüß muss anschließend eingebettet werden und wird in Metall gegossen. Abschließend wird das Metallgerüst ausgebettet, ausgearbeitet und keramisch verblendet.

Aufgrund dieses komplexen zahntechnischen Werdeganges, treten in der Gusstechnik Probleme auf. Metallen müssen beispielsweise Elemente zugefügt werden, um eine gussfähige Legierung zu erhalten. Daraus ergibt sich eine verminderte chemische Beständigkeit und daraus folgend eine verminderte Biokompatibilität (Geis-Gerstorfer, et al., 1986).

Ein weiteres Problem der Gusstechnik besteht darin, dass es nicht immer gelingt, poren- und lunckerfreie Güsse zu erzielen (Kappert 1986; Marx, 1967).

Zahlreiche Studien haben die Problematik der Lunckerbildung beim Guss von Titan belegt (Geis-Gerstorfer, et al., 1989; Probster, et al., 1991).

Auch in der Präzision bringt die Gusstechnik Probleme mit sich. Hier wäre zunächst die Dimensionsänderung der Wachsmodellation zu nennen. Die feste Schwindung der Gusslegierung bei der Abkühlung vom Soliduspunkt zur Raumtemperatur liegt in einer Größenordnung von 1,5 bis 2,7 % (Gehre, 1967). Auch der Versuch, über die Expansion der Einbettmasse diese Dimensionsänderungen auszugleichen, ist ein Unsicherheitsfaktor für die Präzision einer zahntechnischen Arbeit.

Betrachtet man die Gusstechnik unter wirtschaftlichen Aspekten, so sind die anfallenden Metallreste in Form von Gusskanälen und Gusstrichtern auch von Nachteil. Der Metallverlust einer metallkeramischen Arbeit kann bis 23 % betragen (Schwickerath, 1981).

Die Arbeitszeit ist von hoher Wichtigkeit, wenn es um die Wirtschaftlichkeit eines Herstellungsverfahrens geht. Auch hier kommt es bei der umfangreichen Produktionskette in der Gusstechnik zu Nachteilen.

Die Verarbeitung von Metallen in der Gusstechnik hat gegenüber des vollkeramischen Zahnersatzes aus der CAD/CAM-Technik auch einen ästhetischen Nachteil.

Alle diese genannten technologischen, wirtschaftlichen und ästhetischen Probleme der Gusstechnik sind Argumente, die Entwicklung der CAD/CAM-Systeme voranzutreiben.

1.2 Allgemeine Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen

Eine CAD/CAM-Produktionskette beginnt zunächst mit der Digitalisierung des präparierten Zahnstumpfes. Der präparierte Stumpf kann intraoral erfasst werden, wodurch eine Abdrucknahme und Modellherstellung entfällt. Bei der extraoralen Erfassung ist die Modellherstellung nötig. Hier werden die Maße des Modellstumpfes ebenfalls digitalisiert. Bei einigen CAD/CAM-Systemen wird auch erst die Modellation aus Wachs oder Kunststoff erfasst. Die Gewinnung der Daten kann mechanisch über Abtasten, optisch mit Hilfe von Licht oder über Laserstrahlung erfolgen. Über eine CAD-Software werden die digitalen Daten zur Modellation eines virtuellen Gerüsts an einem PC genutzt.

Der so gewonnene Datensatz aus dem CAD-Prozess wird in eine Fertigungsanlage übertragen. Diese kann sich in der zahnärztlichen Praxis, in einem zahntechnischen Labor oder in einem Produktionszentrum befinden. Der dreidimensionale digitale Datensatz des Zahnersatzes wird in den meisten Fällen in CNC - Fräs - oder Schleifbahnen umgerechnet. Aus Rohlingen unterschiedlichster Materialien werden anschließend die Gerüste herausgefräst und/oder geschliffen. Etabliert haben sich aufgrund ihrer sehr guten Biokompatibilität Titan und Zirkoniumdioxid. Zirkoniumdioxid hat zusätzlich aufgrund seiner weißen Farbe einen hohen ästhetischen Vorteil.

Ausnahmen zur Herstellung des Zahnersatzes bei der CAM-Fertigung mittels Fräsen und/oder Schleifen aus Rohlingen bilden das Laserschmelzen und die Funkenerosion. Das Laserschmelzen findet seine Anwendung im CAD/CAM-System der Firma BEGO Medical (Bremen, D), welches Gegenstand dieser In-vitro-Studie ist.

1.3 Das CAD/CAM-System der Firma BEGO Medical

Die Firma BEGO Medical (Bremen, D) hat ein Laser-Schmelz-Verfahren auf den Markt gebracht, wo durch einen Laser, gesteuert durch eine CAM-Software, einzelne Schichten aus einem Metallpulver örtlich definiert kompaktiert werden, und somit ein Gerüst für eine Metallkeramikkrone oder für eine Metallkeramikbrücke aufgebaut wird (Abb. 1).

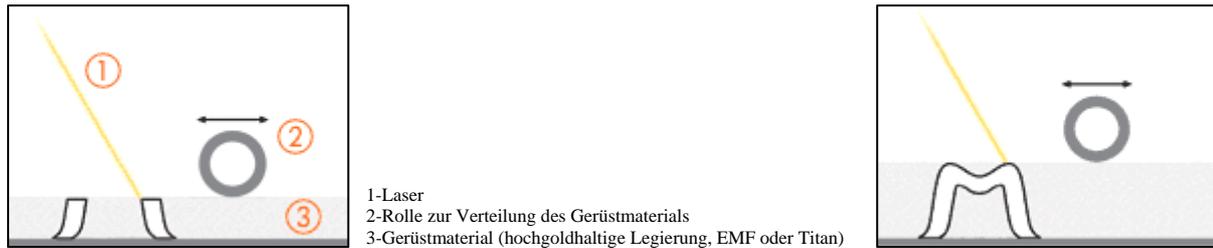


Abb. 1: Laserschmelzung des Gerüsts (Quelle: BEGO Medical)

Die Kompaktierung eines Metallpulvers mittels eines Lasers ist auf dem umfangreichen Markt der CAD/CAM-Verfahren einzigartig. Ein Vorteil gegenüber der Frästechnik anderer CAD/CAM-Verfahren liegt in der Materialersparnis.

Es wird ausschließlich nur Metall für das Gerüst kompaktiert. Im Gegensatz dazu kommt es bei der Herstellung von Gerüsten mittels einer Fräs – oder Schleiftechnik immer zu einem Metallverlust bedingt durch das Abtragen von Metall von einem Rohling. Weiterhin entsteht bei der Kompaktierung des Legierungspulvers ein homogeneres Metallgefüge als beispielsweise bei der Gusstechnik. Die Oxidbildung der Legierung ist beim Laserschmelzen geringer als bei der Gusstechnik (Strietzel, 2002). Verarbeitet werden kann gegenwärtig eine hochgoldhaltige Edelmetalllegierung, eine CoCrMo-Legierung und Titan.

2. Literaturübersicht

2.1 CAD/CAM-Systeme

In den letzten Jahren haben die CAD/CAM-Systeme bei der Herstellung prothetischer Restaurationen deutlich mehr an Bedeutung gewonnen. Die Automatisierung der Produktionsabläufe, die damit verbundene Kostendämpfung und die gleichbleibend hohe Produktqualität machten die Entwicklung von CAD/CAM-Systemen für die Zahnheilkunde interessant (Mehl, 2001).

In der Zahnmedizin versteht man unter CAD (computer aided design) die Konstruktion einer Zahnrestauration am Computer und unter CAM (computer aided manufacturing) die Herstellung des Zahnersatzes durch voll automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten.

Erst durch den technologischen Fortschritt in den letzten Jahren ist es überhaupt möglich geworden, Zahnersatz mittels CAD/CAM-Systemen herzustellen.

Das primäre Ziel der CAD/CAM-Systeme ist die dreidimensionale Erfassung des präparierten Stumpfes (Schmidt, et al., 1998).

Durch die digitale Datenaufbereitung und Weiterverarbeitung kommt es zu einer Automatisierung des Herstellungsprozesses. Im Idealfall laufen alle Produktionsschritte von der 3D-Datenerfassung, der Generierung des Datensatzes, die Aufbereitung des Datensatzes und das Fräsen-/Schleifen in der CNC-Einheit weitgehend vollautomatisch ab. Eine Variation stellen die CAM-Systeme dar, bei denen eine modellierte Zahnrestauration automatisch abgetastet wird. Ein Beispiel für ein solches Verfahren ist das Cercon®-System von Degussa Dental (Mehl, 2001; Sohmura, Takahashi, 1995; Witkowski, 2002).

CAD/CAM-Systeme können in Chairside-Systeme wie das Cerec 3®-System (Bornemann, et al., 2001; Kunzelmann, et al., 1999) oder in Labside-Systeme eingeteilt werden. Bei den Chairside-Systemen wird die Präparation intraoral eingescannt und die Restauration sofort hergestellt und eingesetzt. Somit entfällt hier eine Abdrucknahme und die Herstellung eines Provisoriums (Mehl, 2001).

Die Anbieter von Labside-Systemen sind in größerer Anzahl vertreten. Hier ist eine Abformung der präparierten Stümpfe und eine Modellherstellung nötig. Anbieter dieser Systeme sind unter anderem BEGO, DCS, Degussa Dental, 3M Espe, etcon, GIRRACH und KaVo Dental (Mehl, 2001).

Die vollkeramischen Restaurationen haben in den letzten Jahren durch Zirkoniumdioxid, mit seinen guten mechanischen und ästhetischen Eigenschaften, sehr an Bedeutung gewonnen (Luthardt, Rudolph, 2001). Die Bearbeitung von Zirkoniumdioxid steht daher im Blickwinkel der Dentalindustrie (Schmidt, et al., 1998).

CAD/CAM-Systeme können aber nicht nur Keramiken bearbeiten, sondern finden ihre Anwendung auch bei Edelmetalllegierungen, edelmetallfreien Legierungen, Titan und Kunststoffen (Böhm, 2002).

2.1.1 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

Die Abb. 2 zeigt die Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie nach *Mehl* (2001).



Abb. 2: Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie (nach Mehl)

Als Begründer des CAD/CAM gefertigten Zahnersatzes gilt *Francois Duret*. Er begann bereits 1971 mit der Planung eines CAD/CAM-Systems. 1985 wurde mittels des Duret-Systems unter großem Aufwand die erste Krone gefräst. 1993 stellte man die weitere Entwicklung dieses Verfahrens ein. *Altschulter* entwickelte 1973 ein optisches Abdruckverfahren auf Basis der Holographie. 1980 befassten sich *Mörmann* und *Brandestini* mit einem Chairside-System, aus dem später das Cerec-System hervorging (Mehl, 2001; Mörmann, Brandestini, 1987).

Das Cerec-System kam dann auch 1988 als erstes CAD/CAM-System in der Zahnmedizin klinisch zum Einsatz (Bornemann, et al., 2001; Schmidt, et al., 1998).

Seit den achtziger Jahren wurde verstärkt von verschiedenen Arbeitsgruppen an CAD/CAM-Systemen geforscht. Das Interesse an der Herstellung von CAD/CAM gefertigtem Zahnersatz ging allerdings bis Mitte der neunziger Jahre zurück (Mehl, 2001). Die inneren Passgenauigkeiten waren nicht ausreichend, die Anschaffungskosten waren sehr hoch und der Bedienungs- und Schulungsaufwand zu unwirtschaftlich. Die benötigte hohe Rechenleistung, bedingt durch die individuelle und präzise Form der Präparation, konnte durch die damaligen Computersysteme nicht verarbeitet werden.

Erst in den letzten Jahren, bedingt durch die Fortschritte in der Computer- und Fertigungstechnologie, kam es wieder zur Entwicklung von mehreren CAD/CAM-Systemen (Becker, 1996; Gojowy 2002; Mehl, 2001; Schmidt, et al., 1998).

Anfänglich stand die Bearbeitung von Titan im Vordergrund, wobei heute eher das Bearbeiten von Keramiken überwiegt (Luthardt, Rudolph, 2001).

2.1.2 Technologische Grundlagen

Die Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen baut auf drei Schritten auf. Dazu gehören die 3D Datenerfassung der Präparation, die computergesteuerte Konstruktion mit Hilfe der CAD-Software und das Fräsen und/oder Schleifen des Zahnersatzes mittels einer CNC-(computer numeric control)-Maschine.

Die 3D Datenerfassung des präparierten Stumpfes kann mechanisch/taktil oder optisch erfolgen (Luthardt, Rudolph, 2001; Schmidt, et al., 1998; Tinschert, et al., 2001).

Bei den mechanisch/taktilen Systemen kommen Abtastnadeln in Form von Punktsensoren, die über die Oberfläche geführt werden, zum Einsatz. Die Auslenkung der Nadel wird in ein digitales Signal umgewandelt. Die Genauigkeit dieser Methode ist an Glattflächen sehr hoch (Mehl, 2001), wobei die Messzeit auch entsprechend hoch ist. An Kanten kann es durch ein Verbiegen der Abtastnadel zu größeren Ungenauigkeiten kommen (Becker, 1996; Mehl, 2001).

Die optische Datenerfassung arbeitet berührungslos nach dem Prinzip der Triangulation. Dabei wird aus einer Richtung der Stumpf beleuchtet und aus einer anderen Richtung werden die Daten digital auf einem CCD-Kamerachip gespeichert (Becker, 1996; Willer, 1998).

Die Oberfläche wird entweder mit einem Laser oder mit einer Streifenlichtprojektion punktförmig, linienförmig oder flächig abgescannt.

Die dreidimensionale Datenerfassung kann intraoral oder extraoral anhand von Stumpfmodellen erfolgen (Luthardt, Rudolph, 2001). Intraoral kommen nur optische Flächensensoren zum Einsatz, da sie die kürzesten Messzeiten haben.

Den extraoralen Vermessungsmethoden wird zurzeit der Vorzug eingeräumt. Gips besitzt gute Eigenschaften für eine optische Vermessung, im Gegensatz zu den transparenten Zahnoberflächen, die zunächst mit weißem Puder überdeckt werden müssen. Weiterhin entfallen Störfaktoren wie Blut und Speichel (Mehl, 2001).

Die erfassten Daten müssen nun für die CNC-Maschine aufbereitet werden. Mittels der CAD-Software wird der virtuelle Zahnersatz konstruiert. Hilfe hierbei können gespeicherte Zahnformen, das Scannen der Ausgangssituation oder das Scannen der konventionell aufgewachsenen Restauration sein (Luthardt, Rudolph, 2001).

Anschließend werden die Daten der CAD-Konstruktion an die CNC-Maschine weitergeleitet. Es gibt CAD/CAM-Systeme, die auf dem Prinzip eines Fräszentrums basieren, wo die Fertigung des Zahnersatzes ausschließlich zentral stattfindet. Beispiele hierfür wären BEGO Medical (BEGO Medifactoring) oder Nobel Biocare (Procera). Die Scanner dieser Systeme befindet sich in entsprechenden Partnerlaboren. Ein anderes Konzept ist die Bereitstellung des Gesamtsystems in entsprechenden Partnerlaboren. Vertreter sind hier beispielsweise KaVo (Everest) oder 3M Espe (Lava).

Die Fräs- und/oder Schleifwerkzeuge arbeiten aus einem Rohling den Zahnersatz heraus. Die Rohlinge bestehen aus Materialien, die unter konstanten und optimalen Bedingungen industriell hergestellt wurden. Das ermöglicht eine hohe Reinheit, Homogenität und Qualität des Zahnersatzes (Luthardt, Rudolph, 2001; Tinschert, et al., 2001).

Es können die unterschiedlichsten Materialien bearbeitet werden, die auch aus der konventionellen Zahntechnik geläufig sind. Zirkoniumdioxid und andere Keramiken sowie Titan nehmen gegenüber Goldlegierungen, EMF-Legierungen und Kunststoffen den größten Marktanteil ein.

2.2 Randspalt und Passgenauigkeit

Ein entscheidender Parameter für die klinische Eignung einer prothetischen Versorgung mit einer Metallkeramikkrone ist die Passung des Kronenrandes. Der passgenaue Randschluss von Kronen ist ausführlich in der zahnärztlichen Literatur diskutiert und definiert worden. Unter einem idealen marginalen Randschluss versteht man einen Kronenrand, der spaltfrei, nicht zu tasten und weder unter- noch überkonturiert ist (Dreyer, 1958; Rehberg, 1971). Diese Idealvorstellung ist aber technisch- und materialbedingt nicht zu verwirklichen (Demmel, 1971; Felton, et al., 1991).

Der Randspalt zwischen Krone und Zahn sollte optimal zwischen 20 µm und 50 µm liegen (Dreyer, 1958; Rehberg, 1971). Andere Autoren sehen Randspalten bis 100 µm als Grenze des im klinischen Alltag Machbaren an (Bieniek, Küpper, 1988; Dreyer, 1958; Körber, Lenz, 1968; Marxkors, 1980; Schäfers, et al., 1994; Spiekermann, 1986; Tinschert, et al., 2001).

Kommt es zu größeren Randspalten zwischen der prothetischen Kronenversorgung und dem Zahn, besteht die Gefahr, dass der Zement aus der Randspaltfuge durch mechanische und chemische Vorgänge verloren geht. Die Zementspaltbreite und der Grad der Zementwaschung stehen in einem signifikanten Zusammenhang (Schwickerath, 1979).

Folge ist ein Spalt, der zur Anlagerung von Plaque und schließlich zur Sekundärkaries führt. Sekundärkaries ist der häufigste Grund für den Funktionsverlust von Kronen (Kerschbaum, Thie, 1981). Gingivitis und marginale Parodontitis sind weitere pathologische Reaktionen als Folge eines mangelhaften Kronenrandschlusses (Gropp, Schwindling, 1971; Spiekermann, 1986).

Abzugrenzen vom marginalen Randspalt ist die innere Passgenauigkeit. Die innere Passung ist definiert als Abstand der inneren Oberfläche der Restauration zur Stumpfoberfläche (Holmes, et al., 1989). Die innere Passgenauigkeit und der marginale Randspalt müssen nicht in direktem Verhältnis zueinander stehen. Die Krone kann beispielsweise bei gutem Randschluss innen vom Stumpf abstehen (Eichner, Voss, 1971).

In-vitro-Studien haben gezeigt, dass bei CAD/CAM-Systemen aufgrund der starken Bearbeitung der Innenflächen besonders im Bereich der Kanten, höhere Passungsdiskrepanzen vorkommen als an den glatten Mantelflächen (Bornemann, et al., 2001).

Der marginale Randspalt wurde in vielen In-vitro- und In-vivo-Studien untersucht. Der Vergleich dieser Studien ist aber problematisch. In-vivo-Studien können häufig nur mit Spiegel und Sonde durchgeführt werden (Kerschbaum, et al., 1990).

Ergebnisse solcher Studien können kaum in Beziehung zueinander gebracht werden.

In-vitro-Studien sind eher vergleichbar, obwohl auch hier Probleme in einer einheitlichen Nomenklatur bestehen. Die Durchführung von In-vitro-Studien sollte unter kliniknahen Bedingungen erfolgen.

2.3 Cobalt-Chrom-Legierungen

Unter den edelmetallfreien Legierungen (EMF) haben die Cobalt-Chrom-Legierungen den größten Marktanteil in Deutschland.

In ihrer Zusammensetzung bestehen sie zu 54-70 % aus Cobalt, 20-31 % Chrom, sowie Molybdän, Mangan, Silicium, Wolfram oder Eisen.

Cobalt-Chrom-Legierungen besitzen eine hohe Härte und Festigkeit, welche durch verschiedene Faktoren bestimmt wird. Cobalt ändert beim Erstarren in einer Umwandlungsphase seine kristalline Form. Durch die Ausbildung feiner Nadeln, die sich ineinander verkeilen und die Einlagerung von Chromatomen wird die hohe mechanische Festigkeit erreicht.

Die chemische Beständigkeit wird durch eine Passivierungsschicht hervorgerufen, welche durch die Oxidation von Chrom entsteht. Molybdän trägt aufgrund seines hohen Schmelzpunktes (2622 °C) zur Kornverfeinerung bei. Mangan wirkt als Antioxidationsmittel, und Silicium begünstigt die Fließeigenschaften der Schmelze (Siebert, 1989).

Cobalt-Chrom-Legierungen weisen eine gute Korrosionsbeständigkeit auf, weil die Oxidschicht des Chroms auch im Mundmilieu weitgehend erhalten bleibt (Eichner, 1983; Gundlach, 2000; Rudolph, 1999).

2.4 Metallkeramik

Die Bestrebungen, Zahnersatz der natürlichen Zahnfarbe anzupassen, konnte man schon in unserer frühen Geschichte beobachten. Erste bekannte Zahnersatzarbeiten wurden in ägyptischen und babylonischen Gräbern entdeckt und auf das dritte bzw. zweite Jahrtausend v. Chr. datiert (Hofmann-Axthelm, 1985). Knochen, Tierzähne oder Elfenbein, mit Drähten geschient und an Restzähnen im Munde befestigt, kamen hier zur Anwendung. Erst ab dem 18. Jahrhundert erlangte das aus China stammende Porzellan in Europa an Bedeutung zur Herstellung von Zahnersatz (Eichner, 1997). Um die Jahrhundertwende gründeten sich in Deutschland einige Zahnfabriken (*Vita und Hutschenreuther*) und begannen mit der industriellen Fertigung der Keramiken (Geis-Gerstorfer, 1997).

In den Jahren 1963 bis 1965 begann man allmählich mit der klinischen Einführung des metallkeramischen Zahnersatzes in Deutschland. Das größte Problem lag darin, die Keramikmassen und Legierungen so aufeinander abzustimmen, dass zum Einen die Festigkeit der Legierung ausreichend war, zum Anderen die Verbindung zwischen Metall und Keramik hielt (Henning, 1976).

2.4.1 Verbundmechanismen

Das Abstimmen der physikalischen Parameter der Verblendkeramik und des Metalls ist für den Verbund entscheidend (Böhm, 2001).

Physikalische und chemische Kräfte zusammen bewirken den Verbund:

a) Mechanische Retention

Ein Aufrauen der Metalloberfläche durch rotierende Instrumente oder Sandstrahlen führt zu einer Oberflächenvergrößerung und steigert damit die Kontaktfläche zwischen Keramik und Metall. Folge ist eine größere Anzahl von Ankerpunkten, welche die Keramik beim Aufbrennen umfließen kann. Die Haftfestigkeit wird somit verbessert (Al Mutawa, et al., 2000; Eichner 2000; Graham, et al., 1999; Henning, 1976; Von Radnoth, Lautenschläger, 1969; Wolff, 1997).

b) Kontraktionskräfte durch unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) von Metall und Keramik

Der WAK der Keramik muss etwas größer sein als der der Legierung. Dadurch schrumpft die Keramik beim Abkühlen nach dem Brennvorgang auf das Metallgerüst auf und es kommt zur Ausbildung einer geringen Druckspannung im Metallkeramikverbund (Eichner, 2000; Henning, 1976; Schwickerath, 1983).

c) Chemische Bindungen durch Haftoxide

In Legierungen werden Nichtedelmetalle als Haftoxidbildner verwendet, da über sie eine chemische Bindung stattfindet (Strietzel, 1999; Von Radnoth, 1970; Wirz, Schmidli, 1990). Als Oxidbildner werden unter anderem Indium, Zinn, Eisen, Chrom, Mangan oder Beryllium eingesetzt. Diese Oxidbildner verlassen bei geringeren Temperaturen als die Gitteratome ihren Platz und reichern sich an der Oberfläche an. Die Schichtdicke der Haftoxide ist entscheidend für die Qualität des metallkeramischen Verbundes. Die Anreicherung der Haftoxide wird durch das Vorglühen des Gerüsts erzeugt. Die Dauer und Temperatur ist hierbei entscheidend, damit die Haftfestigkeit nicht durch eine zu dünne oder zu dicke Schicht herabgesetzt wird (Böhm, 2001; Henning, 1976; Schirano, et al., 1999).

d) Van-der-Waals-Kräfte

Van-der-Waals-Kräfte sind zwischenmolekulare Anziehungskräfte, die als Dipolkräfte zwischen den einzelnen Molekülen vorhanden sind. Diese Kräfte bestimmen hauptsächlich die Oberflächenspannung der Keramik.

Normalerweise würde sich ein Tropfen Keramik aufgrund seiner Oberflächenspannung nicht ohne weiteres gleichmäßig auf einer Metalloberfläche verteilen. Deshalb werden der Keramik Borax, Natriumoxid oder Kaliumoxid zugeführt, um die Oberflächenspannung herabzusetzen, um eine großflächige Benetzung der rauen Metalloberfläche zu erreichen (Böhm, 2001; Eichner, 2000; Henning, 1976).

2.4.2 Belastungen von metallkeramischem Zahnersatz im Mund

Die Belastungen des metallkeramischen Verbundes im Mund werden im Wesentlichen durch drei Parameter bestimmt:

a) Temperatureinfluss

Die Temperatur im Mund unterliegt durch Nahrungsaufnahme, Atmung usw. natürlichen Schwankungen. Temperaturwechselbeständigkeitstests gehören daher zur Grundprüfung des Metallkeramikverbundes. Je spannungsärmer das System ist, desto besser werden die Temperaturwechsel toleriert (Vita Zahnfabrik, 2000).

b) Chemische Einflüsse

Korrosion kann die Verbundfestigkeit beeinflussen. Als Korrosion wird die Reaktion eines metallischen Werkstoffes mit seiner Umgebung bezeichnet, durch die es zu einer messbaren Veränderung des Werkstoffes und zu einem Korrosionsschaden mit Beeinträchtigung der Funktion eines Bauteils oder eines gesamten Systems kommt (Siebert, 1989).

Zum Beispiel durch ein Absinken des pH-Wertes im Speichel durch Nahrungsaufnahme oder in Spalten und Lunkern kann ein Korrosionsschaden am Metall-Keramik-Verbund auftreten.

c) Kaubelastungen im Mund

Eine theoretisch mögliche Kraft berechnete *Fick* 1911 anhand des Muskelquerschnittes der Kaumuskulatur (Fick, 1911). Er kam hier auf einen Wert von ca. 4000 N. *Tholuck* 1923 und *Winkler* 1922 hielten aus ihren theoretischen Berechnungen Kräfte zwischen 800 und 1000 N für realistisch (Tholuck, 1923; Winkler, 1922).

Von größerem Interesse sind Kräfte, die bei der Nahrungszerkleinerung zwischen den Zahnreihen auftreten. Diese Kräfte sind in erster Linie von der Konsistenz der Nahrung abhängig und betragen durchschnittlich 40 N (De Boever, et al., 1978; Eichner, 1964; Jäger, et al., 1989).

Praktisch mögliche Kräfte bei maximaler Anstrengung liegen im Mittel bei 320 N (Körper, Ludwig, 1983; Uhlig, 1953). Unter extremen Bedingungen wurden bis zu 750 N festgestellt (Von Straelen, 1997).

Die höchste Kaukraft, die zwischen den Zahnreihen gemessen wurde, lag bei verblockten Zahnreihen bei 4345 N (Gibbs, et al., 1986).

Überschreiten die auftretenden Spannungen die Festigkeit der Verbundkonstruktion, so können adhäsive Brüche der Verblendkeramik, was einem Versagen des metallkeramischen Verbundes entspricht, oder kohäsive Brüche innerhalb der Keramik auftreten.

Die beim Patienten auftretenden Kaukräfte sind nicht nur auf einen axialen Druck ausgerichtet, sie beinhalten auch extraaxiale Scherkräfte (Coca, Schwickerath, 1987).

Weiterhin kann es zum Auftreten von Zugspannung kommen, die im Metallkeramikverbund etwa nur ein Zehntel der Kräfte bei Druckspannung toleriert. Zugspannungen sollten daher wenn möglich durch Passgenauigkeit und Konstruktion minimiert oder vermieden werden.

Um all diesen Kräften in einem In-vitro-Versuch gerecht werden zu können, wurde eine Vielzahl an Versuchsanordnungen entwickelt. Einige davon sind:

- Druck-Scherversuch nach *Schulmeyer*
- Biegedruckversuch nach *Voss*
- Zugversuch nach *Nally und Berta*
- Zugscherversuch nach *Shell und Nilsen*
- Drei-Punkt-Biegeversuch nach *Schwickerath*

2.4.3 Untersuchungen zum metallkeramischen Verbund

In der Literatur beschriebene Verbundfestigkeitswerte von Cobalt-Chrom-Legierungen zur Verblendkeramik liegen zwischen 37,8 und 59,2 MPa (Lenz, et al., 1995; Schwickerath, Molsleh, 1985; Strietzel, 1999).

Nach einer Langzeitstudie von *Weber* an zwei EMF-Legierungen (Nickel-Chrom) für die Metallkeramik, traten innerhalb von vier Jahren 1,9 % und 10,9 % metallkeramische Fehler auf (Weber, 1983). *Kerschbaum* nennt einen Wert von 2,2 % Metallkeramikdefekte in klinischen Nachuntersuchungen (Kerschbaum, 1986).

In einer Langzeitstudie von *Troester* wurden Untersuchungen an 262 Zahnersatzeinheiten durchgeführt und an 9 von ihnen konnten Defekte an der Metallkeramik festgestellt werden, was einer Versagensquote von 3,4 % entspricht (Troester, 1977).

Von *Sieper* gibt es eine Langzeitvergleichsstudie, welche mit EMF- und EM-Legierungen durchgeführt wurde. Bei den EMF-Legierungen gab es Keramikabplatzungen in 2,7 %, bei den EM-Legierungen in 1,7 % der Fälle (Sieper, 1988).

3. Zielvorstellung

Mit dieser In-vitro-Studie wurde untersucht, ob dieses neue Verfahren zur Herstellung von Metallkeramikkrone aus technischer Sicht für eine zuverlässige klinische Anwendung geeignet ist. Hierfür wurden die zwei Parameter Randschlussgenauigkeit und Verbundfestigkeit der Verblendkeramik zum Metallgerüst experimentell, aber dennoch möglichst exakt der klinischen Situation nachempfunden, geprüft.

Da es sich um eine In-vitro-Studie handelt, steht hier also die Untersuchung des rein technisch Machbaren dieses neuen CAD/CAM-Systems im Vordergrund. Wie sich klinische Parameter wie beispielsweise Schwierigkeiten bei der Präparation, Stumpfabformung mit Speichel- und Blutkontamination usw. auf die Genauigkeit und Zuverlässigkeit dieses CAD/CAM-Systems auswirken, muss zweifelsohne in einer klinischen Studie untersucht werden.

4. Material und Methode

4.1 Randspaltmessung

4.1.1 Präparation der Versuchszähne

Die Versuche zur Randspaltmessung erfolgten an 5 extrahierten menschlichen Seitenzähnen, 2 Prämolaren und 3 Molaren. Diese Zähne wurden nach ihrer Extraktion gereinigt, mit 70 %igem Ethanol desinfiziert und in einer 0,9 %igen Kochsalzlösung bei Zimmertemperatur gelagert. Alle Zähne waren füllungsfrei und kariesfrei. Vor der Präparation der Zähne, wurden diese in einem Gipsblock befestigt (Abb. 3).



Abb. 3: natürliche Zähne im Gipsblock von lateral und okklusal

An diesen Zähnen wurde eine ca. 1 mm breite Hohlkehle für die Aufnahme einer Metallkeramikkrone präpariert (Abb. 4).

Für die Präparation der Zähne wurde ein FG-Handstück mit einem hohlkehlförmigen, diamantierten Schleifkörper, grober Körnung verwendet. Zur Glättung der Präparationsgrenze kam ein feinkörniger, diamantierter Schleifkörper gleicher Form und Größe zur Anwendung. Das Beschleifen fand unter Wasserkühlung statt.

Bei der Präparation wurde auf einen möglichst gleichen Präparationswinkel von ca. 3° bis 5° geachtet.



Abb. 4: präparierte natürliche Zähne im Gipsblock von lateral und von okklusal

In der Abb. 5 ist ein Längsschliff durch einen Prämolaren aus dieser Studie abgebildet, der die Form der Hohlkehlpräparation verdeutlicht.



Abb. 5: Präparationsgrenze, Längsschliff eines Prämolaren

4.1.2 Stumpfabformung

Die Stumpfabformung erfolgte mit einem individuell angefertigtem Abformlöffel aus lichthärtendem Kunststoff. Die präparierten Stümpfe wurden mit einer Doppelmischabformung mit Permadyne/Impregum (3M ESPE, Seefeld, D) abgeformt (Abb. 6). Hierfür wurden die Stümpfe mit dem dünnfließenden Material Permadyne umspritzt und der individuelle Abformlöffel mit Impregum beschickt. Nach 7 min wurde die Abformung von den Stümpfen getrennt und im Impresept (3 M ESPE, Seefeld, D) Tauchbad desinfiziert.

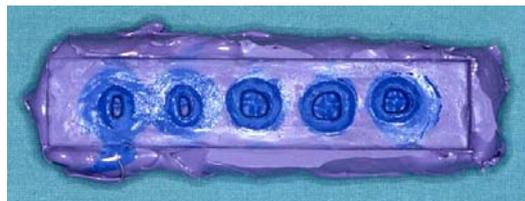


Abb. 6: Doppelmischabformung der präparierten Stümpfe mit Permadyne/Impregum

4.1.3 Modellherstellung

Eine Stunde nach Abformung der Stümpfe, wurde ein Meistermodell aus Superhartgips der Klasse IV, GC FUJIROCK® EP (GC EUROPE, Leuven, Belgium), hergestellt (Abb. 7). Nach Aushärtung des Gipses wurden die Präparationsgrenzen der Stümpfe freigelegt (Abb. 8). Das Freilegen der Präparationsgrenzen war nötig, um später ein fehlerfreies Einscannen der Stufe zu ermöglichen.



Abb. 7: Meistermodell der präparierten Stümpfe



Abb. 8: freigelegte Präparationsgrenzen

4.1.4 Herstellung der lasergeschmolzenen Kronengerüste

Das Einscannen der präparierten Stümpfe und das Laserschmelzen der Gerüste erfolgte durch die Firma BEGO Medical (Bremen, D).

Ein optischer 3D-Sensor erfasste mittels mehrachsiger Streifenlichtprojektion die Oberfläche der präparierten Stümpfe (Abb. 9). Mit Hilfe der CAD-Software konnte nun am Bildschirm die Präparationsgrenze festgelegt werden (Abb. 10) und virtuell das Gerüst für eine Metallkeramikkrone modelliert.

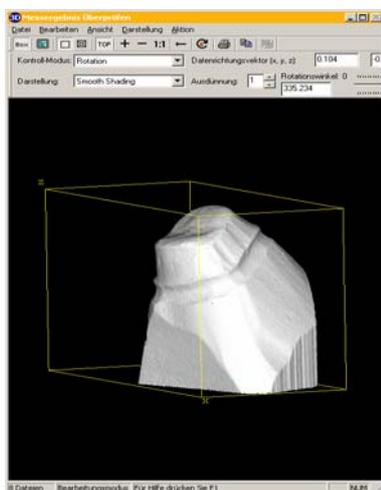


Abb. 9: CAD-Software mit eingescanntem Stumpf

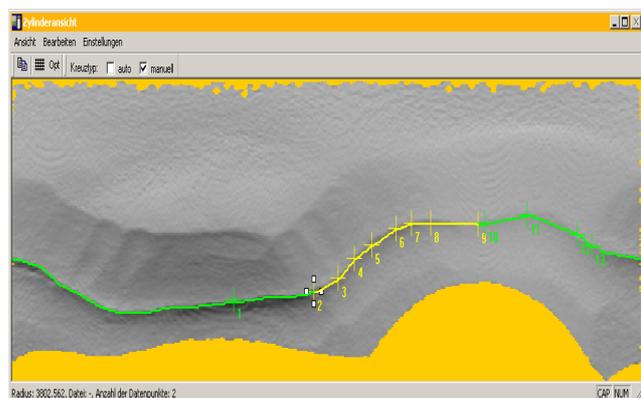


Abb. 10: CAD-Software und Festlegen der Präparationsgrenze

Ein Laser, gesteuert durch eine CAM-Software, verschmolz daraufhin ein Metallpulver und baute somit schichtweise das Gerüst einer Metallkeramikkrone auf.

Für diese Studie kam die Cobalt-Chrom-Legierung, Wirobond C+ (BEGO Medical, Bremen, D) zur Anwendung.

Diese Legierung hat nach Herstellerangaben folgende Zusammensetzung:

Co 61,5 %, Cr 26 %, Mo 6 %, W 5 %, Si 1 %, Fe 0,5 %

Die so gewonnenen Gerüste wurden auf das Meistermodell aufgepasst (Abb. 11).

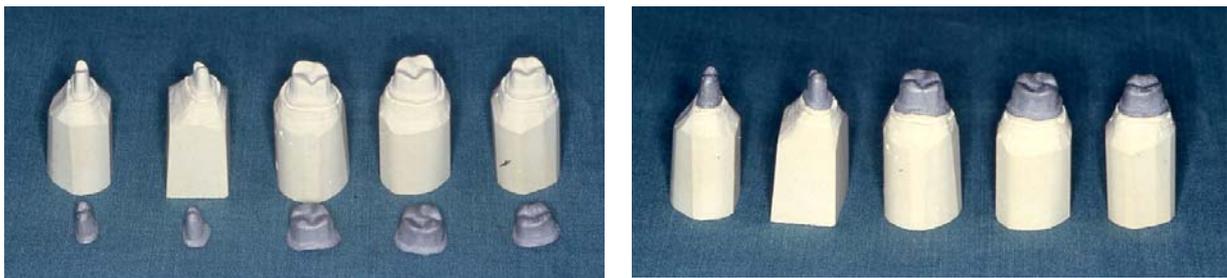


Abb. 11: primäres Aufpassen der lasergeschmolzenen Gerüste auf das Meistermodell

Hilfsmittel hierfür war eine Lupe mit 5-facher Vergrößerung. Die primäre Passung der Gerüste auf dem Meistermodell konnte als gut bezeichnet werden. Herstellungsbedingt befanden sich vereinzelt an der Oberfläche des Gerüsts kleine Metallperlen. Dieses erklärte sich dadurch, dass der Laser, welcher das Metallpulver verschmolz, an den Grenzflächen noch einige Partikel mit erfasste, welche dann überstanden. Diese Metallperlen konnten leicht mit einer Hartmetallfräse entfernt werden. Somit war der Aufwand des Aufpassens gering und betrug pro Gerüst durchschnittlich 3 min.

4.1.5 Keramische Verblendung

Die keramische Verblendung der Gerüste (Abb. 12) fand unter gleichen Bedingungen statt, um auch einen möglichen negativen Einfluss der Aufbrennvorgänge auf die Passung erfassen zu können. Die Keramik Omega 900 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) kam hier zum Einsatz. In seiner Zusammensetzung besteht diese Keramik aus:

57-61 % SiO₂, 15-16,5 % Al₂O₃, 9-10 % K₂O, 5-6 % Na₂O, 3-4 % BaO, 1-1,5 % ZrO₂, 1-1,5 % SnO₂, 1-1,5 % CaO, (Fe₂O₃, TiO₂, MgO, B₂O₃, Li₂O) < 1 %

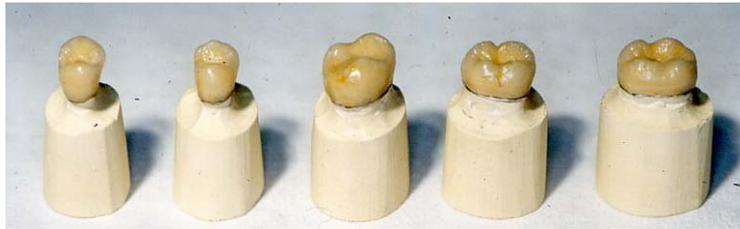


Abb. 12: mit Omega 900 verblendete Metallkeramikkronen auf dem Meistermodell

4.1.6 Zementierung der Metallkeramikkronen

Nach Fertigstellung der Keramikverblendung wurden die Metallkeramikkronen ohne nochmaliges Aufpassen standardisiert mit Zinkoxid-Phosphatzement, Harvard®schnellhärtend (Harvard Dental, Berlin, D), auf den präparierten natürlichen Zähnen zementiert (Abb. 13).



Abb. 13: Zementierung der Metallkeramikkronen

Der Anpressdruck betrug 5 kg für 2 min. Nach weiteren 45 min wurden die Zementreste mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt. Anschließend wurden die natürlichen Zähne mit den zementierten Metallkeramikkronen aus dem Zementblock entnommen (Abb. 14).



Abb. 14: zementierte Metallkeramikkronen

4.1.7 Lichtmikroskopische Vermessung des Randspaltes

An jeder zementierten Metallkeramikkrone wurde der Zementspalt zirkulär vermessen. Hierfür wurden 50 Messpunkte pro Zahn ausgewählt. Die Messung erfolgte lichtmikroskopisch mit einer Videomesstechnik (Abb. 15) bei einer 560-fachen Vergrößerung durchgeführt.

Zur Auswertung wurde ein rechnerunterstütztes Bildanalyse System, Metrona 4.0®, verwendet (Abb. 16).



Abb. 15: lichtmikroskopische Videomesstechnik

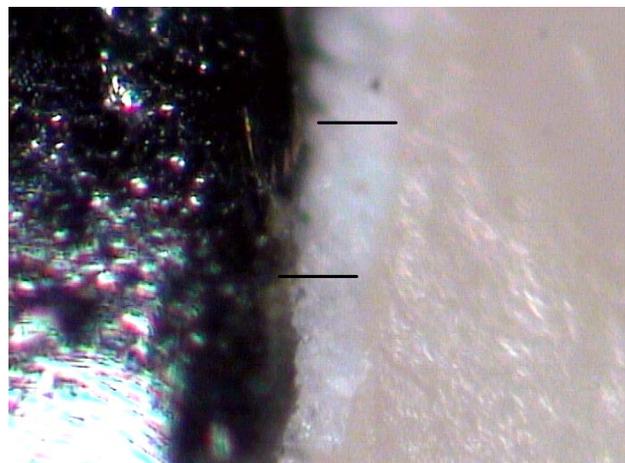


Abb. 16: Zementspaltfuge bei 560-facher Vergrößerung

4.1.8 Statistische Auswertung

Die aus den Randspaltmessungen gewonnenen Daten wurden im Bildanalyse System, Metrona 4.0®, ausgewertet. Hier wurden Minimum, Maximum und das arithmetische Mittel der 50 Messpunkte pro Zahn bestimmt. Weiterhin wurden diese Parameter für alle 250 Messpunkte ermittelt. In der Auswertung der Messergebnisse erfolgte weiterhin eine prozentuale Unterteilung der Randspalten in $< 25 \mu\text{m}$, $26-50 \mu\text{m}$, $51-75 \mu\text{m}$ und $> 75 \mu\text{m}$.

4.2 Festigkeitsprüfung

4.2.1 Versuchszahn und Stumpfherstellung für die Druckversuche

An einem Phantommodell (KaVo Dental, Biberach, D) wurde der Zahn 21 mit einer ausgeprägten Hohlkehle präpariert (Abb. 17). Für die Präparation kam ein hohlkehlförmigen, diamantierten Schleifkörper, grober Körnung zur Anwendung. Geglättet wurde die Präparationsgrenze mit einem feinkörnigen, diamantierten Schleifkörper gleicher Form und Größe.

Von diesem präparierten Zahnstumpf wurde ein Duplikat in Gusswachs angefertigt und in eine Cobalt-Chrom-Legierung überführt (Abb.18).



Abb. 17: Phantommodell mit präpariertem Zahn 21



Abb. 18: präparierter 21 in Co-Cr-Legierung

4.2.2 Modellherstellung

Das Phantommodell mit dem Cobalt-Chrom-Stumpf wurde mit einer Doppelmischabformung mit Permadyne/Impregum (3M ESPE, Seefeld, D) abgeformt.

Es wurde ein Meistermodell aus Superhartgips Klasse IV, GC FUJIROCK® EP (GC EUROPE, Leuven, Belgium), hergestellt (Abb. 19) und im Anschluss mit einem passenden Gegenkiefer mittelwertig einartikuliert (Abb. 20).

Der Gegenkiefer und ein mittelwertiges Einartikulieren sollten bei der späteren Kronenanfertigung und deren Verblendung gewährleisten, dass die Zahnform und damit die Stärke der Keramikverblendung möglichst bei allen Kronen identisch ist.



Abb. 19: Meistermodell mit präpariertem Zahn 21



Abb. 20: Meistermodelle mittelwertig einartikuliert

4.2.3 Herstellung der lasergeschmolzenen und gegossenen Kronengerüste

Für den präparierten Stumpf 21 fertigte die Firma BEGO Medical (Bremen, D) jeweils 6 lasergeschmolzene Gerüste und 6 konventionell gegossene Gerüste an.

Die lasergeschmolzenen Gerüste wurden aus der edelmetallfreien Legierung Wirobond C+ (BEGO Medical, Bremen, D) hergestellt.

Für die gegossenen Gerüste kam die edelmetallfreie Legierung Wirobond C (BEGO Medical, Bremen, D) zur Anwendung. Sie unterscheidet sich in ihrer Zusammensetzung lediglich in der Zulegierung von Cerium (0,5%) vom Wirobond C+ für die lasergeschmolzene Variante. Es ergibt sich somit folgende Zusammensetzung:

Co 61 %, Cr 26 %, Mo 6 %, W 5 %, Si 1 %, Fe 0,5 %, Ce 0,5 %

Bei der Modellation der gegossenen Gerüste wurde darauf geachtet, dass sie in ihrer Form denen der lasergeschmolzenen Gerüste möglichst ähnlich waren, um später eine vergleichende Aussage über die Verbundfestigkeit der lasergeschmolzenen und gegossenen Gerüste zur Verblendkeramik treffen zu können.

4.2.4 Keramische Verblendung

Alle Gerüste, lasergeschmolzene und gegossene, wurden bei gleichen Bedingungen keramisch verblendet (Abb. 21). Verarbeitet wurde die Keramik Art-i-motion (Debomed, Nienhagen, D). Diese Keramik ist aus SiO₂ 61-65 %, AlO₃ 13-15 %, K₂O 10-12 %, Na₂O 8-10 %, CaO 3-4 %, (CeO₂, TiO₂, B₂O₃, Li₂O, BaO) < 1 % zusammengesetzt.

Alle Metallkeramikkkronen sollten eine möglichst ähnliche Kronenform bei der Verblendung erhalten, um eine gleiche Schichtstärke zu gewährleisten. Anhaltspunkte für den Zahntechniker waren die Nachbarzähne, der Zahnbogen und der Gegenkiefer (Abb. 22).



Abb. 21: Metallkeramikkkronen mit lasergeschmolzenem Gerüst



Abb. 22: Metallkeramikkkrone auf dem Ausgangsmodell

4.2.5 Zementierung der Metallkeramikkkronen

Der Cobalt-Chrom-Stumpf wurde vor der Zementierung der Kronen in eine dafür speziell angefertigte Haltevorrichtung (Abb. 23), welche anschließend auch der Fixation in der Zwick-Universalprüfmaschine Z 005 (Zwick, Ulm, D) diene, befestigt.

Jede Metallkeramikkkrone wurde standardisiert, bei einem Anpressdruck von 5 kg für 2 min, nacheinander mit Zinkoxid-Phosphatzement, Harvard®schnellhärtend (Harvard Dental, Berlin, D) auf dem Cobalt-Chrom-Stumpf zementiert (Abb. 24). Nach weiteren 45 min erfolgte die Entfernung der Zementreste mit einer zahnärztlichen Sonde.



Abb. 23: Haltevorrichtung für den Co-Cr-Stumpf



Abb. 24: zementierte Metallkeramikkkrone auf dem Co-Cr-Stumpf in der Haltevorrichtung

4.2.6 Druckversuche

Um die Verbundfestigkeit Keramik – Metallgerüst zu bestimmen, wurde die nötige Kraft (in N), die zum Abplatzen der Verblendkeramik vom Metallgerüst führte, gemessen. Die Druckversuche fanden in der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm, D) statt. Eine für den Cobalt-Chrom-Stumpf benötigte Haltevorrichtung (Abb. 25) für die Befestigung in der Universalprüfmaschine und ein Druckstempel (Abb. 26) wurden angefertigt.



Abb. 25: Haltevorrichtung für den Co-Cr-Stumpf und Fixation in der Universalprüfmaschine



Abb. 26: Druckstempel

Für die Durchführung des Druckversuches war die auf dem Cobalt-Chrom-Stumpf zementierte Metallkeramikkrone in der Haltevorrichtung unbeweglich und zum Druckstempel zentriert in der Universalprüfmaschine verankert. Am beweglichen Oberteil der Zwick - Universalprüfmaschine war der Druckstempel befestigt (Abb. 27). Die Messung der Verbundfestigkeit, Keramikverblendung und Metallgerüst, fand in der Zahnachse von inzisal statt (Abb. 28). Es wurde eine Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min gewählt. Durch einen piezoelektrischen Kraftsensor, welcher mit dem Druckstempel verbunden war, wurde über einen angeschlossenen PC die Kraft (in N) gemessen.

Der Versuch wurde bis zum Abplatzen der Verblendkeramik durchgeführt. Mittels der Software testXpert® wurde für jede Metallkeramikkrone ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet und N_{max} bestimmt.



Abb. 27: Versuchsaufbau der Festigkeitsprüfung in der Zwick Z 005

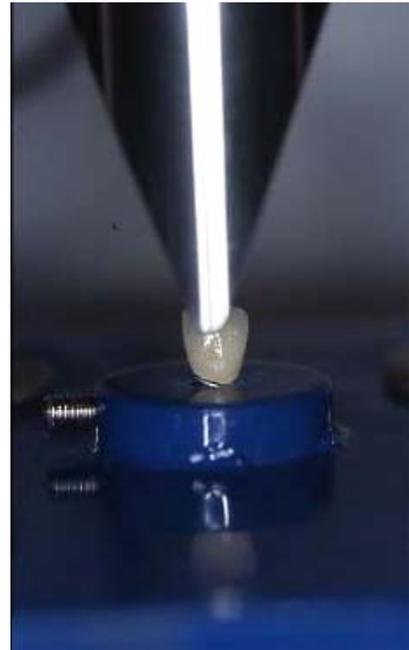


Abb. 28: Druckversuch in der Zahnachse von inzisal

4.2.7 Statistische Auswertung

Die Auswertung der aus den Druckversuchen gewonnenen Daten erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 10.0. Die Ergebnisse der Metallkeramikkronen mit lasergeschmolzenem Gerüst wurden auf ihre statistische Signifikanz gegenüber den Metallkeramikkronen mit gegossenem Gerüst untersucht.

5. Ergebnisse

5.1 Randspaltmessung

Die Ergebnisse der Randspaltmessungen sind in Tab. 1 aufgeführt.

Tab. 1: Zementspaltbreiten bei Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst

	Krone 1	Krone 2	Krone 3	Krone 4	Krone 5	Summe
Zahl der Messungen	50	50	50	50	50	250
Minimum (μm)	2,6	5,6	2,3	3,8	2,0	2,0
Maximum (μm)	79,2	96,3	76,1	64,9	99,7	99,7
Arith. Mittel (μm)	24,8	45,2	23,6	22,9	29,3	29,2
Spalten kleiner 50 μm	96 %	54 %	94 %	88 %	86 %	83,6 %
Spalten größer 50 μm	4 %	46 %	6 %	12 %	14 %	16,4 %

Von insgesamt 250 Messwerten des Randspaltes lagen 55 % unterhalb von 26 μm , 29 % zwischen 26-50 μm , 12 % zwischen 51-75 μm und 4 % lagen oberhalb von 75 μm (Abb. 29). 83,6 % aller Messwerte des Randspaltes waren kleiner 50 μm . Im Mittel betrug der Randspalt 29,2 μm .

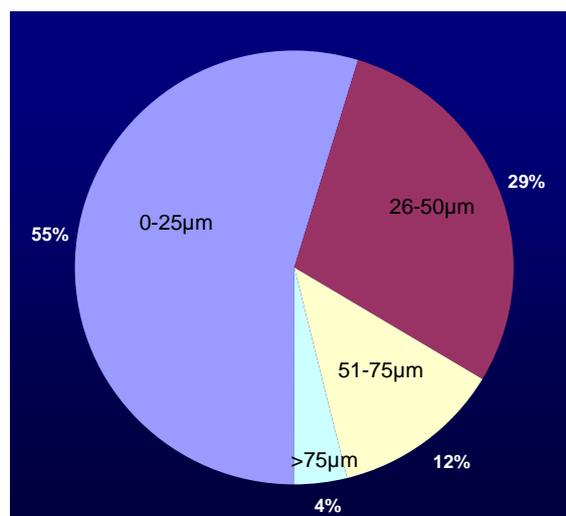


Abb. 29: prozentuale Verteilung der Randspalten bezogen auf 250 Messpunkte

5.2 Festigkeitsprüfung

Die Maximalwerte (in N), bei denen es zum Verlust des metallkeramischen Verbundes gekommen war, sind in Tab. 2 aufgeführt.

Tab. 2: Maximalwerte (in N) beim Verlust des metallkeramischen Verbundes

Krone	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
N_{max} lasergeschmolzen	2260	1444	2606	1359	2094	1561	1887
N_{max} gegossen	1871	1313	1232	1963	3377	2723	2080

Die Kraft-Weg-Diagramme der Druckversuche sind in den Abb. 30 und 31 dargestellt.

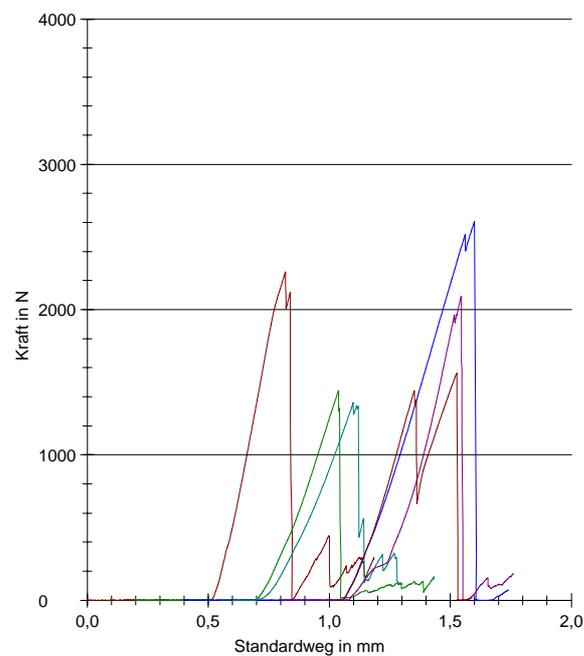


Abb. 30: Kraft-Weg-Diagramme für die Verbundfestigkeit zwischen Keramik und lasergeschmolzenem Metallgerüst

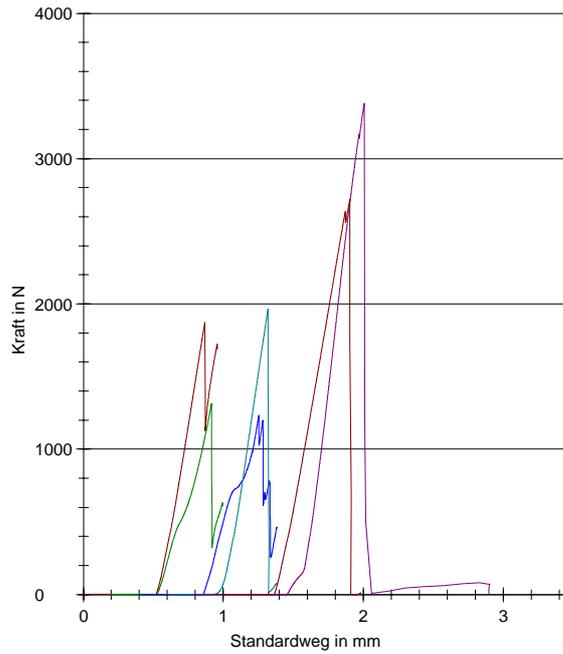


Abb. 31: Kraft-Weg-Diagramme für die Verbundfestigkeit Keramik und gegossenem Gerüst

Die Messwerte für die Verbundfestigkeit Verblendkeramik und Metallgerüst ergaben keine signifikanten Unterschiede ($p=0,839$) zwischen den Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst gegenüber denen mit gegossenem Gerüst (Abb. 32).

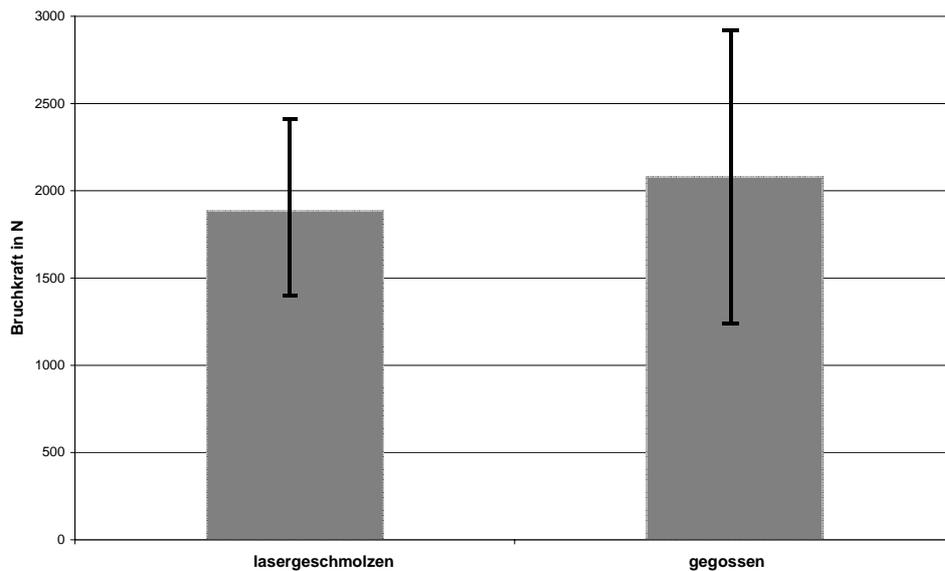


Abb. 32: Mittelwerte und Standardabweichung aus je 6 Metallkeramikronen

Unter der Belastung trat ein keramischer Defekt auf. Der Druckversuch wurde bis zum Auftreten eines adhäsiven Bruches der Verblendkeramik, was einem Versagen des metallkeramischen Verbundes entsprach, durchgeführt (Abb. 33).



lasergeschmolzenes Gerüst



gegossenes Gerüst

Abb. 33: Verlust des metallkeramischen Verbundes (adhäsiver Bruch)

Bis es zum Verlust des metallkeramischen Verbundes kam, konnten Brüche innerhalb der Keramik auftreten. Dieses entsprach einem kohäsiven Bruch. Sowohl bei den Kronen mit lasergeschmolzenen, als auch bei denen mit gegossenen Gerüsten, gab es eine Kombination beider Bruchmodi.

6. Diskussion

6.1 Randspaltmessung

6.1.1 Versuchsmethode

In dieser Untersuchung wurde allein der Randspalt von Kronen vermessen. Es muss jedoch beachtet werden, dass von einem guten Randspalt nicht zwangsläufig auf die Passgenauigkeit einer Krone geschlossen werden kann. Die Verhältnisse am marginalen Kronenrand können sehr gut sein, obgleich zwischen den Mantelflächen und der Okklusalfäche des präparierten Stumpfes zur Innenfläche der Krone eine hohe Diskrepanz bestehen kann (Rehberg, 1971). Randspalt und Passgenauigkeit sind also nicht gleichzusetzen. Der Randspalt ist jedoch für die Entstehung von Sekundärkaries und für Erkrankungen des marginalen Parodontiums der entscheidende Parameter.

Auch bei der Passung einer Krone am marginalen Rand muss differenziert werden. Es können hier zwei Kriterien unterschieden werden (Hofmann, 1971). Erstens ist die Dichtigkeit, die Einfluss auf die Bildung von Sekundärkaries hat, zu nennen. Zweitens ist die zervikale Kontur der Krone ein Kriterium, welches vorrangig Auswirkungen auf das marginale Parodont hat und eher nicht für eine Sekundärkaries verantwortlich ist.

Es kann also trotz eines guten Randschlusses zu einer Über – oder Unterkonturierung und damit zu einer positiven oder negativen Stufe an einer Krone kommen. Im klinischen Alltag liegt meist eine Kombination von Randspalten und Über – oder Unterkonturierung am marginalen Kronenrand vor.

In diesem Zusammenhang sollte auch der Begriff der zervikalen Diskrepanz Erwähnung finden (Demmel, 1971). Die zervikale Diskrepanz ist der Abstand zwischen Präparationsgrenze und dem äußeren Rand der Restauration. Der Randspalt hingegen ist der kürzeste, senkrechte Abstand vom äußeren Kronenrand zum Stumpf an dem Kantenpunkt des Kronenrandes (Holmes, et al., 1989).

Als dritten Parameter haben *Jäger* und *Besimo* den Begriff der Defektfläche als eine Kombination aus Über- und Unterkonturierung sowie zervikaler Diskrepanz eingeführt (Jäger, Besimo, 1987).

Eine Unterscheidung dieser drei Messgrößen Randspalt, zervikale Diskrepanz und Defektfläche ist nur möglich, wenn der zu untersuchende Zahn eingebettet und geschnitten wird.

Folge wäre eine zu geringe Anzahl von Messungen an einem Zahn und der zirkuläre Verlauf des Kronenrandes könnte nicht beurteilt werden.

Die Studie und die Messergebnisse haben gezeigt, dass bei den Kronen sehr gut passende Bereiche direkt an schlechter passende Bereiche grenzen können (Abb.34).

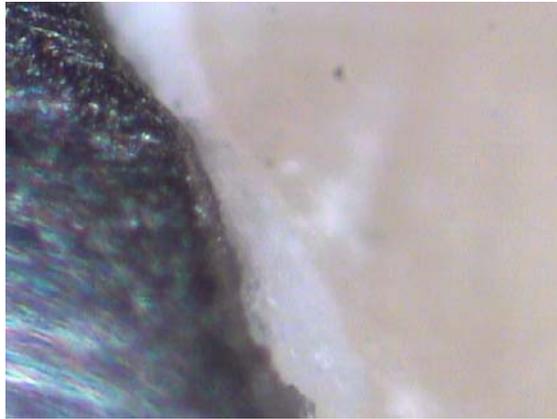


Abb. 34.: Sehr gute Passung in der Bildmitte, oben und unten im Bild Bereiche mit schlechterer Passung

Somit wurde in dieser Studie zirkulär der Randspalt an 50 Punkten je Zahn vermessen. 50 Messpunkte zirkulär pro Zahn sind nach einer Untersuchung von *Groten, et al.* ausreichend für eine In-vitro-Messung des Randspaltes und liefern einen repräsentativen Querschnitt des zirkulären Randspaltes (Groten, et al., 2000).

Hinsichtlich der Übertragbarkeit dieser In-vitro-Studie auf die In-vivo-Bedingungen bei der Herstellung einer Krone müssen Einschränkungen gemacht werden. So sind die Bedingungen bei der Stumpfpräparation, der Stumpfabbformung und der Zementierung der Krone gegenüber dem Arbeiten im intraoralen Milieu als optimal anzusehen. Diese In-vitro-Studie untersucht also in erster Linie die Zuverlässigkeit und Qualität des rein technisch Machbaren dieses CAD/CAM-Systems.

Jede In-vitro-Testung ist also nur eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation (Geurtsen, 1990).

Um das klinische Vorgehen dennoch nachzuempfinden, wurden keine abstrahierten Probekörper untersucht, sondern an natürlichen Zähnen, anatomisch korrekt ausgeformte Kronen angefertigt. Der Werdegang dieser Kronen entsprach dem sonstigen klinischen Vorgehen.

Da der Präparationswinkel und die Form der zervikalen Präparationsstufe einen wichtigen Einfluss auf den Randspalt der Krone haben (Lenz, et al., 2000), wurde bei der extraoralen Präparation auf einen gleichmäßigen Präparationswinkel von ca. 3°-5° und einer gleichmäßigen Hohlkehlpräparation von ca. 1 mm bei allen Zähnen geachtet.

Die menschliche Hand kann aber nur begrenzt exakt arbeiten, somit kommt es zu geringen Unterschieden zwischen den einzelnen Stümpfen.

Auch der zur Zementierung benutzte Zement hat einen Einfluss auf den Randspalt einer Krone (Demmel, 1971). Es wurde ein klinisch lang bewährter, konventioneller Zinkoxidphosphatzement (Harvard®schnellhärtend) verwendet. Um die optimalen physikalischen Eigenschaften dieses Zementes und gleiche Bedingungen beim Zementieren aller Kronen zu erreichen, wurde standardisiert, mit größter Sorgfalt und streng nach den Herstellerempfehlungen zementiert.

Die Messung des Kronenrandspaltes erfolgte zirkulär an 50 Messpunkten. Die Messpunkte wurden beliebig festgelegt. Es gibt Studien, bei denen der Randspalt durch das Vermessen von Schnitten untersucht wird. Hier ist auch die innere Passung der Krone beurteilbar. Der Nachteil liegt aber darin, dass aufgrund der Schnitte nur Stichproben des Randes zu sehen sind. Durch eine direkte Aufsicht kann der Randspalt an der ganzen Zirkumferenz der Krone untersucht werden.

6.1.2 Ergebnisanalyse

Ein Ziel der Studie lag darin, herauszufinden ob die technisch erreichbaren Randspaltwerte gegen eine klinische Eignung dieses neuen CAD/CAM-Systems sprechen.

An allen Kronen konnte ein Randspalt gemessen werden. Es bestanden keine großen Unterschiede in der Ausprägung der Randspalten zwischen den einzelnen Kronen. 83,6 % aller Messwerte lagen unter 50 µm. Der Mittelwert der Randspalten betrug 29,2 µm. Für die Einschätzung der hier ermittelten Randspalten, bietet sich ein Vergleich mit Ergebnissen von In-vitro-Randspaltemessungen aus der Literatur an.

Die Studien unterscheiden sich häufig im Versuchsaufbau und darin, was gemessen wird. Daher ist ein Vergleich nur bedingt möglich. Randspalten bis 50 µm im In-vitro-Versuch scheinen der Standard des technisch Machbaren zu sein (Groten, et al., 1998; Rehberg, 1971). Diese erreichbare Passgenauigkeit bei In-vitro-Untersuchungen muss man jedoch differenziert zum klinisch Realisierbaren betrachten.

Randspalten im Bereich von 50 bis 100 µm werden von den meisten Autoren als klinisch erreichbar und als akzeptabel angesehen (Körper, Lenz, 1968; Spiekermann, 1986; Tinschert, et al., 2001).

Die Messwerte des Randspaltes von Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst in dieser In-vitro-Studie sind gut vergleichbar mit den genannten Messwerten aus der Literatur.

Die Prüfung der Passgenauigkeit bezogen auf den Randspalt ergibt somit aus technischer Sicht kein Anhalt, der gegen die klinische Eignung der Versorgung mit einer Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst spricht.

6.2 Festigkeitsprüfung

6.2.1 Versuchsmethode

In diesem Teil der Studie wurde in einem Druckversuch die Verbundfestigkeit der Verblendkeramik zum Kronengerüst gemessen. Hierfür kamen keine abstrahierten Probekörper, sondern anatomisch korrekt ausgeformte Frontzahnkronen zur Anwendung. Es wurden 6 Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst im Vergleich zu 6 Metallkeramikkrone mit gegossenem Gerüst untersucht.

Die Wachsmodellation für die gegossenen Gerüste orientierte sich in ihrer Form an den lasergeschmolzenen Gerüsten. Die Schichtdicke der Keramikverblendung ist ein wichtiger Faktor, welcher die Festigkeit einer Metallkeramikkrone beeinflusst. Daher fand die Herstellung aller Metallkeramikkrone auf dem gleichen Meistermodell in einem Artikulator statt, wodurch eine gleiche Dimensionierung der Keramikschichtdicke gewährleistet werden konnte. Die Kontaktpunkte zu den Nachbarzähnen und zu den Antagonisten sowie die Labialflächen der Nachbarzähne definierten die Form der keramischen Verblendung.

Es gibt eine Vielzahl von Versuchsanordnungen für eine In-vitro-Prüfung der Verbundfestigkeit von Verblendkeramik und Metallgerüst. Die hier gewählte Versuchsanordnung bezieht sich auf eine vorgeschlagene Prüfung nach Voss und Eichner (1978). Ein Unterschied liegt im Ansatzwinkel des Druckstempels zur Zahnkrone. Bei dieser Versuchsanordnung erfolgte die Druckbelastung der Metallkeramikkrone in der Zahnachse von inzisal. Bei Voss und Eichner trifft der Druckstempel in einem Winkel von 45° auf die Zahnkrone.

Hinsichtlich der Übertragbarkeit dieses Versuches auf die In-vivo-Bedingungen der Mundhöhle müssen Einschränkungen gemacht werden. Die beim Patienten auftretenden Kaukräfte sind nicht nur auf einen axialen Druck ausgerichtet. Die auftreffenden Kräfte beinhalten auch extraaxiale Scherkräfte (Coca, Schwickerath, 1987). Um vergleichbare Ergebnisse bei den Festigkeitsprüfungen zu bekommen, wurden diese In-vivo-Verhältnisse zu einem axialen Druckversuch vereinfacht.

6.2.2 Ergebnisanalyse

An jeder Metallkeramikkrone konnte eine Druckkraft gemessen werden, die zum Verlust des metallkeramischen Verbundes führte. Die mittlere Maximalkraft, die den Verlust des metallkeramischen Verbundes bewirkte, betrug bei den Kronen mit lasergeschmolzenem Gerüst 1887 N. Bei der Kontrollgruppe mit gegossenem Gerüst lag dieser mittlere Maximalwert bei 2080 N. Es bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen mit lasergeschmolzenem Gerüst und gegossenem Gerüst ($p=0,839$).

Die hier gemessenen Werte für die Verbundfestigkeit der Keramik zum lasergeschmolzenem Gerüst sind mit Ergebnissen anderer Autoren für konventionell hergestellte Metallkeramikkrone vergleichbar.

In der Literatur beschriebene Verbundfestigkeitswerte von Cobalt-Chrom-Legierungen zur Verblendkeramik liegen zwischen 37,8 und 59,2 MPa (Lenz, et al., 1995; Schwickerath, Molsleh, 1985; Strietzel, 1999).

Neben dem Vergleich mit ermittelten Werten anderer In-vitro-Studien, stellt sich auch die Frage, welche tatsächlichen intraoralen Kräfte auftreten können.

Hierzu gibt es auch zahlreiche Untersuchungen in der Literatur. Eine theoretisch mögliche Kraft berechnete *Fick* anhand des Muskelquerschnittes der Kaumuskulatur. Er fand hier einen Wert von ca. 4000 N (Fick, 1911). *Tholuck* und *Winkler* hielten aus ihren theoretischen Berechnungen Kräfte zwischen 800 und 1000 N für realistisch (Tholuck, 1923; Winkler, 1922).

Vielmehr von Interesse sind Kräfte, die bei der Nahrungszerkleinerung zwischen den Zahnreihen auftreten. Diese Kräfte sind in erster Linie von der Konsistenz der Nahrung abhängig und betragen durchschnittlich 40 N (De Boever, et al., 1978; Eichner 1964; Jäger, et al., 1989).

Praktisch mögliche Kräfte bei maximaler Anstrengung liegen im Mittel bei 320 N (Körber, Ludwig 1983; Uhlig, 1953).

Vergleicht man diese in der Literatur beschriebenen Kaukräfte, mit denen in dieser In-vitro-Studie gemessenen Werten, so liegen die Kräfte, die zum Keramikbruch führten, deutlich über diesen Werten. Somit ergibt sich kein Anhalt, der gegen die klinische Eignung der Versorgung mit einer Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst spricht.

Kaukräfte, wie sie bei experimentell verblockten Zahnreihen auftreten, sind zwischen zwei antagonistischen Zahnpaaren nicht möglich, da hier die parodontalen und pulpalen Rezeptoren mehr einzeln für sich beansprucht werden und frühzeitig eine Schmerzreaktion auslösen (Ludwig, 1975).

Jedoch nicht zu vergessen sind die unphysiologischen Kaukräfte, die bei Dysfunktionen und Bruxismus entstehen. Hier können höhere Kaukräfte über mehrere Sekunden auftreten. Solche Werte kommen an die in der Studie ermittelten Defektkräfte heran. Hier wäre zu überlegen, ob im Okklusionsbereich überhaupt mit Keramik gearbeitet werden sollte.

7. Zusammenfassung

Die Firma BEGO Medical (Bremen, D) hat im November 2002 ein Laser-Schmelz-Verfahren auf den Markt der CAD/CAM-Systeme gebracht, mit dem gegenwärtig Gerüste für Metallkeramikkronen und Brücken aus einer hochgoldhaltigen Legierung, aus CoCrMo und aus Titan hergestellt werden können.

Bei der Laserschmelzung kompaktiert ein Laser, gesteuert durch eine CAD/CAM-Software, aus einem Metallpulver schichtweise das Gerüst für eine Metallkeramikkrone bzw. für eine Metallkeramikbrücke.

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, zu überprüfen, ob dieses neue CAD/CAM-Verfahren aus technischer Sicht zur Herstellung von Gerüsten für Metallkeramikkronen geeignet ist.

Hierfür wurden im ersten Teil der Studie 5 extrahierte menschliche Seitenzähne, 2 Prämolaren und 3 Molaren, für die Aufnahme einer Metallkeramikkrone präpariert. Nach der Stumpfabbildung und Modellherstellung wurden die Stümpfe eingescannt. Anschließend wurden die Gerüste für die Metallkeramikkronen mittels Laserschmelzung hergestellt. Für diese Studie kam die edelmetallfreie Legierung Wirobond C+ (BEGO Medical, Bremen, D) zur Anwendung. Die keramische Verblendung der Gerüste fand unter gleichen Bedingungen statt. Nach Fertigstellung der Metallkeramikkronen wurden diese standardisiert mit Zinkoxidphosphatzement (Harvard, schnellhärtend) auf die Stümpfe zementiert. Der Randspalt wurde zirkulär an 50 Messpunkten lichtmikroskopisch mit einer Videomesstechnik vermessen. Die Auswertung erfolgte mit der Software Metrona 4.0.

Im zweiten Teil der Studie wurde die Verbundfestigkeit von 6 Metallkeramikkronen mit lasergeschmolzenem Gerüst und im Vergleich dazu 6 Metallkeramikkronen mit konventionell gegossenem Gerüst gemessen. An einem Phantommodell (KaVo, Biberach, D) wurde der Zahn 21 mit einer ausgeprägten Hohlkehle präpariert. Von diesem präparierten Zahnstumpf wurde ein Duplikat in einer Cobalt-Chrom-Legierung angefertigt. Das Modell wurde mit einem Gegenkiefer mittelwertig einartikuliert, um eine gleichmäßige Modellation aller Kronen erreichen zu können. Die mit der Keramik Art-i-motion (Debomed, Nienhagen, D) verblendeten Kronen wurden standardisiert auf den Cobalt-Chrom-Stumpf zementiert. Die Druckversuche fanden in der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm, D) statt. Die Messung der Verbundfestigkeit, Keramikverblendung und Metallgerüst, erfolgte mit einem Druckstempel in der Zahnachse von inzisal.

Der Versuch wurde bis zum Abplatzen der Verblendkeramik durchgeführt. Mittels der Software testXpert® erfolgte für jede Metallkeramikkrone die Aufzeichnung eines Kraft-Weg-Diagramms und N_{max} wurde bestimmt.

Der Randspalt betrug im Mittel $29,2 \mu\text{m}$. 83,6 % aller Messwerte ergaben Randspalten unter $50 \mu\text{m}$. Die Messwerte des Randspaltes von Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst in dieser In-vitro-Studie sind gut vergleichbar mit Messwerten aus der Literatur für konventionell hergestellte Metallkeramikkrone. Die Verbundfestigkeit der Verblendkeramik mit dem lasergeschmolzenem Gerüst betrug im Mittel 1887 N. Die konventionell gegossenen Gerüste hatten im Mittel eine Verbundfestigkeit von 2080 N. Die Messwerte bei der Verbundfestigkeitsprüfung ergaben keine signifikanten Unterschiede ($p=0,839$) zwischen den Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst gegenüber denen mit gegossenem Gerüst. Die in der Untersuchung erzielten Ergebnisse lassen, mit den Einschränkungen einer In-vitro-Studie, darauf schließen, dass aus technischer Sicht eine klinische Anwendung von Metallkeramikkrone mit lasergeschmolzenem Gerüst vertretbar ist.

8. Literaturverzeichnis

1. *Al Mutawa, N., Sato, T., Shiozawa, I., Hasegawa, S., Mi, H.:* A study of the bond strength and color of ultralow-fusing porcelain.
Int J Prosthodont 13 (2000) 159-165
2. *Becker, J.:* CAC-Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen.
Dtsch Zahnärztl Z 51 (1996) 511-517
3. *Bieniek, K.W., Küpper, H.:* Zur Randspaltproblematik von Keramikkrone.
Zahnärztl Welt 97 (1988) 1048-1051
4. *Böhm, U.:* Der Metall-Keramik-Verbund – eine sehr komplexe Einheit.
Dtsch Zahnärztl Wochenschr 41 (2001) 15
5. *Böhm, U.:* CAD/CAM contra Gießen.
Quintessenz Zahntech 28 (2002) 114-120
6. *Bornemann, G., Lemelson, S., Claas, H., Luthardt, R.:* Analyse der internen 3D-Paßgenauigkeit von Vollkeramikkrone (Cerec 3).
Dtsch Zahnärztl Z 56 (2001) 619-622
7. *Coca, I., Schwickerath, H.:* Zur Beanspruchung von Krone im Frontzahnbereich.
Dtsch Zahnärztl Z 42 (1987) 338-341
8. *De Boever, J.A., McCall, W.D., Holden, S., Ash, M.M.:* Funktional occlusal forces: An investigation by telemetry.
J Prosthet Dent 40 (1978) 326-333
9. *Demmel, H.-J.:* Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Krone.
Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 700-705

10. *Dreyer, K.:* Prüfergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren.
Dtsch Zahnärztl Z 13 (1958) 461-469
11. *Eichner, K.:* Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessung.
Dtsch Zahnärztl Z 19 (1964) 415-426
12. *Eichner, K.:* Anwendung von Metall-Legierungen in der Zahnheilkunde.
– ein Überblick.
ZWR 92 (1983) 28-36
13. *Eichner, K.:* Gegenwärtiger Stand der werkstoffkundlichen und klinischen
Metallkeramik, Teil 1.
ZWR 106 (1997) 477-485
14. *Eichner, K.:* Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2.
Hüthig, Heidelberg, 2000
15. *Eichner, K., Voss, R.:* Der Kronenrand.
Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 742-757
16. *Felton, D.A., Kanoy, B.E., Bayne, S.C., Wirthman, B.S.:* Effect of in vivo crown
margin discrepancies on periodontal health.
J Prosthet Dent 65 (1991) 357-364
17. *Fick, R.:* Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.
In: Von Bardeleben, K. (Hrsg.):
Handbuch der Anatomie des Menschen, 2. Band, 1. Abteilung, 3. Teil,
Gustav Fischer Verlag, Jena, 1911, S. 29
18. *Gehre, G.:* Experimentelle Untersuchung zur festen Schwindung zahnärztlicher
Legierungen.
Dtsch Stomatol 17 (1967) 20-27

19. *Geis-Gerstorfer, J.:* Vom Rohstoff zur Dentalkeramik.
Quintessenz J 1(1997) 35-43
20. *Geis-Gerstorfer, J., Sauer, K.H., Weber, H.:* In-vitro-Korrosionsuntersuchungen zum Massenverlust von Nichtelegierungen.
Dtsch Zahnärztl Z 41 (1986) 519-524
21. *Geis-Gerstorfer, J., Weber, H., Simonis, A., Eckhardt, M., Haselberger, D.:* Der Titanguss mit dem Titaniumer. Die Gusstechnik ist noch nicht voll ausgereift.
Dent Labor (Munch) 37 (1989) 1789-1792
22. *Geurtsen, W.:* Der Kronen- und Füllungsrand.
Dtsch Zahnärztl Z 45 (1990) 380-386
23. *Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K.:* Limits of human bite strength.
J Prosthet Dent 56 (1986) 226-229
24. *Gojowy, T.:* Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum?
Quintessenz Zahntech 28 (2002) 648-653
25. *Graham, J., Johnson, A., Wildgoose, D., Shareef, M., Cannavina, G.:* The effect of surface treatments on the bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface.
Int J Prosthodont 12 (1999) 330-334
26. *Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., Weber, H.:* Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltemessungen an Einzelkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 260-265
27. *Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., Weber, H.:* Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing.
J Prosthet Dent 83 (2000) 40-49

28. *Gropp, H.P., Schwindling, R.:* Statistische Feststellungen über fehlerhafte Kronengestaltung mit Folgen auf Zahn, Parodont und Gingiva.
Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 734-742
29. *Gundlach, H.W.:* Die prothetischen Möglichkeiten mit Nichtedelmetall-Legierungen entdecken.
Dtsch Zahnärztl Wochenschr Spezial 3 (2000) 28-29
30. *Henning, G.:* Die Metall-Keramik-Bindung.
Dent Labor (Munch) 8 (1976) 1065-1071
31. *Hofmann, M.:* Unterschiede der Passung am marginalen Rand.
Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 744
32. *Hofmann-Axthelm, W.:* Die Geschichte der Zahnheilkunde. 2.Aufl.
Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, London, usw., 1985
33. *Holmes, J.R., Bayne, S.D., Holland, G.A., Sulik, W.D.:* Considerations in measurement of marginal fit.
J Prosthet Dent 62 (1989) 405-408
34. *Jäger, K., Besimo, C.:* Vergleichende In-vivo-Untersuchungen marginaler Passgenauigkeit von Dicor- und Cerestore- Kronen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 97 (1987) 1223-1228
35. *Jäger, K., Graber, G., Schrutt, L.:* Aufbau und Test einer Messkette zur Kaukraftmessung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99 (1989) 670-675
36. *Kappert, H.F.:* Probleme der Gusstechnik aus werkstoffkundlicher Sicht.
Zahnärztl Mitt 76 (1986) 2305-2314

37. *Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung*: statistische Basisdaten zur Kassenzahnärztlichen Versorgung, Köln 2004

38. *Kerschbaum, Th.*: Überlebenszeiten von Kronen- und Brückenzahnersatz heute. *Zahnärztl Mitt* 76 (1986) 2315-2320

39. *Kerschbaum, T., Mentler-Koessler, M., Stender, E.*: Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde? *Zahnärztl Mitt* 80 (1990) 2200-2210

40. *Kerschbaum, Th., Thie, B.M.*: Funktionsverlust von festsitzendem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 41 (1981) 2-7

41. *Körber, K.H., Lenz, P.*: Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen. *Zahnärztl Welt* 69 (1968) 440-445

42. *Körber, K.H., Ludwig, K.*: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor (Munch)* 31 (1983) 55-60

43. *Kunzelmann, K.-H., Chen, H.Y., Manhart, J., Hickel, R.*: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999) 681-687

44. *Lenz, M., Patyk, A.J., Kobes, L.W.R.*: Randschlussverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes. *ZWR* 109 (2000) 154-159

45. *Lenz, J., Schwarz, S., Schwickerath, H., Sperner, F., Schäfer, A.*: Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater* 6 (1995) 55-64

46. *Ludwig, P.:* Die Kraftentwicklung der Kaumuskelatur und ihre sensorische Steuerung.
Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 797-802
47. *Luthardt, R., Rudolph, H.:* Der richtige Werkstoff.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4 (2001) 12-16
48. *Marx, H.:* Über den Einfluss des Gussverfahrens auf die Poren- und Lunkerbildung.
Dtsch Zahnärztl Z 22 (1967) 1228-1235
49. *Marxkors, R.:* Der Randschluss der Gusskronen.
Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980) 913-915
50. *Marxkors, R.:* Erfolgsbeurteilung festsitzenden Zahnersatzes.
Zahnärztl Prax 33 (1982) 194-201
51. *Mehl, A.:* Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker.
ZBay Online Quintessenz 5 (2001) 1-6
52. *Mehl, A.:* Technologische Grundlagen und Klassifizierungen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4 (2001) 6-9
53. *Mehl, A.:* Von den Anfängen bis heute.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4 (2001) 10-11
54. *Mörmann, W.H., Brandestini, M.:* Cerec-System: Computer - Inlays, - Onlays und –
Schalenverblendungen.
Zahnärztl Mitt 77 (1987) 2400-2405
55. *Ollendorff, A.:* Eine neue Methode zur Herstellung von Zahnersatzstücken.
Dtsch Monatsschr Zahnheilkd 22 (1904) 657-664
56. *Probster, L., Geis-Gerstorfer, J., Simonis, A., Setz, J., Weber, H.:* Titan – zum
gegenwärtigen Stand eines neuen Dentalwerkstoffs.
Dent Labor (Munch) 39 (1991) 1073-1078

57. *Rehberg, H.J.:* Exakter Randschluss-Was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 696-699
58. *Rudolph, T.:* Lohnt sich die billigere Legierung?
Dtsch Zahnärztl Wochenschr Spezial 1(1999) 34-36
59. *Schäfers, F., Järschke, J., Meyer, G.:* Passgenauigkeit von Vollkeramiksystemen.
ZWR 103 (1998) 686-689
60. *Schierano, G., Bassi, F., Audenino, G., Pera, P., Carossa, S.:* Bond between gold alloy and ceramic in relation to the thickness of the oxide layer.
Minerva Stomatol 48 (1999) 577-583
61. *Schmidt A., Michael W., Böning K.:* CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz 49 (1998) 1111-1122
62. *Schwickerath, H.:* Randspalt und Löslichkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 34 (1979) 664-669
63. *Schwickerath, H.:* Materialsverluste bei zahntechnischen Arbeiten
Dent Labor (Munch) 34 (1981) 57-60
64. *Schwickerath, H.:* Der Einfluss unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das Verhalten metallkeramischer Konstruktionen.
Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983) 554-556
65. *Schwickerath, H., Molsleh, I.:* Verbundfestigkeit und Korrosionslösungen.
Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985) 1126-1128
66. *Siebert, G.K.:* Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik.
Carl-Hauser-Verlag, München-Wien, 1989

67. *Sieper, A.:* Nickel-Chrom-Legierungen und aufbrennfähige Hochgoldlegierungen in einer retrospektiven Langzeitstudie – Fragebogenaktion und klinische Nachuntersuchungen.
Med Diss, Düsseldorf, 1988
68. *Sohmura, T., Takahashi, J.:* Use of CAD/CAM System to fabricate dental protheses. Part1: CAD for a clinical crown restauration.
Int J Prosthodont 8 (1995) 252-258
69. *Spiekermann, H.:* Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 41 (1986) 1015-1019
70. *Strietzel, R.:* Haftoxide sind für den guten Verbund wichtig, aber nicht unproblematisch.
Dtsch Zahnärztl Wochenschr Spezial 1 (1999) 25-27
71. *Strietzel, R.:* Neuartige metallische Struktur ist der Gusstechnologie mehr als ebenbürtig.
DZW-ZahnTechnik 16 (2002)
72. *Tholuck, H.:* Der Kaudruck.
Deutsche Zahnheilkunde 59 (1923) 24-44
73. *Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H., Anusavice, K.J.:* Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system.
Oper Dent 26 (2001) 367-374
74. *Troester, P.M.:* Nachuntersuchung von getragenen metallkeramischen Arbeiten und klinische sowie labortechnische Folgerungen.
Dtsch Zahnärztl Z 32 (1977) 959
75. *Uhlig, H.:* Die Kaukraft.
Dtsch Zahnärztl Z 8 (1953) 30-45

76. *Vita Zahnfabrik*: Produktinformation Vita Omega 900.
Bad Säckingen, 2000
77. *Von Radnoth, M.S.*: Elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Bildung von Oxidschichten an metallkeramischen Systemen.
Dtsch Zahnärztl Z 25 (1970) 259-264
78. *Von Radnoth, M.S., Lautenschläger, E.P.*: Untersuchungen über die Morphologie der Grenzfläche zwischen Edelmetalllegierungen und aufgebrannten keramischen Massen an Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 24 (1969) 1029-1036
79. *Von Straelen, F.*: Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von drei Metall-Keramik-Verbundkombinationen in Abhängigkeit von den Lagerbedingungen und Brennzyklen.
Zahnmed Diss, FU Berlin, 1997
80. *Voss, R., Eichner, K.*: Orientierende Untersuchung über die Festigkeit metallkeramischer Kronen aus neuen Werkstoffen.
Dtsch Zahnärztl Z 33 (1978) 456-460
81. *Weber, H.*: Klinische Nachuntersuchung an zwei dentalen Nickel-Chrom-Legierungen für die Metallkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983) 1026
82. *Willer, J.*: Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz.
ZWR 107 (1998) 180-185
83. *Winkler, R.*: Der funktionelle Bau des menschlichen Kieferapparates.
Deutsche Zahnheilkunde 55 (1922) 84-155
84. *Wirz, J., Schmidli, F.*: Klinische Bewährung von Legierungen, Teil 1.
Quintessenz 41 (1990) 1875-1880

85. *Witkowski, S.:* Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor.
Quintessenz Zahntech 28 (2002) 374-386

86. *Wolff, F.:* Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit zwischen Titan und Keramik in Abhängigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerüsts.
Zahnmed Diss, FU Berlin, 1997

9. Thesen

1. Der Langzeiterfolg und die Qualität einer prothetischen Versorgung mit einer Metallkeramikkrone hängt von der Größe des Randspaltes ab. Größere Randspalten sind Ursache für die Entstehung von Sekundärkaries und für Erkrankungen des marginalen Parodontiums.
2. Der Randspalt einer Krone ist definiert als kürzeste, senkrechte Distanz vom äußeren Kronenrand zum Stumpf an dem Kantenpunkt des Kronenrandes.
3. Der Randspalt sollte nach *Rehberg* optimal zwischen 20 und 50 μm liegen.
4. Ein zweiter wichtiger Faktor für den Langzeiterfolg einer Metallkeramikkrone ist die Verbundfestigkeit zwischen Verblendkeramik und Kronengerüst.
5. Abplatzungen der Verblendkeramik führen aus zahntechnischen und ästhetischen Gründen häufig zur Neuanfertigung der prothetischen Versorgung.
6. Die CAD/CAM-Systeme haben in den letzten Jahren bei der Herstellung prothetischer Restaurationen deutlich mehr an Bedeutung gewonnen. Die Automatisierung der zahntechnischen Produktionsabläufe, die damit verbundene Kostendämpfung und eine gleichbleibend hohe Produktionsqualität machen die CAD/CAM-Systeme für die Zahnheilkunde interessant.
7. Die Firma BEGO Medical (Bremen, D) hat ein CAD/CAM-Verfahren entwickelt, welches auf der Basis der Laserschmelzung arbeitet. Hierbei kompaktiert ein Laser, gesteuert durch eine CAM-Software, örtlich definiert einzelne Schichten aus einem Metallpulver und baut somit ein Gerüst für eine Metallkeramikkrone oder für eine Metallkeramikbrücke auf.

8. Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, zu überprüfen, ob dieses neue CAD/CAM-Verfahren aus technischer Sicht zur Herstellung von Gerüsten für Metallkeramikronen geeignet ist.
9. Im ersten Teil der Studie wurden für 5 extrahierte und präparierte menschliche Seitenzähne Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst angefertigt und zementiert.
10. Die Vermessung des Randspaltes erfolgte lichtmikroskopisch bei einer 560-fachen Vergrößerung zirkulär an 50 Messpunkten pro Zahn.
11. Im zweiten Teil der Studie wurde die Verbundfestigkeit der Verblendkeramik zum Gerüst an 6 Kronen mit lasergeschmolzenem Gerüst und im Vergleich dazu an 6 Kronen mit gegossenem Gerüst gemessen.
12. Der Randspalt betrug im Mittel 29,2 μm . 83,6 % aller Messwerte ergaben Randspalten unter 50 μm .
13. Die Verbundfestigkeit der Verblendkeramik mit dem lasergeschmolzenem Gerüst betrug im Mittel 1887 N. Die konventionell gegossenen Gerüste hatten im Mittel eine Verbundfestigkeit von 2080 N. Zwischen beiden Versuchsgruppen konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden ($p=0,839$).
14. Im Ergebnis dieser In-vitro-Studie kann gefolgert werden, dass aus rein technischer Sicht weder die ermittelten Randspaltwerte noch die Verbundfestigkeitswerte gegen eine klinische Anwendung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst sprechen.

Lebenslauf

Name: Michael Rudolph
Geburtsdatum: 11.07.1977
Geburtsort: Dessau
Eltern: Klaus Rudolph, Dr. med. dent.
Brigitta Rudolph, Dr. med. dent.

Familienstand: ledig, keine Kinder

Schulbildung: 1984-1991 Grundschule und Realschule in Dessau-Kühnau
1991-1996 Fürst-Franz-Gymnasium in Dessau-Ziebigk mit
Abschluss (Allgemeine Hochschulreife)

Grundwehrdienst: 1996-1997 Grundausbildung zum Sanitätssoldaten im SanBtl
Halle, im Anschluss Sanitätssoldat im 1./sPiBtl 703 in Dessau

Studium: 01.10.1997-29.10.2002 Studium der Zahnmedizin an der
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
19.11.2002 Zahnärztliche Approbation

Berufliche Tätigkeit: seit 01.01.2003 wissenschaftlicher Mitarbeiter
in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Prof. Dr. J. M. Setz)

Halle/Saale, den

Michael Rudolph

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre eidesstattlich, dass mir über die Betreuung der Dissertation mit dem Titel

**Randspaltnessung und Festigkeitsprüfung
von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst**

Eine In-vitro-Studie

hinaus keine weitere Hilfe zuteil geworden ist und ich bei der Abfassung der Arbeit keine anderen, als die in der Dissertation angeführten, Hilfsmittel benutzt habe.

Ich versichere die Dissertation nicht vorher oder zeitgleich bei einer anderen Fakultät eingereicht zu haben.

Ich habe bisher an keiner anderen medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Halle/Saale, den

Michael Rudolph

Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. J. M. Setz, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, für die Überlassung dieses Promotionsthemas und für die Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Weiterhin möchte ich Herrn PD Dr. R. Strietzel von der Firma BEGO Medical danken, für die freundliche Betreuung in Bremen, der Hilfe beim Einscannen der Stümpfe und für die Herstellung der Kronengerüste.

Für die Unterstützung bei der keramischen Verblendung der Kronengerüste danke ich der Zahntechnik der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg und der Zahntechnik Xental.

Meinen Eltern gilt mein besonderer Dank für die ideelle und finanzielle Unterstützung während meines Studiums der Zahnmedizin.

Zuletzt möchte ich mich bei meinen Kollegen aus der prothetischen Abteilung, meinem Freundeskreis und meiner Familie bedanken, die es immer wieder geschafft haben, mich für diese Arbeit zu motivieren.