

Diplomarbeit

**Randspaltenuntersuchung bei 10 Kappchen am
standardisierten Metallstumpf**

eingereicht von

Irma Dragojević

Mat.Nr.: 0014128

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Klinische Abteilung für Zahnersatzkunde

unter der Anleitung von

Prof. Dr. Walther Wegscheider

OA Dr. Rupert Dornhofer

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwende habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Irma Dragojević

Graz, am

Inhaltsverzeichnis

1.0 Zusammenfassung.....	4
1.1 Zusammenfassung.....	4
1.2 Abstract.....	5
2.0 Einleitung.....	6
3.0 Übersicht der keramischen Werkstoffe und deren Verarbeitungsmethoden.....	7
3.1 Keramik in der Zahnheilkunde.....	7
3.1.1 Definition.....	7
3.1.2 Geschichtliches.....	8
3.1.3 Einteilung der Keramiken.....	9
3.1.4 Gesinterte Feldspatkeramiken.....	10
3.1.5 Giessbare und pressbare Glaskeramiken.....	11
3.1.6 Oxidkeramiken / Hochleistungskeramiken.....	12
3.1.6.1 Infiltrationskeramiken.....	13
3.1.6.2 Gerüstkeramiken (Dichtgesinterte Oxidkeramik).....	14
3.2 Von Zirkon zum Zahn.....	15
3.2.1 Zirkon.....	15
3.2.2 Zirkonium.....	15
3.2.3 Zirkoniumdioxid.....	15
3.2.4 Y-TZP- Zirkoniumdioxid / Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystals Zirkoniumdioxid.....	17
3.2.5 Y-TZP in der Zahntechnik.....	18
3.2.5.1 ISO Normen.....	18
3.3 CAD/CAM Systeme.....	18
3.3.1 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme.....	21
3.3.2 Technologische Grundlagen.....	22
3.3.3 Celay [®] System.....	24
3.3.4 Ceramill System von Amann Girrbach.....	25
3.3.5 Everest [®] - KaVo.....	25
3.3.6 Lava [™] von Espe.....	26
3.3.7 Etkon.....	27
3.3.8 Futuredent [®] von Bego.....	28

3.3.9 Procera [®] AllCeram von Nobel Biocare.....	28
3.3.10 IPS e.max [®] System von Ivoclar Vivadent.....	29
3.3.11 Cercon [®] Smart Ceramics.....	29
3.4 Cercon [®] Smart Ceramics.....	30
3.4.1 Was ist Cercon [®]	30
3.4.2 Stumpfpräparationen für Cercon [®]	34
3.4.3 Wachsmodellation.....	35
3.4.4 Einsetzen in den Scanrahmen.....	35
3.4.5 Cercon brain- Verarbeitung.....	36
3.4.6 Sintervorgang	36
3.4.7 Verblendung.....	37
3.5 Passgenauigkeit und Randschluss	38
3.6 Einfluss der Zementierung auf den Randspalt und die Passgenauigkeit.....	41
4 Material und Methodik.....	42
4.1 Material und Methodik-Übersicht.....	42
4.2 Aluminiumstümpfe.....	43
4.3 Gipsmodelle	44
4.4 Herstellung der Kronengerüste.....	44
4.5 Zementierung	45
4.6 Schnitttherstellung.....	46
4.7 REM- Analyse des Spaltes	47
4.8 Auswertung	49
5 Resultate.....	50
6.1 Vergleich der Randspalten und Passgenauigkeit bei verschiedenen Studien.....	54
7 Schlussfolgerungen	56
8 Literaturverzeichnis.....	57
9 Danksagung.....	70
10 Lebenslauf.....	72

1.0 Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Auswirkung des Sinterprozesses auf die Passgenauigkeit des Kronenrandes einer Cercon[®]-Krone. Dabei sollte untersucht werden, ob der Randschluss nach der Sinterschrumpfung in einem klinisch akzeptablen Bereich zwischen 20µm-100µm lag. Die unumgängliche Sinterschrumpfung erfordert eine um 30% vergrößerte Modellation, die durch ein präzises CAD/CAM-System ermöglicht wird. Dadurch stellt sich die Frage, ob sich der Sinterprozess negativ auf die Präzision der zuvor aus Cercon[®] modellierten Cercon[®]-Krone auswirkt.

Um einen eventuellen Verlust der Präzision nachweisen bzw. untersuchen zu können, wurde ein Test durchgeführt, in welchem 10 Aluminiumstümpfe samt Cercon[®]-Käppchen als Testobjekte dienen mussten. Der hochpräzise Aluminiumstumpf imitierte eine Sechser-Krone im natürlichen Gebiss. Die dazu passende Krone wurde in Form eines Y-TZP Käppchens hergestellt. Die Zirkonoxidkäppchen wurden mittels Glasinomer-Kapselzement an den Stümpfen befestigt und anschließend wurden die Präparate mit einer Diamantscheibe an den für die Messung notwendigen Stellen durchgetrennt. Ein rasterelektronenmikroskopisches Abtasten des Spaltes wurde an allen 10 Probanden durchgeführt. Die Mittelwerte der Messung wirken sich auf die Passung der später zementierten Proben aus.

Schließlich ist zu sagen, dass die gewonnenen Mittelwerte, die sich in einem Bereich von 38.5 µm bis 59 µm bewegten, einen hervorragenden Randverschluss gewährleisten.

1.2 Abstract

This thesis is about consequences of the sintering process to the fitting accuracy of a Cercon[®] crow margin. Therefore it had to be analysed if after the sintering contraction the margin fit laid within a clinically acceptable range of 20 – 100 µm. The necessary sintering process needs a 30% - augmented modellation, which is enabled by a precise CAD/CAM – system. The question was whether the sintering process had a negative influence on the precision of the crow modelled by Cercon[®].

For proving or analysing an eventual loss of precision, a test had to be conducted which included 10 aluminium stockings with Cercon[®] - caps as test objects. The highly precise aluminium stocking imitated a first molar crow of a natural dentition.

The suitable crow was shaped like a Y-TZP – cap. The zirconiumoxid caps needed to be fixed on the stumps by glasionomere capsule cement and, finally, the preparations cut by a diamond wheel on marks necessary for the measurement. In all the ten probands the split was scanned by a scanning electron micrograph.

The midpoints of the measurement had an effect on the later cemented samples.

In conclusion, it has to be reported that the acquired midpoints, ranging from 38.5 up to 59 µm, guaranteed an excellent closure of the marginal ridge.

2.0 Einleitung

Mit der Hochleistungskeramik Y-TZP wurde ein Maß an Perfektion erreicht, bei dem die höchsten Anforderungen hinsichtlich Festigkeit, Ästhetik und Biokompatibilität berücksichtigt wurden. Neben den drei erwähnten Eigenschaften sticht auch noch zusätzlich ein passgenauer Randschluss als Qualitätsmerkmal hervor. Ein passgenauer Randschluss soll sich zumindest als spaltfrei präsentieren. Natürlich soll auch angestrebt werden, dass die Krone eine ausreichende Dichtung gegenüber Mikroorganismen vorweist. Die Passung des Kronenrandes stellt immer noch eine besondere Problematik für die Herstellung des Zahnersatzes und dessen Zementierung dar.

Bei der Bearbeitung von Cercon[®]-Ceram findet eine 30%-ige Sinterschrumpfung statt. Von dieser Kenntnis ausgehend, könnte auch die Passgenauigkeit der Cercon[®]-Ceram-Krone in Frage gestellt werden, denn die Herstellung eines solchen Zahnersatzes erfordert wegen dieser Schrumpfung eine hochpräzise Modellation im Vorhinein.

Diese Randspaltenuntersuchung soll Zahnärzten sowie Technikern, noch genauere Informationen über Material, welches täglich in Verwendung ist, vermitteln.

3.0 Übersicht der keramischen Werkstoffe und deren Verarbeitungsmethoden

3.1 Keramik in der Zahnheilkunde

3.1.1 Definition

Werkstoffe aus Keramik werden in der Medizin und Zahnmedizin vor allem wegen ihrer chemischen Stabilität und ihrer hohen Biokompatibilität verwendet. Keramik ist definiert als eine Zusammensetzung verschiedener nichtmetallischer anorganischen Verbindungen, die mindestens aus 30%-igen kristallinen Strukturen bestehen, und im Wasser schwer löslich sind (Hennicke H.W., 1997; Hickel, Kunzelmann, 1997; Marxkors, Meiners, 1993). Die Werkstoffeigenschaften der Keramik werden beim Sintern der Rohmaterialien erreicht. Die Temperaturen bei diesem Sintervorgang liegen über 800°C. Man unterscheidet, je nach Zusammensetzung und Aufbau der atomaren Struktur, kristalline und nichtkristalline Anteile in der Keramik. Kristalline Anteile sind regelmäßige Anordnungen von Atomen über ionische oder kovalente Bindungen. Von einer nichtkristallinen, amorphen Struktur spricht man, wenn es keine Regelmäßigkeit gibt.

Die keramischen Werkstoffe nach *Schüller* (Schüller, Hennicke, 1985), werden nach unterschiedlichen Eigenschaften der Keramik und nicht nach ihrer chemischen Zusammensetzung getrennt. Man unterscheidet silikatkeramische Werkstoffe, wie Töpfergut, Ziegel und die Dentalkeramik (Feldspatkeramik), oxidkeramische Werkstoffe, wie Aluminiumoxid, Zirkoniumoxid und Magnesiumoxid sowie nicht oxidische Werkstoffe, zu denen die Nitride und Carbide zählen (Kern, Pröbster, 2002; Pospiech, 2001).

3.1.2 Geschichtliches

Der Name Keramik kommt vom Griechischen „ceramos“ (Töpfererde, Ziegel, Tongefäß) und bezeichnet sowohl die Erzeugnisse aus gebrannten ton- bzw. kaolinhaltigen Massen als auch die Technik ihrer Herstellung (Eichner, Kappert, 1996).

Die heutigen dentalkeramischen Massen werden aus Porzellan hergestellt, welches als das edelste aus Ton herstellbare Material gilt und etwa 700 n. Chr. in China erstmals hergestellt wurde. *J. F. Böttcher* gelang im Jahre 1709 die erste Porzellanherstellung in Europa (Eichner, Kappert, 1996; Hickel, Kunzelmann, 1997; Kern, Pröbster, 2002; Rech H., 2002). Bis dahin verwendete man Elfenbein, Knochen und natürliche Zähne als Zahnersatz, die sich jedoch wegen ihrer biologischen Eigenschaften nicht bewährt hatten. Die erste dokumentierte Anwendung von Porzellan in der Zahnheilkunde geht auf den Apotheker *Nicolas Dubois de Chemant* zurück, der sich 1774 eine ganze Prothese aus Porzellan brennen ließ (Eichner, Kappert, 1996; Geist-Jacobi G.P., 1896; Hickel, Kunzelmann, 1997; Strub et al. 1999). 1825 begann in Amerika, die industrielle Herstellung von künstlichen Zähnen durch die Zahnfabrik *S. W. Stockton* und ab 1844 auch durch die Firma *S. S. White Corporation*, die ihre Herstellung bis heute noch beibehalten hat (Strub et al. 1999).

1889 stellte Charles Henry Land mit der Jacketkrone die erste ästhetisch akzeptable vollkeramische Krone her (Lässig H.E., 1893). Die damaligen Einzelkronen waren mit Zement befestigt und wiesen eine sehr hohe Frakturrate auf. Daher strebten die Forscher verstärkt die Entwicklung von metallkeramischen Kronen an, um die Stabilität des Metallgerüsts mit der Ästhetik der Keramik verbinden zu können. Die metallkeramischen Kronen wurden 1962 von *M. Weinstein*, *S. Katz* und *A.B. Weinstein* patentiert und in Europa 1962 durch die Firmen Vita-Zahnfabrik und Degussa Dental auf den Markt gebracht. Diese Keramiken sind über Oxide mit thermisch kompatiblen Metalllegierungen verbunden und haben einen hohen thermischen Expansionskoeffizienten (Hickel, Kunzelmann, 1997; McLean J.W, 1998). Die innere Passgenauigkeit einer metallkeramischen Krone war mit einer Vollgusskrone vergleichbar, jedoch im Vergleich zu vollkeramischen Restaurationen hatte die Metallkeramik die klinischen Erfolge einer Vollkeramikkrone bezüglich Ästhetik und Biokompatibilität nie erreicht. Der Wunsch, eine prothetische Versorgung herzustellen, die nicht mehr vom natürlichen Zahn zu unterscheiden war, brachte die Forscher dazu, neue vollkeramische Materialien so weit zu entwickeln, dass die Ästhetik und Transluzenz der

Restaurationen die natürlichen Zähne imitiert. Anschließend wurde auch bei diesen Restaurationen eine ausreichende Stabilität geschaffen.

Das Problem der Frakturanfälligkeit von vollkeramischen Zahnersatz wurde durch die Empfehlung von McLean und Hughes im Jahre 1965 Aluminiumoxidkristalle zur Keramikverstärkung einzusetzen wesentlich verbessert (McLean J.W., 1965). Durch diese ersten entscheidenden Materialverbesserungen konnte die Stabilität vollkeramischer Kronen erreicht werden (Eichner, Kappert, 1996). Andere Zusätze, wie Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristalle, Zirkonoxid oder keramische Kurzfasern (Whisker) wurden eingesetzt, um die Stabilität noch weiter zu erhöhen und werden teilweise heute noch verwendet (Eichner, Kappert, 1996; Kappert, Krah, 2001; Schmidt et al. 1998).

Die Maschinen- und Kopierfräsung von industriell gefertigten Keramikblöcken aus Zirkonium- oder Aluminiumoxid mittels CAD/CAM-Systemen haben es ermöglicht, Keramikrestaurationen mit verbesserten mechanischen und ästhetischen Eigenschaften herzustellen (Eichner, Kappert, 1996; Kappert, Krah, 2001; Schmidt et al. 1998), somit wurde das Indikationsspektrum von vollkeramischen Restaurationen auf mehrgliedrige Brücken im Seitenzahnbereich erweitert.

3.1.3 Einteilung der Keramiken

Silikatkeramische Werkstoffe	Oxidkeramische Werkstoffe
Feldspatkeramik	Glasinfiltriertes Aluminiumoxid
Glaskeramik	Glasinfiltriertes Mg-Al-Spinell
	Glasinfiltriertes Zirkoniumoxid
	Dicht gesintertes Aluminiumoxid
	Dicht gesintertes Zirkonoxid

Tabelle 1: Einteilung verschiedener keramischer Werkstoffe

3.1.4 Gesinterte Feldspatkeramiken

Die Feldspatkeramik besteht zu 60-80% aus Feldspat, zu 10-25% aus Quarz, und zu 0-5% aus Kaolin (Eichner, Kappert, 1996; Marxkors, Meiners, 1993; Strub et al. 1999; Hohmann, Hielscher, 2003). Die Mohshärte beträgt 6 und die Dichte 2,54-2,57 g/cm³ (Grković, Teodosijević, 1990). Chemisch betrachtet ist Feldspat ein Mischkristallsystem (Aluminium-Silikat-Anhydrat), das hauptsächlich aus Kalifeldspat (Orthoklas, $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), Natronfeldspat (Albit, $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) und Kalkfeldspat (Anorthit, $CaO \cdot Al_2O_3 \cdot 2SiO_2$) besteht (Strub et al. 1999; Reuling, Siebert, 1989; Grković, Teodosijević, 1990).

Der Kalifeldspat bildet in der schmelzflüssigen Phase die Leuzitkristalle, die den dentalkeramischen Schmelzen ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit hergibt, damit wird das Zerfließen verhindert. Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) wird vom Leuzitgehalt gesteuert (Eichner, Kappert, 1996; Marxkors, Meiners, 1993).

In der Natur kommt das Kaolin in Form von feinem weißem Pulver vor, dessen Dichte 1,08-2,6 g/cm³ beträgt. Beim Kaolin handelt es sich um ein Aluminium-Silikat-Hydrat ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), das in Wasser in Form von Hydroxylgruppen gebunden ist (Grković, Teodosijević, 1990). Kaolin verleiht der Porzellanmasse eine gewisse Plastizität und Formbarkeit, weiters bildet es mit Feldspat Mullitkristalle aus (Hohmann, Hielscher, 2003). In der Dentalkeramik kommt das Kaolin in sehr geringen Konzentrationen oder überhaupt nicht vor. Quarz kommt in sieben dreidimensionalen Modifikationen der Kristallstruktur vor, von welchen man zwischen Quarz (α und β), Tridymit (α , β und γ) und Cristobalit (α und β) unterscheidet (Eichner, Kappert, 1996; Hohmann, Hielscher, 2003). Die Mohshärte beträgt 8, die Dichte 2,62 und der Schmelzpunkt liegt bei 1720°C (Grković, Teodosijević, 1990). Er wird als Magerungsmittel verwendet und verringert durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Schwingung beim Brennen (Reuling, Siebert, 1989).

Neben den Hauptbestandteilen werden noch Zusatzstoffe beigesetzt (Reuling, Siebert, 1989; Grković, Teodosijević, 1990), zu welchen so genannte Flussmittel (2-4%) wie Kaliumkarbonat, Kaliumphosphat, Natriumkarbonat, Borax, Bleioxide, Kaliumoxid und Magnesiumoxid, die die Schmelz- und Erweichungstemperatur erniedrigen lassen. Durch ihre Toxizität wird der Einsatz von Flussmittel eingeschränkt verwendet (McLean, Hughes, 1965). Brennfeste Metalloxide und -salze werden als Farbzusätze verwendet, Caesium, Samarium und Uran sind Fluoreszenzbildner (Marxkors, Meiners, 1993; Hohmann, Hielscher, 2003). Die Erhöhung der Bruchfestigkeit wird durch gefügeverstärkende Kristalle wie

hochschmelzende feste Oxide des Siliziums, Aluminiums, Zirkoniums und Magnesiums, Leuzit, Glimmer und Hydroxylapatit erreicht (Eichner, Kappert, 1996; Marx, 1979).

Das am weitesten verbreitete Verfahren zur Verarbeitung von Feldspatkeramiken ist die Sintertechnologie, in der das keramische Pulver und destilliertes Wasser (oder Modellierflüssigkeit) vermischt und mittels Pinsel auf einem Stumpf aufgeschichtet wird (Marxkors, Meiners, 1993; Riedling, 1989; Grković, Teodosijević, 1990). Danach wird die Keramik in einem Vakuumofen gebrannt, wobei es zu einer 15-35% Sinterschrumpfung kommt. Durch die im Ofen erzeugte Vakuumwirkung werden die Porositäten verhindert, so dass sich die Transluzenz und die Festigkeit erhöhen. Die Verwendung von Sinterkeramiken ist aufgrund ihrer sehr guten optischen Eigenschaften nur auf Inlays, Teilkronen und Veneers eingeschränkt (Kern, Pröbster, 2002).

3.1.5 Giessbare und pressbare Glaskeramiken

Glaskeramiken verfügen über einen Chamäleon-Effekt, deshalb lassen sie sich sehr gut in die Zahnreihe einpassen (Kern, Pröbster, 2002; McLean J.W., 2001). Weiters besitzen sie eine amorphe Struktur, da es sich bei diesem Ausgangszustand um Gläser handelt. Da die Eigenschaften der glaskeramischen Massen stark von der Anzahl und der Art der Kristallisationskeime und des Kristallwachstums abhängen, variieren diese auch dementsprechend (Eichner, Kappert, 1996).

Glaskeramiken können mittels Guss- oder Pressverfahren hergestellt werden. Bei der gießbaren Glaskeramik wird die Restauration wie gewöhnlich bei zahntechnischen Restaurationen aus Wachs modelliert und mit Hilfe des „Lost-Wax“-Verfahrens in Keramik überführt (Bieniek, Spiekermann, 1993). Gegossen wird im Schleudergussverfahren. Das Gussobjekt wird nun fein ausgearbeitet und in eine spezielle Einbettmasse eingebettet. Anschließend wird die Muffel sechs Stunden bei 1075°C getempert (keramisiert). Dabei kommt es zu einer feinkörnigen Kristallisation, die mehr als die Hälfte des Volumens einnimmt, und einen Transparenzverlust sowie eine Festigkeitssteigerung bedingt.

Die Farbgebung erfolgt durch mehrmaliges Auftragen und Brennen von Malfarben (Strub J.R., 1983). Die bekanntesten Vertreter dieser Gruppe sind Dicor aus Tetrasilizium-Fluor-Glimmer-Kristallen (Pospiech P., 2001; Reuling, Siebert, 1989) und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl aus Hydroxylapatitkeramik (Eichner, Kappert, 1996).

Dicor hat allerdings heute aufgrund der hohen Frakturnraten keine klinische Bedeutung mehr (Kern, Pröbster, 2002).

Die Herstellung von Presskeramiken wurde mit dem IPS Empress[®]-System-Ivoclar von *Wohlwend* (Wohlwend, Schärer, 1990) in der Zahnheilkunde eingeführt. Das Gerüst wird aus einer Lithiumdisilikat-Glaskeramik im Pressverfahren gefertigt und stellt die hochfeste Komponente des Materialsystems dar. Das Werkstück wird wie beim „Lost-Wax“-Verfahren aufgewachst, in speziellen Einbettformen eingebettet und, wie man es aus dem dentalen Metallguss kennt, auf 800°C gegossen (Ivoclar, IPS Empress[®]). Im IPS Empress[®] Pressofen wird der Empress[®]-Rohling bei einer Temperatur von 920°C, bei der die Glaskeramik viskös fließt, aufgeheizt, und in die Hohlform bei einem Druck von 5 bar gepresst. Die Krone wird anschließend noch mit Verblendmassen verblendet und unter Verwendung der Sintertechnik eingebrannt (Bieniek, Spiekermann, 1993; Strub et al. 1999). Die Indikationen für die Presskeramik Empress[®] 1 sind ausschließlich bei adhäsiver Befestigung nur bei Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers verwendbar. Die durch Lithiumdisilikatkristalle verfestigte Empress[®] 2 - Keramik eignet sich für Kronen und kleinspannige Brücken in der Front und sowie im Seitenzahnbereich für eine Brücke mit Brückenglied in Prämolarenbreite (Kappert, Krahl, 2001; Kern, Pröbster, 2002). Zu der Gruppe der Presskeramiken zählt sich neben Empress[®] auch die Optec[®] OPC 3G von Jeneric Pentron. Der Vorteil der gießbaren und pressbaren Glaskeramiken liegt im Wegfall der Sinterschrumpfung und der damit erleichterten Modellation.

3.1.6 Oxidkeramiken / Hochleistungskeramiken

Bei Oxidkeramiken handelt es sich zum Teil um einphasige Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Die Oxide werden mit sehr unedlen Metallen gebildet. Das heißt, ihre Oxidationspotentiale sind sehr hoch und die Oxide sind dadurch sehr stabil. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppe sind Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkoniumoxid- und Titandioxidkeramiken (Strub et al. 1999). In der Zahnheilkunde werden Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken entweder als Infiltrationskeramiken oder in der CAD/CAM-Technologie als Gerüstkeramiken verwendet.

3.1.6.1 Infiltrationskeramiken

Bei den Infiltrationskeramiken der Firma Vita unterscheidet man glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram[®]-Alumina), glasinfiltriertes Zirkoniumoxid (In-Ceram[®]-Zirconia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (In-Ceram[®]-Spinell) (Pröbster L., 1999). Das Grundgerüst des Vita In-Ceram[®]-Systems besteht beim In-Ceram[®]-Alumina aus reinem, gesintertem Aluminiumoxid Al_2O_3 . Nach dem Anmischen einer Spezialflüssigkeit mit feinstem Aluminiumoxidpulver (Korngröße zw. $2\mu m$ und $5\mu m$) wird diese Masse mit einem Pinsel auf das kreideartige, formstabile Gerüst aufgetragen. Anschließend erfolgt der Infiltrationsbrand bei $1120^\circ C$ (Bindl, Mörmann, 2002; Chong et al. 2002; Kurbart, Reichel, 2001; Marc S., 2002). Das Resultat ist ein opakes, glasgesintertes Aluminiumoxidgerüst, das seine endgültige Härte erreicht hat, welches mit der Verblendkeramik Vitadur[®] Alpha verblendet wird (Apholt et al. 2001; Vita; Pröbster, Diehl, 1990; Claus H., 1990).

In-Ceram[®]-Alumina kann sowohl für Einzelkronen im Frontzahnbereich als auch für Brücken verwendet werden. In Bezug auf den Seitenzahnbereich sollte die Ausdehnung von einer Prämolarenbreite nicht überschritten werden (Bieniek, Spiekermann 1993; Chong et al. 2002; Marc S., 2002; Massimiliano et al. 2002; Nakamura et al. 2000; Rinke et al. 1994).

Durch In-Ceram[®]-Zirconia werden nochmals verbesserte mechanische Eigenschaften im Vergleich zu In-Ceram[®]-Alumina erreicht. Infolge des Beimengens von ca. 30% Zirkonoxid-Partikel steigt die Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit an, deshalb finden sie Einsatz für kleinere dreigliedrige Brücken im Seitenzahnbereich (Apholt et al. 2001; Holmes et al. 1989; Massimiliano et al. 2002; Rinke, Zenatschke, 2001; Tinschert et al. 1999). Dieses System besteht aus 30% Zirkoniumoxidpulver und 70% Aluminiumoxidpulver (Rinke, Zenatschke, 2001).

Wird Magnesiumoxid zu In-Ceram[®]-Alumina hinzugefügt, erhält man eine Oxidkeramik aus komplexen Oxiden (Pröbster L., 1999). Das In-Ceram[®]-Spinell-System hat eine erhöhte Lichtdurchlässigkeit. In-Ceram[®]-Spinell wird nur für Inlays, Onlays und Kronen im Frontzahnbereich verwendet, da das Material an Festigkeit verliert (Schmidt et al. 1998; Thiel N., 2002).

3.1.6.2 Gerüstkeramiken (Dichtgesinterte Oxidkeramik)

Aluminiumoxid und Zirkoniumoxid sind dicht gesinterte, polykristalline, reine Oxidkeramiken, die keinen nennenswerten Glasanteil mehr besitzen. Da Oxidkeramiken eine hohe Opazität besitzen und somit die Farbanpassung begrenzt ist, bedarf einer weitem Verarbeitung.

Bei den Gerüstkeramiken wird das Gerüst aus einem industriell gefertigten Rohling herausgefräst. 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 (Luthardt, Musil, 1997; Luthardt et al. 2000) bedeutet. Zahlreiche 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. Bei den vorgesinterten Rohlingen kommt es zu einer 30%-igen Sinterschrumpfung, die durch eine entsprechend vergrößerte Fräsung kompensiert wird. Der Vorteil von dicht gesinteter, reiner Oxidkeramik liegt in ihrer zum Vergleich zu den Glaskeramiken und Infiltrationskeramiken deutlich höheren Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit (Abb. 1).

Der meistverwendete Vertreter dieser Gruppe ist Zirkoniumdioxid, dementsprechend wird dieses im nächsten Kapitel genauer beschrieben.

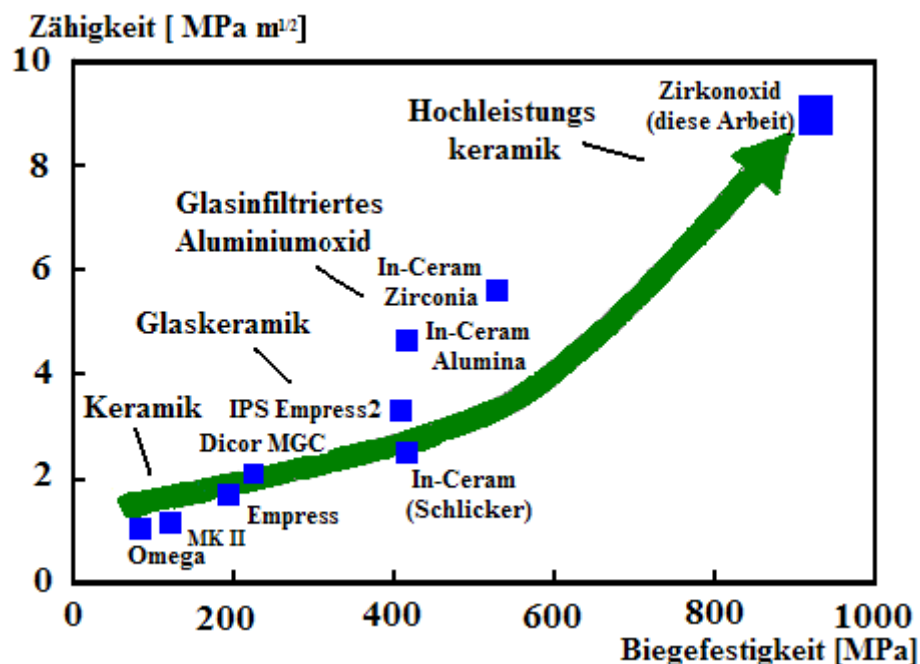


Abbildung 1: Bruchzähigkeit von Keramiken (Filser et al. 2001; Filser et al. 2002)

3.2 Von Zirkon zum Zahn

3.2.1 Zirkon

Bei Zirkon handelt es sich um ein Mineral. Es ist ein struktureller, chemischer, und physikalisch homogener, anorganischer Bestandteil der Erdkruste mit silikatischer Zusammensetzung und kristallinem Aufbau. Zirkon ist ein Zirkoniumsilikat mit der chemischen Formel $ZrSiO_4$. Zirkonsand wird aufgrund seiner guten Temperaturwechselbeständigkeit, seiner geringen Wärmedehnung sowie seiner geringen Benetzbarkeit als Formsand und als feuerfester Füllstoff in Gießereischichten eingesetzt.

Das Mineral Zirkon ist der Ausgangsstoff zur Herstellung des reinen Metalls Zirkonium.

3.2.2 Zirkonium

Zirkonium ist ein relativ weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall aus der Titangruppe (Strub et al. 1999). Das metallische Zirkonium bildet eine dünne Oxidschicht und ist dadurch korrosionsresistent. Aufgrund seiner chemischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften findet es Verwendung für Kernenergieanlagen, Verbrennungsräume und Düsenantriebe sowie als Bestandteil von Hochleistungslegierungen.

Die wichtigste Verbindung ist Zirkoniumdioxid- ZrO_2 .

3.2.3 Zirkoniumdioxid

1975 wurde von Ron Garvie das teilstabilisierte Zirkoniumoxid entdeckt. Er prägte auch den Begriff „ceramic steel“ (Filser et al. 2002). Zirkoniumdioxid wird aus dem Zirkonsand durch Schmelzen mit Koks und Kalk (Reduktion des SiO_2) gewonnen. Dieses Oxid hat in den letzten Jahren als Werkstoff zunehmende Bedeutung erlangt wegen seiner hohen Biege- und Zugfestigkeit, hohen Bruchzähigkeit, hohen Verschleißfestigkeit, Korrosionsbeständigkeit (Geis-Gerstorfer et al. 1999, Rinke et al. 2001, Tinschert J. 2001) und niedriger

Wärmeleitfähigkeit (Strub et al.1999). Das E-Modul weist einen ähnlichen Wert mit dem E-Modul von Stahl auf (Luthardt et al.1998, Luthardt et al. 2000, Tinschert et al. 1999, Tinschert et al. 2000), weswegen es auch als „keramischer Stahl“ (ceramic steel) bezeichnet wird (Filser et al. 2002). Dicht gesintertes Zirkoniumdioxid weist die besten mechanischen Werte auf (Abb. 2) (Göbel et al.1998, Luthardt et al. 2001, Tinschert et al.1999).

Eigenschaften	Masseinheit	Wert
ZrO ₂ / Y ₂ O ₃	%	95/5
Reinheit (Zr / Hf / Y)	%	99,9
Raumgewicht	g/cm ³	> 6,08
Porosität, offen	%	0
Korngrösse, mittel	µm	< 0,6
Härte, Vickers	HV	1200
Druckfestigkeit	MPa	2000
Biegefestigkeit	MPa	900
Elastizitätsmodul	GPa	210
Bruchzähigkeit	MPa√m	7
Verschleissverhalten (ring on disc)	mm ³ /h	< 0,002
Korrosionsbeständigkeit in Ringerlösung 37 °C	(mg/m ² x 24 h)	< 0,01

Abbildung 2: Physikalische Eigenschaften von Zirkoniumdioxid

Kristallographisch betrachtet tritt Zirkoniumdioxid in monokliner, tetragonaler und kubischer Modifikation auf. Beim Abkühlvorgang wandelt sich kubische Phase in die tetragonale und diese dann wiederum in die monokline Phase. Während des letzten Phasenüberganges, von der tetragonalen zur monoklinen Phase, tritt eine starke Volumenzunahme auf, was zu einer Zerstörung massiver Bauteile führt. Je nach Herstellungsbedingungen kann dabei die kubische, die tetragonale oder die monokline Phase, durch Zusätze von zwei-drei dreiwertigen Kationen, stabilisiert werden:

- TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystals
- CSP: Cubical Stabilized Zirconia
- PSZ: Partially Stabilized Zirconia

Zirkoniumdioxid wird zur Fabrikation von Küchenmessern, industriellen Schneidewerkzeugen und thermomechanisch stark beanspruchten Teilen in der Automobil- und Flugzeugindustrie verwendet. Wegen hohen Biokompatibilität (Garvie et al. 1984,

Ichikawa et al. 1992, Akagawa et al. 1993), der hervorragender Ästhetik, der Mundbeständigkeit und der geringeren Plaqueanlagerung, findet es Verwendung in der Zahn- (Stifte, Kronen, Implantate, Brackets) (Keith et al. 1994, Kern et al. 1998, Sadoun et al. 1997) und auch in der Humanmedizin (verschiedene Arten von Prothesen, Implantate, Hüftgelenksköpfe) (Ichikawa et al. 1992).

3.2.4 Y-TZP- Zirkoniumdioxid / Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystals

Zirkoniumdioxid

Durch die gezielte Zugabe von zirka 5 Gewichtsprozenten Yttriumoxid (Y_2O_3) (Luthardt et al. 2000) gelingt es, die tetragonale ZrO_2 -Modifikation, bei Temperaturen unter $1770^\circ C$ bis zur Raumtemperatur zu stabilisieren (Luthardt et al. 1997) und eine geringe Korngröße von ca. $0,4 \mu m$ zu erreichen (Luthardt et al. 1997, Tinschert et al. 1999). In jedem keramischen Material liegen herstellungsbedingt Mikrorisse vor oder werden während der Belastung an dessen Oberfläche gebildet. Bei einer zyklischen Belastung, zum Beispiel der Kaubelastung, kommt es zu einem stetigen Risswachstum und im schlimmsten Fall zum Versagen des Bauteils (Bieniek et al. 1994, Hickel et al. 1997, Luthardt et al. 2001, Meier et al. 1995, Marx et al. 1993). Im wässrigen Mundmilieu wird das Risswachstum zusätzlich durch den Mechanismus der Spannungsrissskorrosion beschleunigt. Beim Y-TZP Zirkoniumdioxid führen die Tangentialspannungen an den Rissspitzen zur Umwandlung der tetragonalen in monokline Kristalle was mit einer Volumenvergrößerung von zirka 4 Prozent verbunden ist, so dass an der Rissspitze Druckspannungen entstehen und das Risswachstum gestoppt wird (Luthardt et al. 1997, Massimiliano et al. 2002, Tinschert et al. 1999). Durch diesen Mechanismus ist das Material rissunempfindlich, im Gegensatz zu Glaskeramiken, die bekanntlich sehr rissanfällig sind (Fischer et al. 1999). Eine absolute Dauerfestigkeit von Y-TZP, die dreifach über dem In-Ceram[®]-Alumina lag, wurde von den Autoren Geis-Gerstorfer und Fässler (1999) ermittelt.

3.2.5 Y-TZP in der Zahntechnik

Feinkörniges Y-TZP ist das Ausgangsmaterial der häufigsten im Dentalbereich angebotenen Zirkoniumdioxide, unabhängig davon, ob man von Zirkon, Zirkonium, Zirkonoxid oder Zirkoniumoxid spricht. Zur Herstellung von Zirkoniumoxid-Gerüsten in modernen CAD/CAM-Systemen werden von verschiedenen Herstellern unterschiedliche Rohlingsqualitäten angeboten:

Grünlinge (vorgesinterte Rohlinge), Weißlinge Y-TZP ZrO_2 HIP- dichtgesinterte, heißisostatisch nachverdichtete Rohlinge.

3.2.5.1 ISO Normen

Die Materialqualität wird vom Hersteller nach der ISO Norm 13356 für chirurgische Implantate geprüft, deren Anforderungen weit höher liegen als es die Dentalkeramiknorm ISO 6872 verlangt.

Die vom Hersteller für jede Charge zertifizierten Eigenschaften werden bei einer kontrollierten Fertigung in modernen CAD/CAM nicht negativ beeinflusst.

3.3 CAD/CAM Systeme

In den letzten Jahren haben die CAD/CAM-Systeme bei der Herstellung prothetischer Restaurationen deutlich an Bedeutung gewonnen. Durch die Automatisierung der Produktionsabläufe ist es möglich geworden, bei gleich bleibender Produktionsqualität Kosten zu sparen, was wiederum die Entwicklung von CAD/CAM-Systemen für die Zahnheilkunde interessant macht (Luthardt et al. 2001, Mehl A. 2001).

Diese CAD/CAM-Systeme können somit nicht nur für Keramik, sondern auch für andere Materialien, wie z. B. Edelmetall-, Titanrestaurationen verwendet werden. (Böhm U. 2002). In der Zahnmedizin bedeutet CAD (Computer-Aided-Design) das Konstruieren einer Zahnrestauration am Computer, und unter CAM (Computer-Aided-Manufacturing) versteht

man die Zahnersatzherstellung durch automatisiertes Fräsen und Schleifen. Die individuellen und dreidimensionalen Formen machen die Problematik dieser Herstellungsmethode bekannt, dadurch wird nämlich eine gute Passung und Funktion des hergestellten Zahnersatzes erschwert (Willer J. 1998, Witkowski S.2002, ZWP 2001). Technologische Fortschritte in den letzten Jahren haben es ermöglicht, Zahnersatz mittels CAD/CAM-Systemen herzustellen (Becker J. 1996).

Gegliedert werden die maschinellen Herstellungsverfahren in computergestützte und analoge Verfahren. Die Kopierfräse, wie beim Celay® -System oder Erodierverfahren, gehört zu den analogen Systemen, dabei wird nicht am Monitor kontrolliert, sondern es wird zuerst eine Prorestauration von der gewünschten Zahnrestauration gemacht. Das computerunterstützte Verfahren läuft auf andere Art und Weise, wobei das Ziel die Herstellung eines Duplikats des präparierten Stumpfes und seine dreidimensionale Gestaltung ist (Mehl A. 2001). Bei den computerunterstützten Verfahren ist das primäre Ziel, ein Duplikat des präparierten Stumpfes in dreidimensionaler Form zu machen (Schmidt et al. 1998).

Durch die digitale Datenaufbereitung und Weiterverarbeitung kommt es zu einer Automatisierung des Herstellungsprozesses.

Alle Ablaufschritte:

- die 3D-Datenerfassung, die Generierung und Aufbereitung des Datensatzes und das Fräsen-/Schleifen in der CNC-Einheit erfolgen im Optimalfall alle weitgehend automatisch. Eine Variation stellen die CAM-Systeme dar, bei denen eine modellierte Zahnrestauration automatisch abgetastet wird. Daten, die im Computer gespeichert und teilweise geändert werden, werden an eine Fräseinheit weitergegeben. Diese Fräseinheit stellt dann die Zahnrestauration her.

Das Cercon®-System von DeguDent ist ein Exampel für eine solche Methode (Mehl, 2001; Sohmura, Takahashi, 1995; Witkowski, 2002). Für die CAD/CAM-Technologie verwendet man homogene Rohlinge, die bereits industriell vorgefertigt werden. Dadurch erhält man bessere mechanische Eigenschaften und höhere Biokompatibilität (Luthardt R., Rudolph H. 2001). CAD/CAM-Systeme können außerdem in Chairside-Systeme wie das Cerec®3-System (Bornemann et al. 2001, Kunzelmann et al. 1999) oder in Labside-Systeme eingeteilt werden (Abb.3). Bei den Chairside-Systemen erfolgt die Vermessung der Präparation intraoral. Daraufhin folgt die sofortige Herstellung und Einsetzung der Restauration. Damit hat man sich die Abdrucknahme und das Herstellen eines Provisoriums erspart (Mehl A. 2001).

Die Labside-Systeme werden von BEGO, DCS, DeguDent, 3M Espe, etkon, GIRRbach und KaVo Dental angeboten. Bei dieser Art von Systemen gibt es zwei Möglichkeiten. Man kann das Gesamtsystem (Datenerfassungseinheit und Fräsmaschine) oder nur die Datenerfassungseinheit erwerben. Im Nachhinein werden die Daten über das Internet an das Fräszentrum geschickt. Dort erfolgt die Herstellung der Zahnrestauration (Mehl A. 2001).

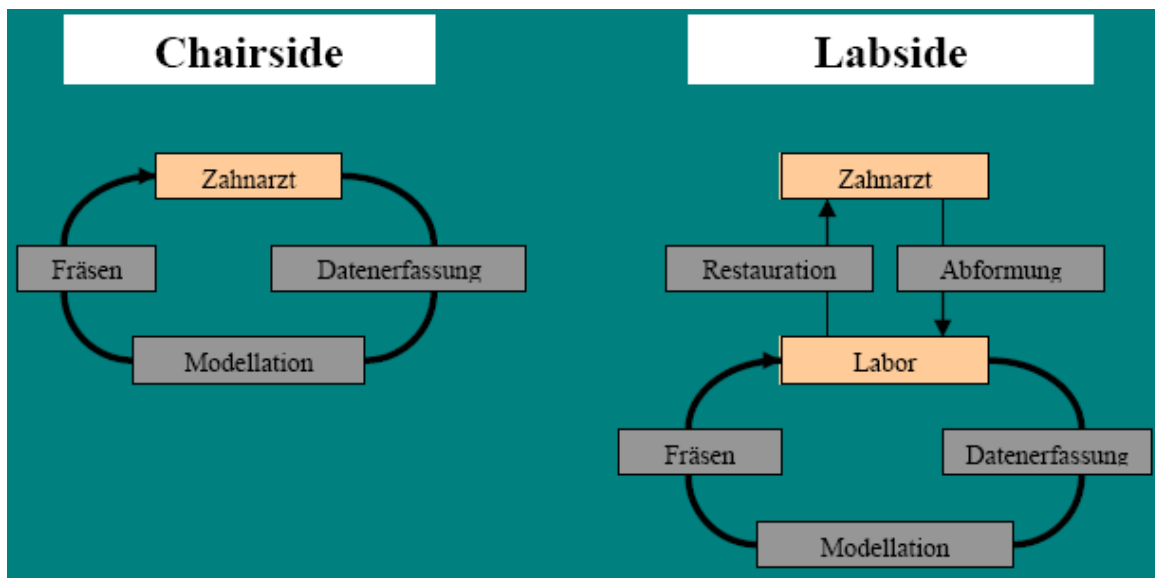


Abbildung 3: Chairside/Labside (Mehl A., 2001)

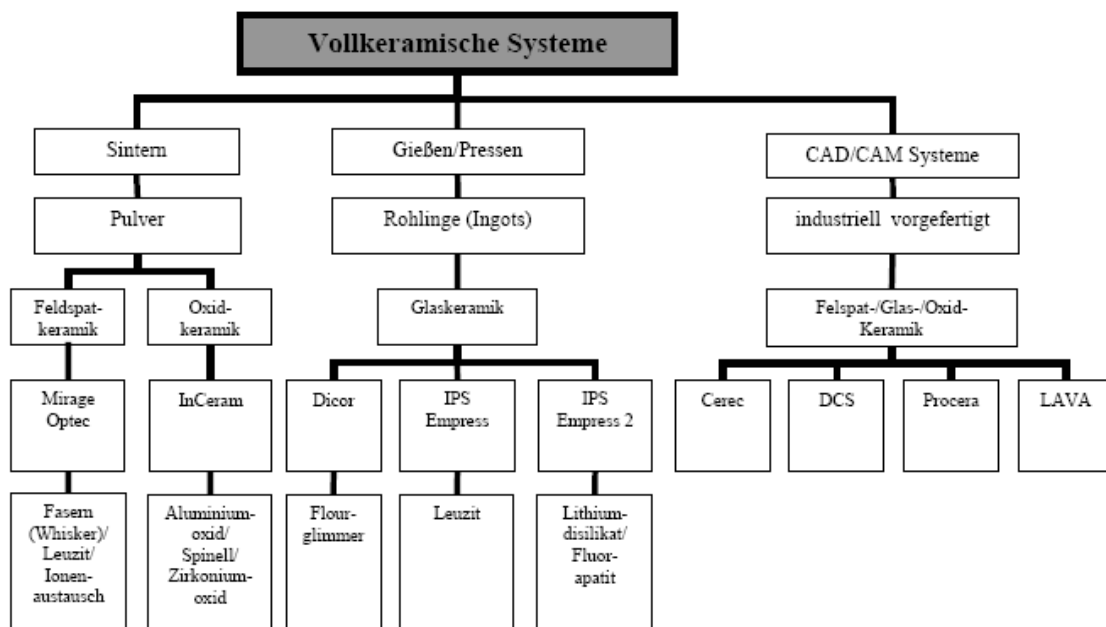


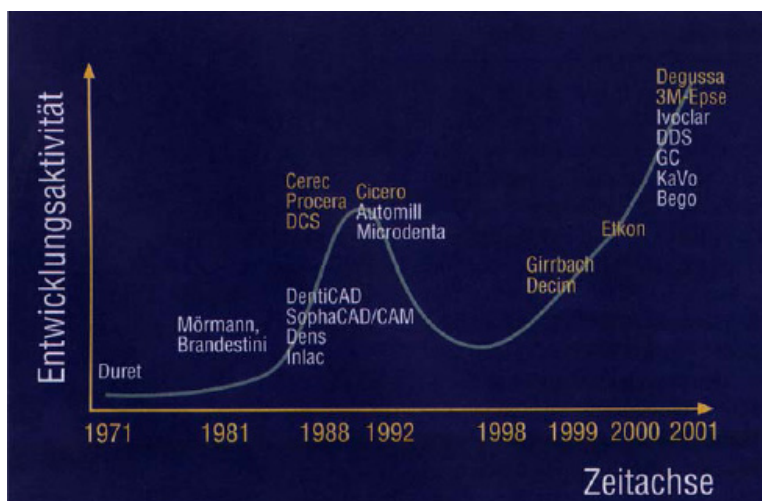
Abbildung 4: Übersicht über die aktuellen Dentalkeramik-Systeme nach Pospiech

3.3.1 Entwicklung der CAD/CAM-Systeme

1971 war bereits ein CAD/CAM-System in Planung. Die auf diesem Wege produzierten Zahnrestorationen gehen auf *François Duret* zurück. Das CAD/CAM-System bekam auch den Namen Duret-System und bereits 1985 wurde die erste Krone durch dieses System gefräst. 1993 stellte man die Weiterentwicklung dieses Verfahrens ein. *Altschulter* entwickelte 1973 ein optisches Abdruckverfahren auf Basis der Holographie. Durch *Mörmann* und *Brandestini* kam dann 1980 die Entstehung des Chairside-Systems ins Rollen, woraus sich später das Cerec[®]-System ableitete (Mehl A. 2001). 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). In den 80-ern hatten eine Menge Forscher nur ein Ziel, sie waren nämlich alle bemüht, CAD/CAM-Systeme zur Produktion zahnmedizinischer Restaurationen herzustellen. Damalige Systeme waren Anfang der neunziger Jahre nicht auf dem technologisch letzten Stand, um präzisen bzw. hochwertigen Zahnersatz herzustellen. Die Problematik war sehr breitflächig. Die notwendige Passgenauigkeit fehlte, die individuelle Form der Präparation gab zu denken, Kostspieligkeit und Schulungsaufwand kamen noch dazu. Eine große Datenmenge war entstanden, die von den damaligen Computersystemen nicht errechnet und verarbeitet werden konnte.

Aus diesem Grund ging das Interesse an der Herstellung von CAD/CAM gefertigtem Zahnersatz allerdings bis Mitte der neunziger Jahre zurück (Mehl A., 2001).

Da die gängigen Computersysteme technisch und leistungsbezogen sehr gut ausgerüstet sind, kam es in den letzten Jahren wieder zur Entwicklung von mehreren CAD/CAM-Systemen, die dementsprechend gute Ergebnisse zeigten (Becker .J 1996, Gojowy T. 2002, Mehl A.



2001, Schmidt et al. 1998). Früher hatte man mit CAD/CAM-Systemen grundsätzlich Titanbearbeitung gemacht, im Gegensatz zu heute. In der heutigen Zeit werden diese Systeme vor allem für Keramikbeschleifung in Anspruch genommen (Abb.5) (Luthardt, R., 2001).

Abbildung 5: Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie nach Mehl (Mehl A., 2001)

3.3.2 Technologische Grundlagen

Die Herstellung von zahnmedizinischen Restaurationen mit CAD/CAM-Systemen baut sich auf folgenden drei Schritten:

- die 3D-Datenerfassung der Präparation,
- die CAD-Konstruktion
- bzw. Computer-Modellierung und das Fräsen und/oder Schleifen mittels einer CNC-(Computer Numeric Control)-Maschine auf.

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. Dabei wird jede Auslenkung registriert.

Die Genauigkeit dieser Methode ist an Glattflächen sehr hoch (Mehl A., 2001), wobei die Messzeit auch entsprechend hoch ist. An steilen Flanken oder Kanten kann es durch Verbiegungen der Abtastnadel zu größeren Ungenauigkeiten kommen (Becker J., 1996; Mehl A., 2001).

Bei dem optischem Messverfahren geht es darum, dass das Objekt aus einer Richtung beleuchtet, und aus einer anderen betrachtet wird. Diese Methode leitet sich von der sogenannten Triangulation ab (Luthardt, Rudolph, 2001; Mehl A., 2001). Dabei kann die Oberfläche mit Punktsensoren oder mit Linien- bzw. Flächensensoren abgetastet werden. Ein CCD-Kamerachip ist dafür zuständig die Daten zu speichern (Becker J., 1996; Willer J., 1998).

Die Daten werden in allen drei Dimensionen erfasst, entweder intra- oder extraoral anhand von Stumpfmodellen (Luthardt, Rudolph, 2001). Optische Flächensensoren haben die kürzesten Messzeiten, deswegen werden bei der intraoralen Vermessung nur solche verwendet. Derzeit werden extraorale Vermessungsmethoden bevorzugt, weil im Gegensatz zu transparenten Zahnoberflächen, Gips gute Eigenschaften für eine optische Vermessung hat. Transparente Zahnoberflächen müssen nämlich trockengelegt und mit weißem Puder überdeckt werden. Als weiterer Pluspunkt ist anzusehen, dass Störfaktoren, die die Messungen beeinträchtigen (Speichel, Blut, Nachbarzähne), in diesem Fall entfallen (Mehl A., 2001).

Der Computer rekonstruiert fehlende Außen- und Kauflächen. Hierbei können gespeicherte Zahnformen, die Digitalisierung der Situation vor der Präparation, oder das Scannen der konventionell aufgewachsenen Restauration verwendet werden (Luthardt, Rudolph, 2001).

Dann erfolgt die Weiterleitung der erfassten Daten der CAD-Konstruktion an die CNC-Maschine.

Es erfordert viel Können, eine automatisierte Konstruktion einer vollständigen Restauration am Computer herzustellen. Bei Inlays, Onlays, Kronen und Brücken sollen nämlich die Kauflächen und die Außenform des Zahnes gnathologischen Richtlinien folgen. Die CAD-Konstruktion von Gerüsten erfolgt ohne weitere Probleme. Zusätzlich zum Datensatz werden noch Materialschichtstärke und Steigungswinkel an der Präparationsgrenze angegeben (Mehl A., 2001).

Bei Gerüsten entsteht die Rekonstruktion der individuellen Formen mittels Verblendung und nicht am Computer (Luthardt, Rudolph, 2001).

Zum Schluss wird die CAD-Konstruktion an die Fräseinheit weitergegeben. Diese Fräseinheit fräst aus dem Materialblock, der als Rohling bezeichnet wird, die Restauration heraus (Abb.6) (Mehl A., 2001).

Die Materialien, aus denen der Rohling besteht, werden industriell hergestellt, unter konstanten und optimalen Bedingungen. Dadurch wird höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials garantiert (Luthardt, Rudolph, 2001; Tinschert, et al., 2001).

Durch die Computersteuerung lassen sich Bearbeitungsparameter vorwählen. Somit sind eine optimale Oberflächenbeschaffenheit und beste Materialeigenschaften gegeben.

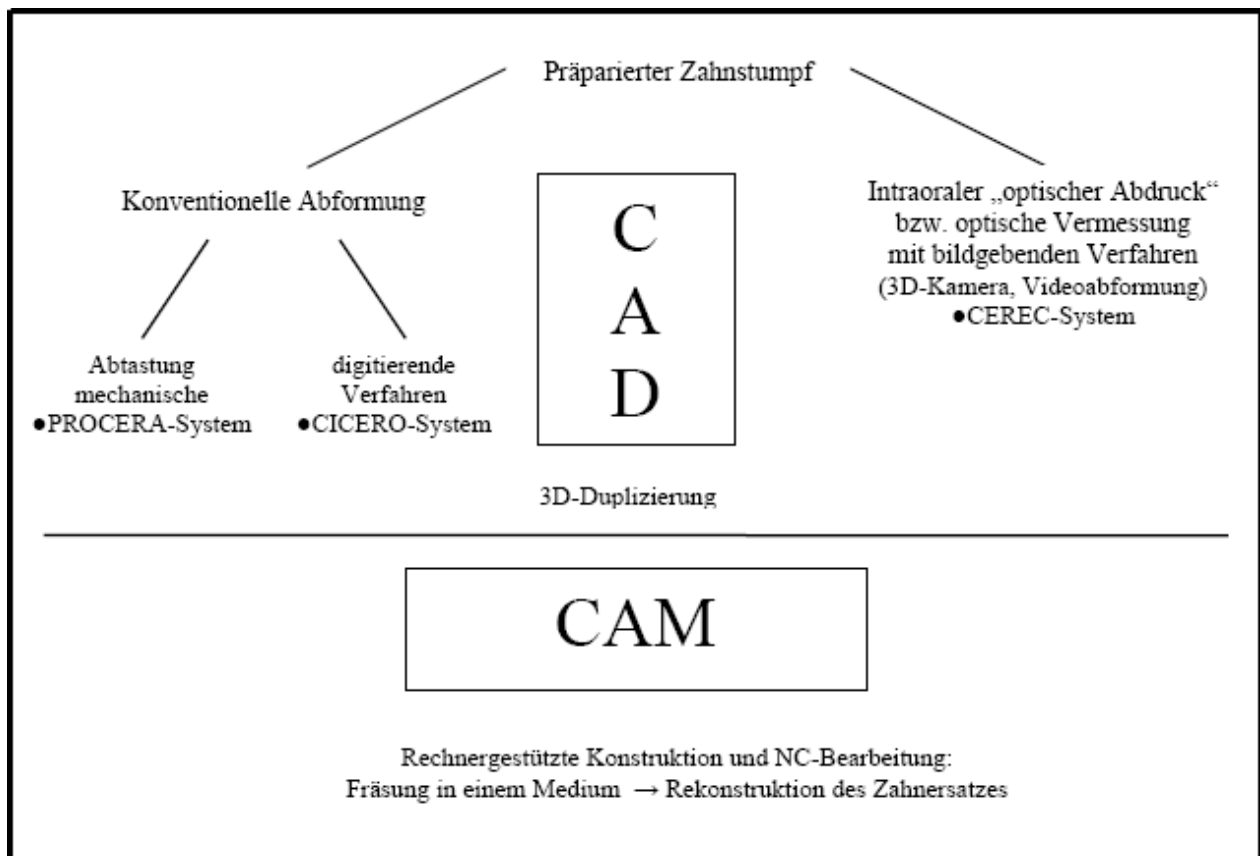


Abbildung 6: Grundprinzipien der CAD/CAM-Verfahren (Schmidt et al. 1998)

3.3.3 Celay[®] System

Das Celay[®]-System des Herstellers Microna nutzt die In-Ceram[®]-Rohlinge zu Herstellung von Kronen- und kleineren Brückengerüsten. Dabei wird die Technik der manuellen Kopierfräsung verwendet. 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 (Rinke et al. 1994; Siervo et al. 1994).

3.3.4 Ceramill System von Amann Girrbach

Die jüngste Innovation aus dem Hause Amann Girrbach setzt auf modernste Kopierfrästechnologie, mit der sich Zirkonoxid-Gerüste herstellen lassen.

Das Ceramill System besteht aus Ceramill Gel, das ein lichthärtender Modellierkunststoff für Kronen und Brückenzwischenglieder darstellt. Für Käppchenmodellation verwendet man dünnfließendes Ceramill Gel (grün) und für Brückenzwischenglieder Ceramill Pontic (blau). Modellierkunststoff wird durch eine mittels Bewegungssensor gesteuerte Polymerisationslampe Ceramill UV ausgehärtet, was eine schnellere und sichere Aushärtung gewährleistet. Ceramill base stellt ein hochpräzises Fräszentrum dar, das mittels speziellen Fräswerkzeugen, Ceramill roto zur Bearbeitung der vorgesinterten Zirkonoxid-Rohling, Ceramill zi blank, dient. Verzugsfreie Gerüste werden schließlich in einem vollautomatischen Hochleistungsöfen durchgesintert und danach im Ceramill aqua, einem Parallel-Fräsggerät, nachbearbeitet. Vor dem Endsintern können die Gerüste mit Ceramill color, Farblösungen auf Wasserbasis, individuell eingefärbt werden.

3.3.5 Everest[®] - KaVo

Das Komplettbearbeitungssystem KaVo Everest CAD/CAM ist ein Beispiel für ganzheitlich konzipierte Dentallabortechnologie. KaVo Everest besteht aus folgenden Komponenten:

1. KaVo Everest Scan pro: damit können weitspannige Brücken bis 14 Glieder gescannt werden. Der Scanner ist mit einer neuen High-End CCD-Kamera ausgestattet, die sich auf dem letzten technologischen Stand der Technik befindet. Die digitale Kamera ermöglicht eine direkte Weiterverarbeitung der erzeugten Daten, ohne dass diese nochmals umgewandelt werden müssen, was eine enorme Zeitersparnis mit sich bringt. Der Scanvorgang pro Stumpf beträgt ca. 3 Minuten. Im topometrischen 3-D Messverfahren werden die Modelle einfach und schnell eingescannt. KaVo Everest Scan pro eignet sich für Inlays, Onlays, Veneers, Kappen, Vollkronen und Brückengerüste.
2. Kavo Everest engine: die Bearbeitungseinheit, Everest engine verfügt über die wegweisende 5-Achsen Fräs- und Schleiftechnologie. Die Everest engine ermöglicht vollwertige Kauflächengestaltung, die durch eine neu entwickelte, 240 Grad schwenkbare

Doppelspindel ausgefräst wird. Durch die beiden neuen Spannbrücken können nun bis zu 16 Einheiten über Nacht gefräst werden.

3. KaVo Everest therm: der Sinterofen, verfügt über eine mehrschichtige Hochleistungsisolierung, dadurch bleibt die Wärme präzise kontrolliert im Inneren des Gerätes. Durch das Weitbereichsnetzteil und die innovative KaVo PFK (Power Faktor Korrektur) ist die kontinuierliche Leistungsaufnahme auch im Fall von Spannungsschwankungen gewährleistet, die erforderliche Heiztemperatur gleich bleibend gesichert. Der Ofen lässt sich einfach über Bedienelemente oder PC programmieren. Die maximale Temperatur, die erreicht werden kann, beträgt 1600°C. Es können verschiedene Materialien zur Herstellung des Zahnersatzes mit KaVo Everest verwendet werden: ZS-Blanks, C-Temp Blanks, IPS e.max CAD Blanks, IPS e.max CAD made for Everest, G-Blanks, ZH-Blanks, TH-Blanks, BIO HPC Blanks (High Performace Ceramic, diese Keramik unterliegt keiner Schrumpfung).

3.3.6 Lava™ von Espe

Lava™ ist ein innovatives CAD/CAM System zur Herstellung von vollkeramischen Kronen und Brücken aus Zirkonoxid. Mit einem berührungslosen, lichtoptischen Abtastsystem werden Stümpfe, Kieferkamm und, wenn vorliegend, Bissregistrat mehrfach von verschiedenen Seiten gescannt. Die einzelnen Modellpositionen bilden die Basis für die spätere dreidimensionale Gestaltung der Restauration am Bildschirm. Der Scanvorgang dauert ca. 5min pro Einheit. Nach dem Scanvorgang erscheinen die Objekte dreidimensional auf dem Bildschirm, die Präparationsgrenze wird dabei automatisch vom Programm erkannt. Mit Hilfe der Lava™ Software wird das Kronen- oder Brückengerüst am Bildschirm geplant. Auf Basis der Daten von Lava™ Scan wird die Form des Gerüsts aus dem vorgesinterten Zirkonoxid-Rohling ausgefräst, der mit Barcodes gekennzeichnet ist. Das Lava™-System erlaubt eine rein computertechnische Konstruktion der Restauration, das heißt, es wird auf jegliche zeitaufwendige Wachsmodellation verzichtet. Die Fräseinheit Lava™ Form benötigt für ein Kappchen durchschnittlich 35 Minuten Fräszeit, für eine dreigliedrige Brücke etwa 75 Minuten. Die Bearbeitung des vorgesinterten Zirkonoxids im kreideartigen „Grünzustand“ verkürzt die Fräszeit, schont das Material und reduziert auch den Verschleiß der eingesetzten Hartmetallfräser. Teure diamantierte Werkzeuge sind nicht notwendig. Der Werkzeugwechsel

erfolgt dabei vollautomatisch. Zusätzlich besitzt die Fräseinheit ein Rohlingsmagazin, mit dessen Hilfe 21 Rohlinge in beliebiger Reihenfolge bearbeitet werden können. Im Spezialofen Lava Therm schrumpfen die Gerüste bei einer Sintertemperatur von bis zu 1500°C exakt um die vorher berechnete Größe. Die Verblendungen können in jedem handelsüblichen Keramikofen aufgebrannt werden, wobei sich die Farben am Vita® Classic Farbsystem basieren (Espe AG: Lava™-System 2002; Claus C., 2002; Pospiech P., 2001; Sohmura, Takahashi, 1995; Suttor D., 2001; Suttor et al. 2001).

3.3.7 Etkon

Die Firma etkon bietet in ihrem Fräszentrum dicht gesintertes HIP-Zirkoniumoxid, Titan, Goldlegierungen, In-Ceram® und glasfaserverstärkte Polyamide als Materialien zur Bearbeitung an. Das Modell muss zuerst im Labor mit dem Scanner es1 berührungslos abgetastet werden. Die mitgelieferte Software "etkon_visual" ermöglicht es dem Anwender einfach und schnell zu modellieren. So erfasste Daten eines präparierten Zahnes werden via Internet an eines der etkon Produktionszentren versendet. Die Vermessung eines Stumpfes dauert dabei ca. 45 Sekunden. Im etkon Produktionscenter werden Kronen- und Brückengerüste aus einer Vielzahl modernster Materialien produziert. Dazu stehen folgende Materialien zur Verfügung: die Hochleistungskeramiken zerion®, Denzir® HIP-Zirkonia Premium, Procera® Alumina, VITA In-Ceram®, Titan, CrCo Stella CAM, Wirobond® C+, Bio PontoStar®++, DC-Tell®.

Unter HIP (Hot Isostatic Pressing)-Zirkoniumoxidkeramik versteht man Zirkoniumoxid, das industriell gesintert und für drei bis vier Tage unter einem Druck zwischen 1000 bar und 2000 bar bei 1400°C unter Schutzglas verdichtet wird. Dadurch wird ein fast porenfreies Zirkoniumoxid erzeugt (Suttor D., 2002). Anschließend wird das ausgefräste Gerüst an das Labor zurückgeschickt, wo die Weiterverarbeitung und die Verblendung je nach Material erfolgt (Holzner S., 2001).

3.3.8 Futuredent® von Bego

Die Firma Bego entwickelte ein CAD/CAM-System, mit dem Kronen und Brücken aus unterschiedlichen Materialien gefräst werden sollen. Durch das intraorale Erfassen der präparierten Stümpfe können die Schritte „Abdrucknahme“ und „Modellherstellung“ umgangen werden. Bei der extraoralen Erfassung ist die Modellherstellung nötig, da hier die Stümpfe des Modells erfasst werden. Das Digitalisieren der Stümpfe kann mechanisch (mechanisches Abtasten), mit Hilfe von Licht (optische Systeme) oder Laserstrahlung erfolgen. Im Falle des FutureDent 5AX – Sensors wird mit Hilfe von Streifenmusterprojektionen die dreidimensionale Geometrie erfasst. Dies geschieht aus verschiedenen Betrachtungswinkeln. Das FutureDent-System gibt eine Halb-Automatik vor, das heißt, dass die Präparationsgrenze vom Anwender festgelegt werden soll. Als Materialien für die Gerüsterstellung sollen hochgoldhaltige Legierungen, Cobalt-Chrom-Legierungen und Titan genutzt werden können. Vollkeramik-Systeme sind aus ästhetischen und biologischen (Biokompatibilität) Gründen gegenwärtig in der Diskussion (Strietzel R., 2001).

3.3.9 Procera® AllCeram von Nobel Biocare

Das Procera-System fertigt Kronenkäppchen aus reinem Aluminiumoxid. Bei diesem System wird der Modellstumpf durch eine Saphirspitze mit einem Druck von 20g mechanisch abgetastet. Durch die mechanische Abtastung verspricht sich der Hersteller eine höhere Präzision durch geringere Störsignale im Vergleich zur Laserabtastung (Nobel Biocare, 2002). Die dabei gewonnenen Informationen werden in den Computer übertragen und der Kronenabschlußrand festgelegt. Die gesammelte Datenmenge wird anschließend über Modem zur Firma Nobel Biocare nach Stockholm gesendet, wo ein um die spätere Sinterschrumpfung vergrößerter Modellstumpf angefertigt wird. Auf diesen vergrößerten Stumpf wird das Aluminiumoxid gepresst, abgehoben und anschließend bei 1600°C dicht gesintert (Brunton et al. 1999; Kern, Pröbster, 2002; Schmidt et al. 1998). Das Indikationsspektrum für das Procera® AllCeram-System liegt ausschließlich bei Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich (Marxkors, Meiners, 1993; Schmidt et al. 1998).

Vollkeramikkrone, die mit dem Procera® AllCeram-System hergestellt wurden, weisen auf einen marginalen Randspalt von unter den geforderten 100µm hin (Brunton et al. 1999; Ottl et al. 2000; Schmidt et al. 1998).

3.3.10 IPS e.max® System von Ivoclar Vivadent

Im Bereich der CAD/CAM Technologie verwendet man je nach Patientenfall den innovativen Glaskeramik Block IPS e.max CAD oder das hochfeste Zirkoniumoxid IPS e.max ZirCAD.

IPS e.max CAD ist ein Lithiumsilikat Glaskeramik-Block für die CAD/CAM Technologie. Der Block lässt sich in dieser kristallinen Zwischenstufe sehr einfach in einem CAD/CAM Gerät bearbeiten. Nach dem Schleifen der IPS e.max CAD Blocks erfolgt die Kristallisation der Restauration in einem Ivoclar Vivadent Keramikbrennofen (z.B. P200, P300, P500, EP 600 Combi). Der 35 minutige Kristallisationsprozess bei 850°C führt zu einer Gefügeumwandlung und Verdichtung um 0,2%, wobei kontrolliert Lithium-Disilikat-Kristalle wachsen. Für IPS e.max CAD gelten die Präparationsrichtlinien für Vollkeramik. Die zahnfarbenen, ästhetischen Gerüste werden mit IPS e.max Ceram verblendet.

IPS e.max ZirCAD sind vorgesinterte Yttrium-stabilisierte Zirkoniumoxid-Blocks für die CAD/CAM Technologie. Im teilgesinterten „kreideähnlichen“ Zustand lässt sich IPS e.max ZirCAD sehr einfach in einem CAD/CAM-Gerät bearbeiten. Der Schleifprozess erfolgt immer mit einer ca. 20%igen Vergrößerung des Gerüsts – je Raumachse. Der Sinterprozess geschieht im Hochtemperaturofen Sintramat von Ivoclar Vivadent bei 1500°C. Dabei wird die Schwindung der vergrößert geschliffenen Gerüste gesteuert, sodass gute Passungen erreicht werden können.

3.3.11 Cercon® Smart Ceramics

Von der Tatsache ausgehend, dass dieses System das Fundament dieser Arbeit bildet, wird es im Folgenden genauer vorgestellt, und die Arbeitsschritte bzw. Funktionsprinzipien genauer erläutert.

3.4 Cercon[®] Smart Ceramics

DeguDent hat ein verbessertes System auf den Markt gebracht: das CAD/CAM-System Cercon[®], es stellt eine wegweisende Innovation im Bereich des vollkeramischen Zahnersatzes dar. Das Cercon[®] System ist in Deutschland seit Oktober 2001 kommerziell verfügbar und basiert auf einer Entwicklung der ETH Zürich in Zusammenarbeit mit der Zahnklinik der Universität Zürich. Die Entwicklung wurde bereits mehrfach in der Literatur unter Bezeichnung DCM-Direct Ceramic Machining beschrieben (Filser et al. 1997)

3.4.1 Was ist Cercon[®]

Vor einigen Jahren war Cercon[®] ein reines CAM-(computer aided manufacturing) System, wodabei es sich um ein computergesteuertes Scan- und Fräsgerät handelte. Mit dem Scan-Modul Cercon[®] eye wurde das CAM-gestützte Zirkonoxid-Vollkeramik-System Cercon[®] smart ceramics zu einem CAD/CAM-System erweitert.

Im Vergleich zu CAM- Systemen, in dem die gewöhnlich angefertigte Wachs-Modellation gescannt wird, wird bei CAD/CAM-Systemen der Stumpf gescannt. Die in Cercon[®] eye eingesetzten Messinstrumente sowie das Zusammenspiel der Komponenten gewährleisten die Datenerfassung der Stumpf- und Kiefersegmente sowie deren Nachbarzähne. Mit Cercon[®] eye werden die gescannten Modellsegmente des Meistermodells in ihrer tatsächlichen, lagerichtigen Position übernommen. Die Modellation wird anschließend mit gefräst und mit gesintert. Ob CAM oder CAD/CAM, durch die Wahlmöglichkeiten, die das Cercon[®] bietet, kann das große Spektrum zahnmedizinischer Indikationen für festsitzende prothetische Vollkeramik-Rekonstruktionen dargestellt werden.

Ein weiteres entscheidendes Merkmal für Cercon[®] ist, dass man hier mit vorgesinterten Rohlingen arbeitet. Dies erfordert zwar auf Grund der später folgenden Sinterschrumpfung eine Umrechnung der Fräsdaten auf eine zirka 30-prozentige Vergrößerung, hat aber den Vorteil, dass wir durch einen geringeren Werkzeugverschleiß und extrem verkürzte Fräszeiten wesentlich wirtschaftlicher arbeiten können (Filser et al. 1997, Filser et al. 1998, Mehl A.2001, Sturzenegger et al.2000).

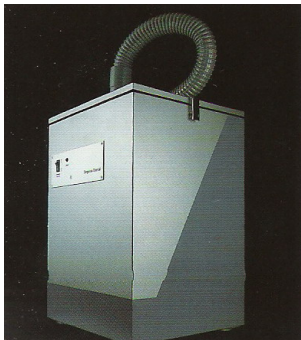
Cercon[®] gliedert sich in folgende sechs Komponenten:

1. Cercon[®] brain

Das „Gehirn“, die Fräseinheit, ist das Herzstück des Systems. Hier wird die Modellation gescannt, umgerechnet und gefräst. Die Einheit aus Laserscanner und Fräse: Der Klasse II Laser mit seiner Leistung von 1mW tastet das klassisch gefertigte Wachsmodell mit einer Genauigkeit im μm -Bereich ab. Die Aufbereitung der Daten und die Umsetzung in das Fräsprogramm werden von einer komplexen Software gesteuert (Abb. 7).



Abbildung 7: Cercon[®] brain



2. Cercon[®] clean

Absauganlage für die Frästäube.

Abbildung 8: Cercon[®] clean

3. Cercon® Base

Es handelt sich um die vorgesinterten Zirkonoxidrohlinge, die in vier verschiedenen Größen für Arbeiten mit einer anatomischen Länge von 12 mm (Einzelkronen), 30 mm (dreigliedrige Brücken), 38mm (viergliedrige Brücken), und 47mm (Frontzahnbogen) zur Verfügung stehen.



Abbildung 9: Porzellanweiße Rohlinge

Neben Cercon® Base Rohlingen, die in Porzellanweiß erstrahlen (Abb. 9), bietet die Firma DeguDent, auch eingefärbte Zirkoniumdioxidrohlinge, die Cercon® Base colored Rohlinge in einem Elfenbein-Farbton (A3).



Abbildung 10: Eingefärbte Rohlinge

Man kann die eingefärbten Rohlinge im vorgesinterten Zustand anhand ihrer leicht rosafarbenen Einfärbung von nicht eingefärbten weißen Rohlingen unterscheiden (Abb. 10). Nach dem Sintern erhält man absolut homogene Farbergebnisse, was sich besonders bei der Anwendung für Primärteleskope als sehr positiv darstellt

4. Cercon® heat

Dies ist der Sinterofen, in dem die gefrästen Objekte auf 1350°C in etwa 6 Stunden gesintert werden. Dabei wird ideale Dichte, Größe und Festigkeit des Zirkonoxids erreicht (Abb. 11).



Abb. 11: Cercon® heat

5. Cercon[®] eye

Cercon[®] eye ist das Scanmodul. Der Scanner arbeitet nach dem Laser-Lichtschnittverfahren. Somit erfolgt das berührungslose und damit oberflächenschonende Abtasten direkt auf dem Meistermodell. Cercon[®] eye (Abb. 12) wird über die Software Cercon art (Abb. 13) gesteuert, beide können aber direkt an Cercon[®] brain angeschlossen werden zwecks effizienter Datenübertragung zur Fräseinheit. Weiters wird durch menügeführte Steuerung die virtuelle Konstruktion der Arbeit deutlich erleichtert.



Abb. 12: Cercon[®] eye



Abb.13: Cercon art

6. Cercon[®] Ceram kiss

Die Verblendkeramik Cercon Ceram kiss ist eine niedrigschmelzende Keramik mit einem speziell auf das Zirkonoxid abgestimmten WAK-Wärme-Ausdehnungskoeffizient (Luthardt et al. 2000). Cercon[®] Ceram kiss verfügt über eine sehr gute Oberflächenqualität, die die Gingiva nach dem Eingliedern der Arbeit positiv unterstützt. Sie erreicht einen Härtegrad von ca. 540 HV2 und mit 70 MPa liegt die Bruchfestigkeit von Cercon[®] Ceram kiss deutlich über der Normanforderung von 50 MPa.

3.4.2 Stumpfpräparationen für Cercon®

Eine der wichtigsten Voraussetzungen für erfolgreiche Arbeit mit CAM- oder CAM/CAM-Vollkeramiksystemen ist eine sauber abgeformte Stufe oder Hohlkehle sowie die Einhaltung der auf die Fräsmaschine zugeschnittenen Präparationsrichtlinien.

Frontzähne:

-Hohlkehle oder Stufe/zirkuläre Schnitttiefe 1 mm, dafür bewährt sich ein rundes Diamantinstrument (8881, ISO 016)

-Inzisaler Abtrag von 2 mm

-Abrundung der inzisalen Schneidekante, diese sollte eine Stärke von 1,1 mm nicht unterschreiten (Abb.14).

Seitenzähne:

-die Okklusalfläche muss einen Öffnungswinkel von 120°-140° aufweisen (Sturzenegger et al. 2000) dazu eignet sich ein knospenförmiges Diamantinstrument (899, ISO 027)

-Alle okklusalen Kanten sollten abgerundet werden um Spannungsspitzen zu vermeiden (Bieniek et al. 1993, Fenske et al. 2000, Kern et al. 2002, McDonald A. 2001, Mörmann et al.1998, Ottil et al. 1996, Polansky et al. 1998, Pospiech P. 2002, Rinke S. 2001, Strub J.R 1983, Sturzenegger et al. 2000, Tinschert et al.2001, Völkl L. 2001) (Abb. 15).

Im Vergleich zu Metallkeramikronen, wo der Konvergenzwinkel im Idealfall 3° betragen sollte (Lehmann et al. 1993, Strub et al. 1999), achtet man bei Vollkeramikronen darauf, dass der Konuswinkel des Stumpfes, 3° bis 5° beträgt (Kern, Pröbster, 2002). Ist der Winkel kleiner, trifft der Laserstrahl beim Einscannen des Objektes in einem zu flachen Winkel auf die Kronen, was die genaue Datenerfassung beeinflusst. Eine Stumpfhöhe von mindestens 4 mm wird angestrebt (Pröbster L. 1999).

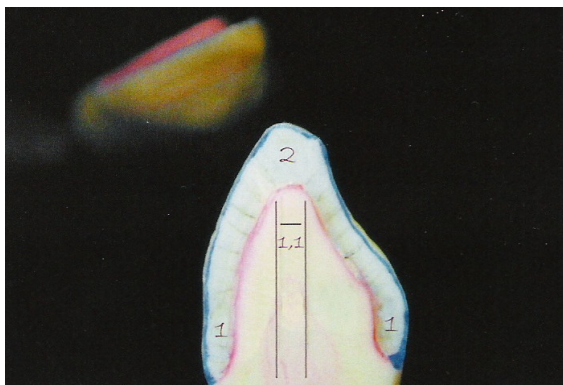


Abb. 14: Frontzahnpräparation

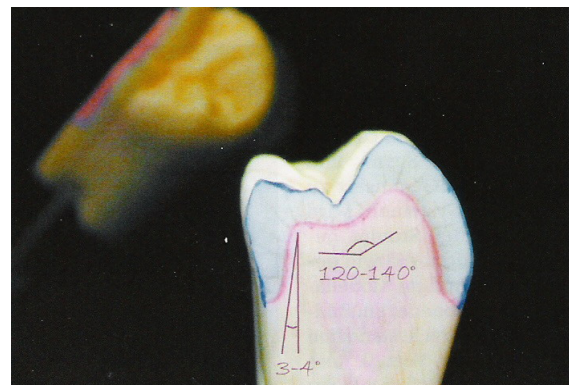


Abb. 15: Seitenzahnpräparation

3.4.3 Wachsmodellation

Bei der Modellation ist darauf zu achten, dass eine Gerüstwandstärke von 0,4 mm, welche die Anforderung für das Zirkonoxidgerüst ist, nicht unterschritten wird. Die Querschnittsfläche des Gerüsts im Konnektorenbereich soll mindestens 9 mm² betragen (Filser et al. 1997, Sturzenegger et al. 2000). Um die Frässicherheit zu erhöhen, sollten die Ränder mit einem Saum modelliert werden.

Ideal für die Modellation ist das speziell entwickelte Scanwachs, da es entsprechende Opazität besitzt um eine Irritation des Lasers durch die Oberfläche beim Scannen zu vermeiden.

3.4.4 Einsetzen in den Scanrahmen

Das Modell muss in einen Modellsockel gespannt und im Parallelometer oder Fräsgerät auf die Parallelität bzw. Konizität hin überprüft werden. Von dieser Position ausgehend, wird die Modellation anschließend in den Scanrahmen mittig platziert und mit drei Wachssticks fixiert (Abb. 16). Um sicherzugehen, dass die Modellation auch in den Dimensionen des Rohlings liegt, wurde eine spezielle, transparente Schablone entwickelt (Abb.17), die den Cercon Base Rohling in einer 30-prozentigen Verkleinerung darstellt und über die Modellation auf den Scanrahmen gelegt werden kann.

Die letzten 2 Schritte, unter 3.4.3 und 3.4.4 entfallen bei der Verwendung von Cercon[®] eye.

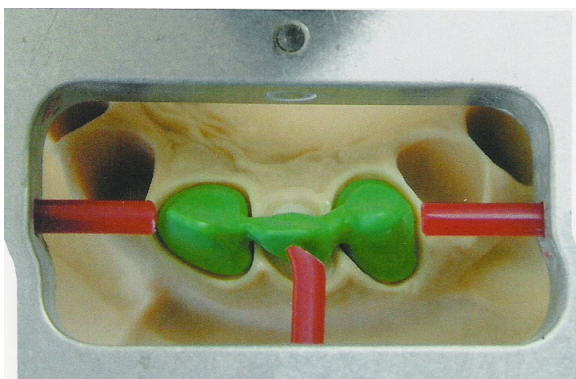


Abb. 16: Fixiertes Modell im Scanrahmen

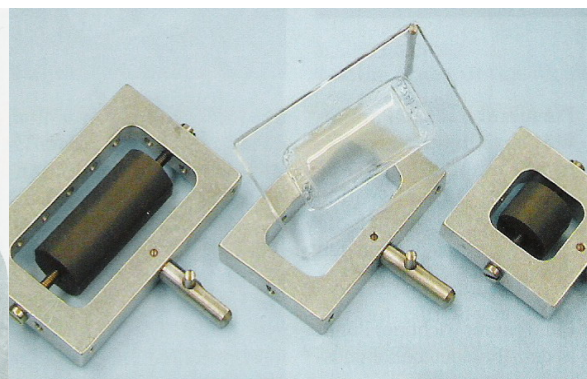


Abb. 17: Transparente Schablone

3.4.5 Cercon brain- Verarbeitung

Nach dem Einlesen des auf dem Rohling aufgeklebten Barcodes, der die Umrechnungsdaten enthält, finden die vollautomatisch ablaufenden Scan- und Fräsvorgänge statt, die in folgenden Schritten durchgeführt werden:

1. Scannen
2. Grobfräsen
3. Feinfräsen

Die Fräszeiten betragen je nach Rohlingsgröße zw. 35 und 80 Minuten. Nach abgeschlossenem Fräsvorgang wird das Gerüst mittels einer Diamantscheibe aus dem Fräsrahmen herausgetrennt (Abb. 18). Das Gerüst wird mit einer normalen Hartmetallfräse bearbeitet und schließlich mit einem Gummipolierer für Keramik geglättet (Abb. 19).

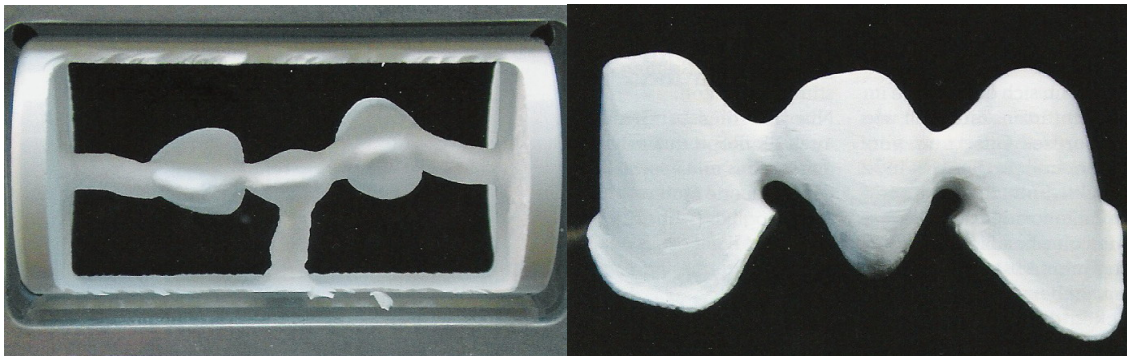


Abb. 18: Das Gerüst nach dem Fräsvorgang

Abb.19: Poliertes Gerüst

3.4.6 Sintervorgang

Das vorgesinterte Gerüst wird sechs Stunden bei 1350°C bis auf die Enddichte des Zirkonoxids gesintert (Kern, Pröbster, 2002; Pohling J., 2001; Rinke, Zenatschke, 2001; Völkl L., 2001). Während dieses Sintervorganges findet die 30-prozentige Schrumpfung statt (Abb. 20), die dreidimensional verläuft. Im

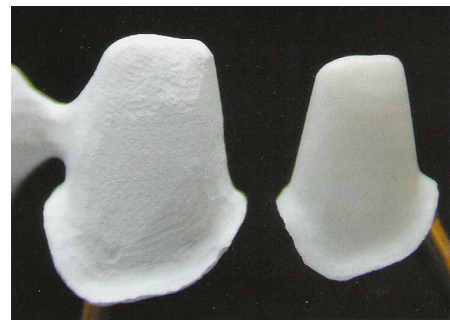


Abbildung 20: Das Zirkonkappchen vor und nach dem Sintervorgang

Gegensatz zum Edelmetallguss, wo die Schrumpfung von dem Volumen des Körpers abhängt, läuft die Schrumpfung bei Strukturkeramiken in allen Richtungen gleich ab, da die Zirkonoxidpartikel im Gitternetz einen gleichmäßigen Abstand zueinander haben (Abb. 20).

3.4.7 Verblendung



Abbildung 21: Das Auftragen von Cercon® Ceram kiss

Die Verblendung des gesinterten Zirkonoxidgerüsts erfolgt, mit der speziell für diesen Werkstoff entwickelten Verblendkeramik Cercon® ceram Kiss (Abb. 21). Was der Opaker bei der Metallkeramik ist, stellt der Liner bei Vollkeramik dar. Der Liner dient dazu, das weiße Zirkonoxidgerüst entsprechend der Zahnfarbe

einzufärben. Mit Cercon® ceram kiss können wir somit alle DeguDent-Verblendkeramiken nach gleichen Anwendungsschritten verarbeiten (Abb. 22/23).

Klinische Studien mit dem DCM-System ergaben, dass, nachdem 22 mehrgliedrige Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid 385 Tage im Mund zementiert waren, keine einzige Fraktur vorlag (Pohling J., 2001; Sturzenegger et al. 2000). Das Cercon®-System ist bis jetzt für die Indikationen Einzelkronen und für drei- und viergliedrige Brücken im Front- oder Seitenzahnbereich freigegeben (Cercon smart ceramics® 2002).



Abbildung 22/23: Das Endergebnis

3.5 Passgenauigkeit und Randschluss

Wenn man von der Qualität einer prothetischen Arbeit redet, sollte man neben Ästhetik, Festigkeit und Biokompatibilität auch den Randschluss und die innere Passgenauigkeit erwähnen. Kommt es in diesem Bereich zu kritischen Mängeln, sind Sekundärkaries und marginale Parodontitis die Folge, damit wird die Lebensdauer jeder Restauration gesenkt (Kerschbaum et al. 1981). Eine grosse Rolle spielt hier die Anlagerung der Plaque, die mit der Dichte, der Kontur, der Platzierung und der Oberflächengüte zusammenhängt (Abbate et al. 1989, Addi et al. 2002, Bader et al. 1991, Bieniek et al. 1988, Bieniek et al. 1989, Geurtsen et al. 1990, Haas et al. 1988, Holmes et al. 1989, Kerschbaum et al. 1990, Kraft et al. 1969, Lenz et al. 2000, Strub et al. 1978). Gingivitis und Parodontitis sind weitere pathologische Reaktionen, als Folge eines mangelhaften Kronenrandschlusses, sie stellen heute eine wichtige Indikation für die vorzeitige Abnahme von Kronen und Brücken dar (Gropp et al. 1971, Spiekermann, 1986).

Unter einem idealen marginalen Randspalt versteht man einen Kronenrand, der spaltfrei, nicht zu tasten und weder über- noch unterkonturiert ist (Dreyer 1958, Rehberg 1971). Die Folge einer Überkonturierung des Randes ist ein chronischer Reiz am marginalen Parodont. Dies kann sogar zum Knochenabbau führen. Bei einer Unterkonturierung entwickelt sich Karies (Körper et al. 1968, Tinschert et al. 2001). Ein solcher fugenloser marginaler Randspalt ist technisch- und materialbedingt nicht zu verwirklichen (Demmel 1971, Felton et al. 1991). Die Dimension des marginalen Randspaltes ist abhängig von der Güte der Laborarbeit, Art und Qualität der Präparationsrandgestaltung (Geursten 1990, Maxkors 1980). Der Randspalt zwischen Krone und Zahn sollte sein Optimum zwischen 20 μ und 50 μ erreichen (Dreyer 1958, Rehberg 1971, Valderhaug J., 1978). Die meisten Autoren akzeptieren Randspalten im Bereich von 50 μ bis 100 μ . Sie werden als klinisch erreichbar betrachtet (Bieniek et al. 1988, Dreyer 1958, Körper et al. 1968, Maxkors 1980, Schäfers et al. 1994, Spiekerman 1986, Tinschert et al. 2001).

Bei der inneren Passgenauigkeit wird der Abstand der inneren Oberfläche der Restauration bis zur Stumpfoberfläche gemessen (Abb. 24) (Holmes et al. 1989). Es ist nicht immer der Fall, dass die innere Passgenauigkeit und der marginaler Randspalt im direkten Verhältnis stehen. Das heißt, dass bei einem guten Randschluss die Krone innen auch vom Stumpf abstehen kann (Eichner et al. 1971).

Kronen, die durch CAD/CAM-Systeme gefertigt wurden, haben durch die starke Bearbeitung der Innenfläche, besonders im Bereich der Kanten, höhere innere Passungsdiskrepanzen als an den glatten Mantelflächen. Dies wurde in In-vitro-Studien festgestellt (Bornemann et al. 2001).

Der marginale Randspalt wurde in vielen In-vivo- und In-vitro-Studien untersucht, jedoch entsteht dabei die Problematik, dass man die Protokolle der Studien nicht sinnvoll miteinander vergleichen kann. 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. Für die Untersuchungen des marginalen Randspaltes und der inneren Passgenauigkeit spielen In-vitro-Studien eine grosse Rolle, weil sie eher vergleichbar sind (Geursten 1990, Haas et al. 1988). Die In-vitro-Studien sollten unter möglichst kliniknahen Bedingungen durchgeführt werden. Mit verschiedenen Vorschlägen aus der Literatur, den marginalen Randspalt zu definieren (z.B Holmes et al 1989) (s. S 40, Abb.24), versuchte man das Nomenklaturproblem zu lösen, da zur Bezeichnung der inneren Passgenauigkeit und des marginalen Randspaltes immer noch keine einheitliche Nomenklatur besteht.

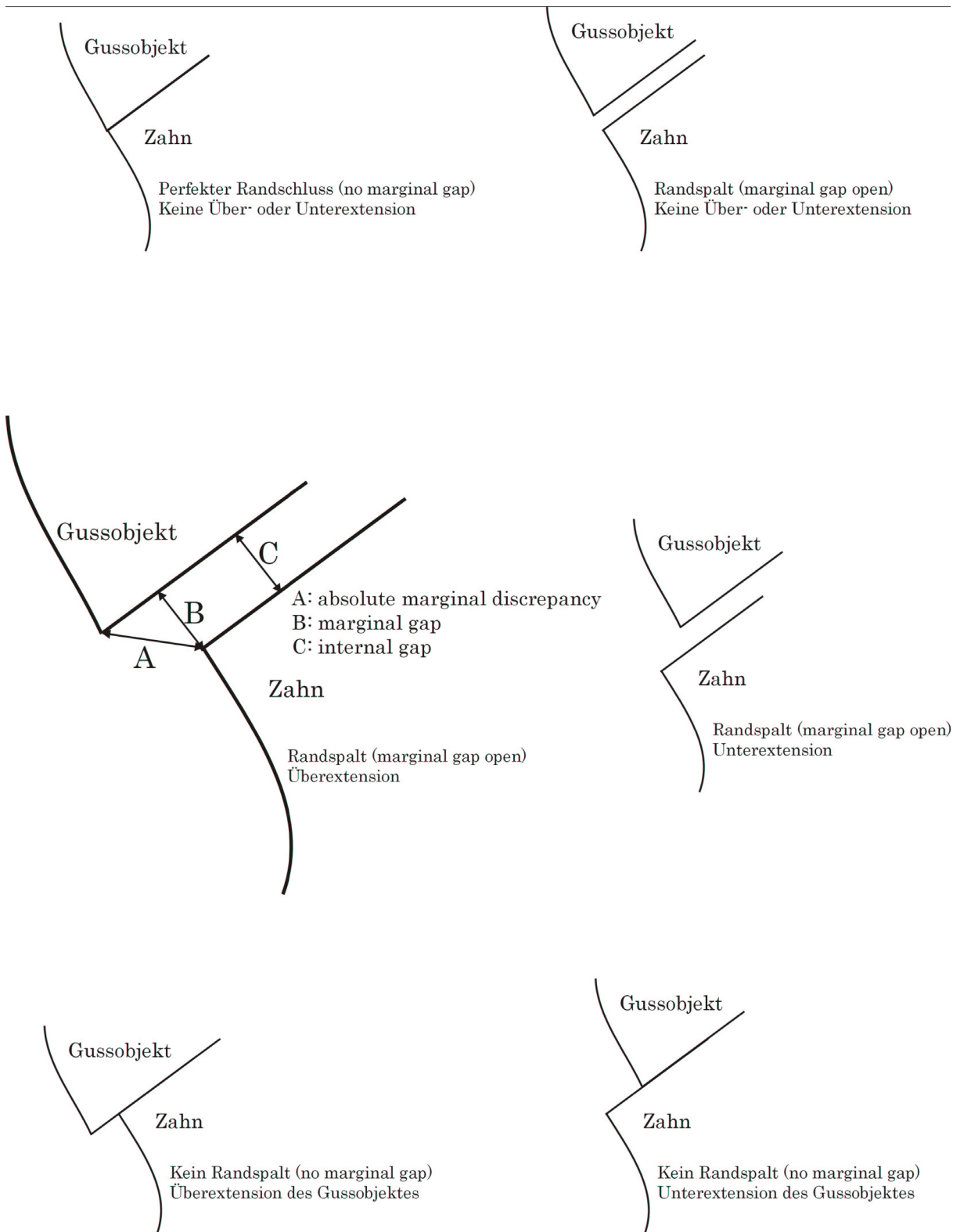


Abbildung 24: Definition des Randspaltes nach Holmes (Holmes et al. 1989)

3.6 Einfluss der Zementierung auf den Randspalt und die Passgenauigkeit

Zement kann als temporäres Verschlussmittel, als Isolation gegen chemische, thermische und physikalische Reize zum Schutz der Pulpa und als Befestigungsmaterial zum Einsetzen von Kronen, Brücken usw. dienen (Porsche A., 1961). Entscheidend für die Größe der Retention ist die Neigung der präparierten Zahnflanken. Je paralleler die Wände des Zahnstumpfes zueinander sind und je kleiner der Präparationswinkel damit ausfällt, desto besser ist die Retention der Restauration. Die Retention wurde als Widerstandskraft gegen eine Dislokation entlang der Einschubrichtung definiert. Es wurde nachgewiesen, dass bei einem Konvergenzwinkel von 0° bis 10° die Retention des Zahnersatzes abnimmt (Abb. 25). Ein kleiner Konuswinkel (Demmel H.J., 1971) und eine Stufenpräparation (Gavelis et al. 1981) wirken sich negativ auf die Abflusseigenschaften des Zementes aus, deswegen fordern einige Autoren einen Konvergenzwinkel von 15° bis 20° (Demmel H.J., 1971; Dreyer K., 1958).

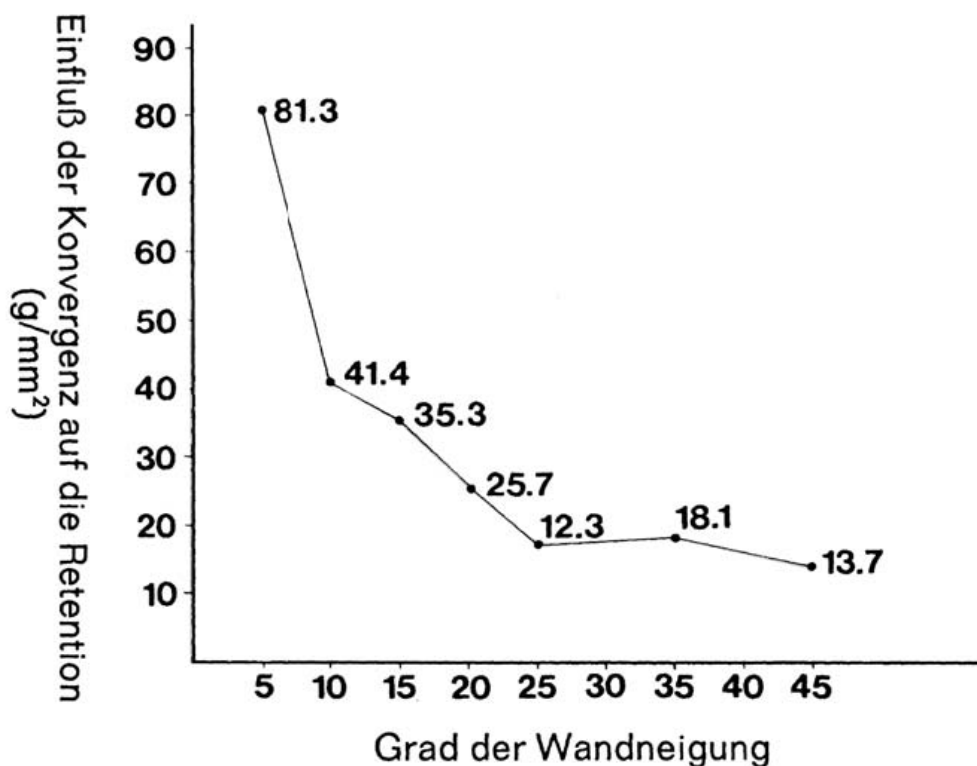
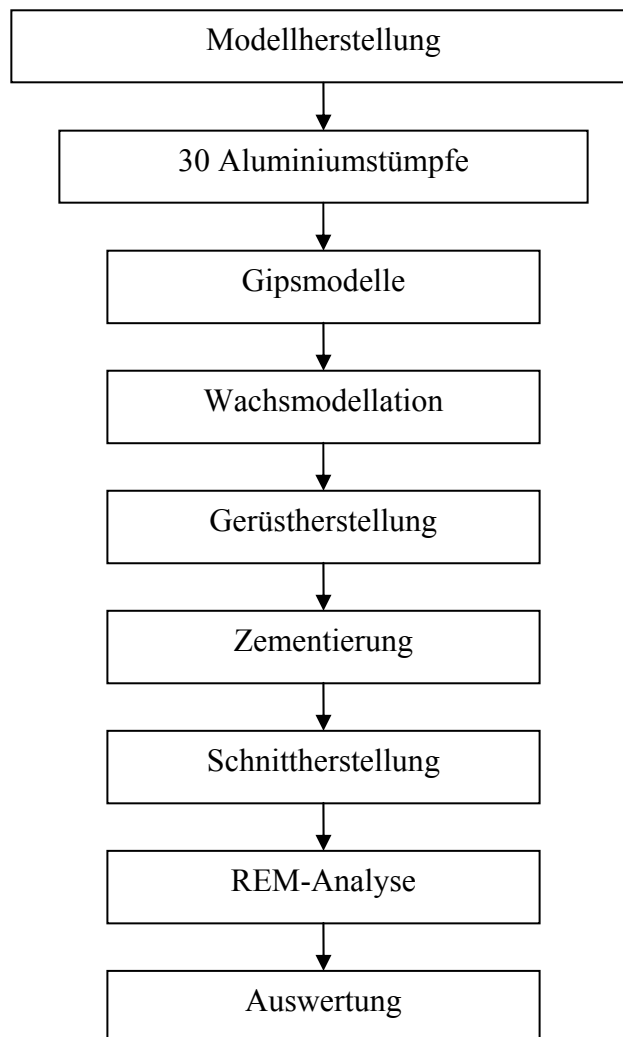


Abb. 25: Abhängigkeit der Retention von dem Grad der Wandneigung (Schillingburg et al. 1974)

4 Material und Methodik

4.1 Material und Methodik-Übersicht



Diese Studie wurde an 10 Testobjekten durchgeführt. Jedes Testobjekt stellt eine zweiteilige Einheit aus Aluminiumstumpf und Zirkonkappchen dar. Ein Aluminiumstumpf wurde in Form eines oberen Molar präpariert, mit abgerundeten Kanten und einem Konuswinkel von 3° . Das verwendete Keramikmaterial war Y-TZP.

Der Stumpf und die Zirkondioxidkämpchen wurden zusammengeklebt, somit wurde ein natürlicher Zustand einer zementierten Krone im Mund dargestellt.

Das Kämpchen samt Aluminiumstumpf wurden in der halben Höhe der Kappe mit einer Diamantscheibe durchgetrennt. Die Abstandmessung erfolgte mittels eines Rasterelektronenmikroskopes (40x).

4.2 Aluminiumstümpfe

Für diese Studie wurde ein Stumpf vorgesehen, der einem präparierten oberen Molar entsprechen sollte. Aus diesem Grund ließ man 10 Aluminiumstümpfe am Forschungsinstitut für Elektronenmikroskopie und Feinstrukturforschung in Graz herstellen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die vorgeschriebenen Präparationsrichtlinien eingehalten wurden (Abb. 26).

Der Stumpf wurde in folgender Dimension hergestellt:

- Gesamthöhe 2 cm
- abgeschliffener Kronenteil 0.5 cm
- Konuswinkel des Kronenteils betrug in unserem Fall 3°
- Stufenpräparation

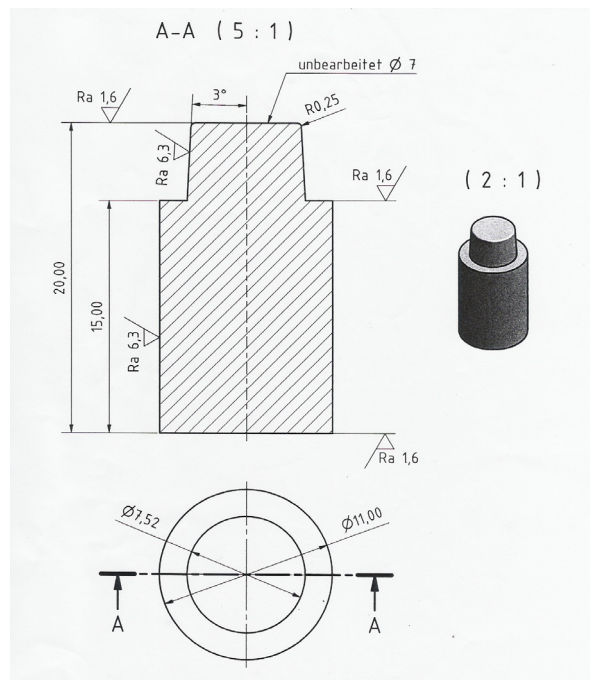


Abb. 26: Aluminiumstumpf schematisch dargestellt

4.3 Gipsmodelle

In der nächsten Phase unserer Arbeit wurde jeder Aluminiumstumpf mit einem Abformmaterial (Dent-a-scon™ body + Dent-a-scon™ aktiv, für die Korrektur Dent-a-scon™ universal + Dent-a-scon™ aktiv) einmal abgeformt. Die entstandene Negativformen wurden mit dem Gips Fuji Rock GC EP® ausgegossen und 10 Modelle hergestellt.

4.4 Herstellung der Kronengerüste

Die Herstellung des Kronengerüstes erfolgte nach der bereits beschriebenen Methode (3.4.3 - 3.4.6).

Bei der Wachsmodellation wurde auf eine gleichmäßige Gerüststärke, die mindestens 0,4 mm betragen sollte und einen optimalen Randschluss geachtet. In der Modellation strebte man die Abrundung aller Kanten an. Die fertige Modellation wurde mit Wachssticks in einem Scanrahmen fixiert und in die entsprechende Lage für den Cercon® Base vorgesinterten Grünkörperrohling (DeguDent) positioniert. Anschließend wurde einerseits der Scanrahmen mit Modellation und andererseits der Fräsrahmen mit Cercon® Base in die Dreh- und Wendeeinheit Cercon® Brain (DeguDent) eingesetzt.

Für den Scan- und Fräsvorgang benötigte Cercon® Brain pro Kronengerüst ca. 30 min. Das Kronengerüst wurde mittels Trennscheibe herausgetrennt und poliert. Danach wurde das Gerüst auf das Tray gelegt und bei 1350°C ca. 6 Stunden lang gesintert (Abb. 27/28). Jedes Kronengerüst wurde dem Gipsmodell, auf dem die Wachsmodellation hergestellt worden war, wieder zugeordnet.

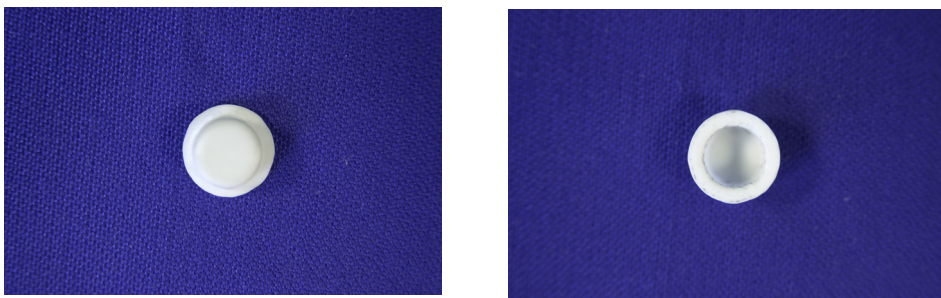


Abbildung 27/28: Kronengerüst nach dem Sintervorgang

4.5 Zementierung

Die Kappcheninnenflächen wurden noch einmal sandgestrahlt (Aluminiumoxid, 1 bar). Danach wurden alle 10 Kappchen mit einem Glasionomer-Kapselzement (Ketac-Cem-Applicap, 3M Espe) auf die Aluminiumstümpfe befestigt. Dies erfolgte durch einen kurzen harten Andruck mit den Fingern ohne Festklopfen.

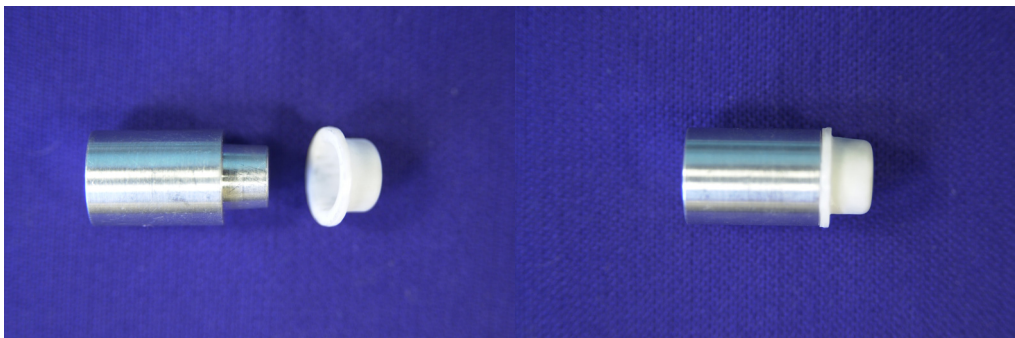


Abbildung 29/30: Zementierung des Kappchens

4.6 Schnittherstellung

Nach Ablauf der Abbindezeit wurden die Zementreste entfernt, somit waren unsere Modelle für die Durchtrennung bereit. Die so angefertigte Probe wurde am Stumpf eingespannt und mit einer Slow-speed Diamantsäge unter Wasserkühlung auf halber Höhe der Kappe durchtrennt (Abb.31). Das Modell wurde so eingespannt, dass es von der Trennscheibe genau senkrecht zur Stumpfachse getroffen wurde. Von der Kalotte (franz. Käppchen, eine abgeflachte Kugelkappe oder flache Kuppel), wurden senkrecht zum ersten Querschnitt ca. 3 mm weggeschliffen (Abb.32).

Mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM) ist es möglich, die Oberflächenmorphologie elektrisch leitender Proben zu bestimmen. Aus diesem Grund wurden die nichtleitende Proben mit einer Schicht leitendem Metall (z.B. Gold, etc.) überzogen.

Alle durchgetrennten Proben wurden poliert und mit Alkohol gereinigt. Anschließend wurden die Proben auf einen Probenhalter geklebt und in einer Sputteranlage, einem Anlagesystem zur Dünnschichtbeschichtung in der Mikrosystemtechnik, unter Argon-Atmosphäre mit Gold bedampft.



Abbildung 31/32: Durchgeschnittenes Modell

4.7 REM- Analyse des Spaltes

Die Proben wurden im Rasterelektronenmikroskop (JEOL) bei 40-facher Vergrößerung dargestellt. Es wurde darauf geachtet, dass man eine möglichst senkrechte Aufsicht auf die Schnitte bekommt, um eine unerwünschte Verzerrung des Bildes zu vermeiden. Die Bildaufnahme erfolgte mit Hilfe einer Digitalkamera. Die gewonnenen REM-Bilder wurden mit der Bildanalyse- und Verarbeitungssoftware Optimas 6.5 (Media Cybernetics) ausgewertet, welches eine exakte Vermessung des Spaltes zwischen Kappchen und Modell liefert.

Bei A und B wurden je 4 Messungen pro Fläche durchgeführt, im Abstand von 90° , bei C und D erfolgte je nur eine Messung (Abb.33). Insgesamt ergaben sich 10 Messpunkte pro Stumpf.

Die Messpunkte wurden wie folgt ausgewählt und in den Abbildungen auf der nächsten Seite dargestellt:

Rot: 4 Messpunkte im Bereich der vertikalen Stumpfwände, entsprechen dem Punkt A der schematischen Darstellung (Abb. 33, Abb. 34, Abb.36)

Blau: 4 Messpunkte im Bereich des marginalen Randspaltes, bilden dem Punkt B ab (Abb. 33, Abb. 34, Abb. 36)

Grün: 2 Messpunkte im okklusalen Bereich, erster am Übergang der Flanken zur okklusalen Fläche entspricht dem Punkt C und zweiter mittig in der Stumpfachse stellt den Punkt D dar (Abb. 33, Abb. 35, Abb.36)

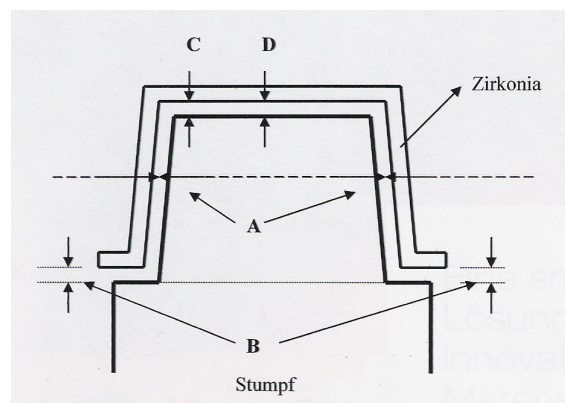


Abbildung 33: Schematische Darstellung der Messflächen

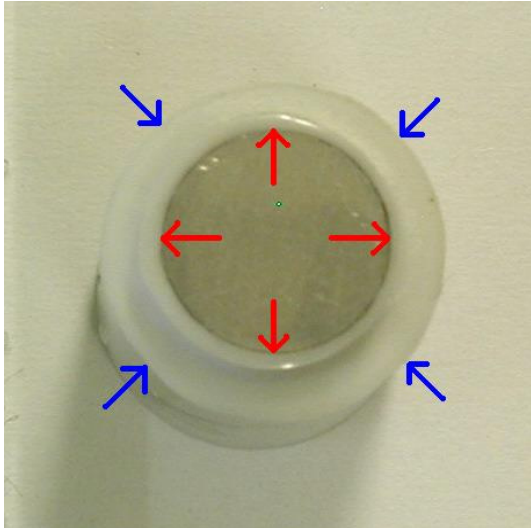


Abbildung 34: Horizontalschnitt
 4 Messpunkte im Bereich der vertikalen Stumpfwände
 4 Messpunkte im Bereich des marginalen Randspaltes

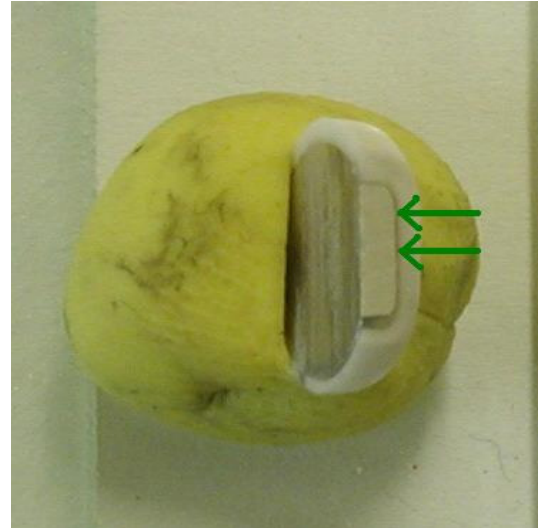


Abbildung 35: Sagittalschnitt - 2 Messpunkte im okklusalen Bereich

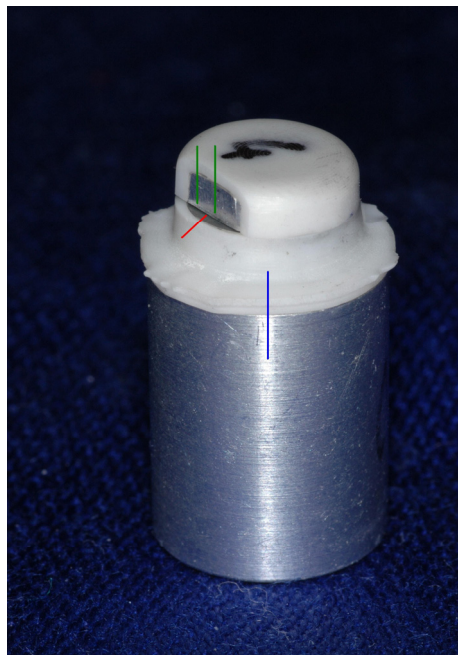


Abbildung 36: Farbgekodierte bildliche Darstellung des Probestumpfes

4.8 Auswertung

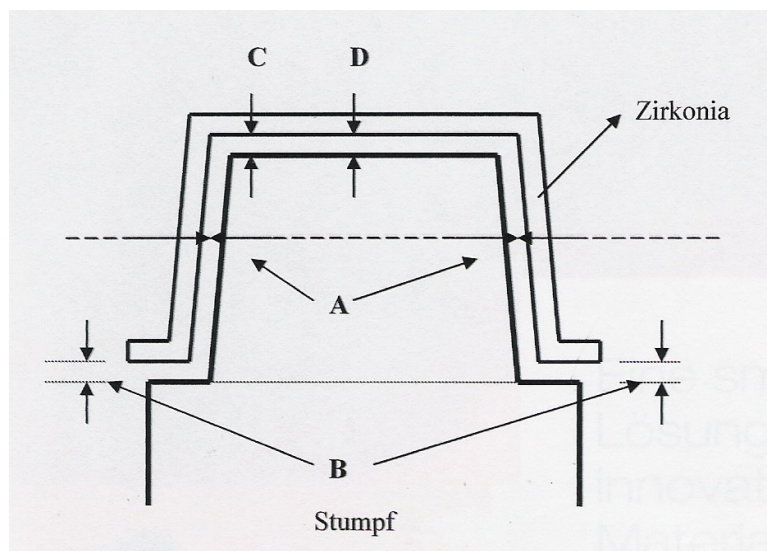
Die für die Auswertung notwendige Berechnung erfolgte mit Excel (Microsoft Office 2003, Microsoft Corporation). Die Ergebnisse der Optimas-Messungen wurden in das Excel importiert. Aus den Messwerten wurden dann der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet. Die einzelnen Werte wurden in der Tabelle zusammengefasst (s. S 50, Tabelle 2). Für die grafische Darstellung wurde ein Säulendiagramm herangezogen, welches vereinfacht die Verhältnisse der Messgrößen zueinander beschreibt (s. S 51, Abb. 37).

5 Resultate

Mit dieser Studie wurde nachgewiesen, dass die 30%-ige Schrumpfung keinen wesentlichen Einfluss auf die Klebung der Cercon[®]-Ceram Krone hat.

Da sich die berechneten Mittelwerte im Bereich von 38,5 μm im marginalen Randspalt aufsteigend bis zu 59 μm an den vertikalen Stumpfwänden befanden, wurden die zahnärztlich relevanten Bereiche somit abgedeckt (Tab. 2).

Die höheren Mittelwerte von 156 μm und 158 μm , die sich an den okklusalen Messpunkten ergaben, haben keine Bedeutung in Bezug auf die daraus resultierende Qualität des Randspaltes.



n=10	A	B	C	D
Mittelwert	59 μm	38,5 μm	158 μm	156 μm
Standardabweichung	34 μm	35 μm	121 μm	89 μm

Tabelle 2: Messergebnisse bei untersuchten Messflächen A, B, C und D

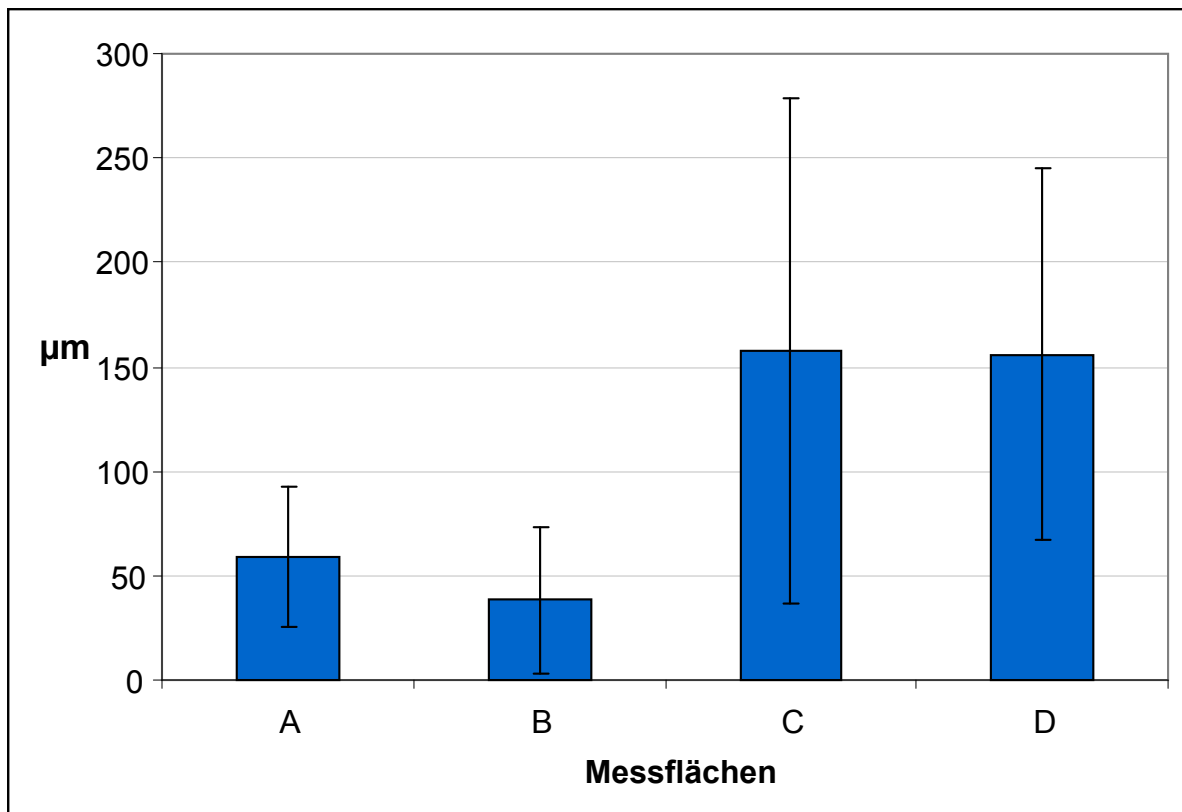


Abbildung 37: Mittelwertvergleich der Messflächen bei allen 10 Proben

Es wurden die Mittelwerte der Messflächen A und B mit einem t-Test (zur Unterscheidung der Mittelwerte) untereinander verglichen. Die Testresultate zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen marginalem Randspalt und innerer Passung (Abb. 37)

6 Diskussion

Der Randschluss und die innere Passgenauigkeit von Kronen werden in der Zahnheilkunde oft durch In-vitro-Untersuchungen durchgeführt. Auf diese Weise werden neue Materialien und Herstellungsmethoden getestet (Abbate et al. 1989; Geursten W., 1990; Holmes et al. 1992). Nur wenn die Versuche unter möglichst kliniknahen Bedingungen ablaufen, ist eine Übertragbarkeit der bei In-vitro-Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse auf die klinische Situation möglich. In-vitro-Untersuchungen sollten so gestaltet werden, dass eine gewisse Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit mit anderen Studien möglich ist. Durch die Vielzahl unterschiedlicher In-vitro-Untersuchungen zum Randspalt- und Passgenauigkeit, die sich in ihrem Versuchsaufbau befinden, ist es kaum möglich, die einzelnen Ergebnisse der Studien sinnvoll miteinander zu vergleichen (Bornemann et al. 2001; Chan et al. 1989; Kappert H.F., Altvater A., 1991; Tinschert et al. 2001). Trotzdem muss man beachten, dass alle Tests nur eine Annäherung an die wahren klinischen Gegebenheiten sind (Guersten W., 1990).

Der marginale Randspalt und die Passgenauigkeit wurden anhand von Schliffpräparaten unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) vermessen. Bei solchen Studien müssen die Präparate (s.S 48) genau parallel zur Zahnachse zerschnitten werden, da nur auf diese Art und Weise eine Messung mit Rasterelektronenmikroskop in der Draufsicht ermöglicht wird. Es kann auch vorkommen, dass das Modell in der Haltevorrichtung nicht exakt zur Zahnachse eingespannt wird, sodass es zu Verzerrungen kommt. Durch die destruktiven Schleifvorgänge geht ein Teil der Informationen verloren.

Einige Studien befassen sich mit der Untersuchung von Einzelkronen, deren Randschluss in direkter Aufsicht unter dem Rasterelektronenmikroskop vermessen wird. Vorteilhaft an dieser Messmethode ist die Tatsache, dass die Messpunkte über der gesamten Kronenzirkumferenz verteilt werden können. Diese Methode zeigt auch einige Nachteile. So lässt sich beispielsweise nur der Randspalt der Restauration beurteilen, jedoch nicht die innere Passgenauigkeit, welche für die Positionierbarkeit und den dauerhaften Halt durch die Friktion eine große Rolle spielt. Natürlich ist zu erwähnen, dass die Beurteilung des Randschlusses durch Zementüberschuss stark beeinträchtigt wird.

Der Vorteil der Verwendung der abgeschliffenen Präparationen äußert sich dadurch, dass eine Möglichkeit gegeben wird, den Zementspalt in seiner Gesamtheit zu beurteilen. Was gegen das Abschleifen spricht, ist der hohe Aufwand, der erforderlich ist, um Schliffpräparate

herzustellen, sowie die begrenzte Anzahl der Messpunkte im Randspaltbereich (Abdin-Bey S., 2003; Groten et al. 1998).

Bei der Rasterelektronenmikroskopie addieren sich die Fehlerquellen, die von dem Winkel der Linsenoberfläche, vom Fokusabstand oder Arbeitsabstand und von der Vergrößerung abhängen (Groten et al. 1997; Tinschert et al. 2001).

Für Vollkeramik wird eine Hohlkehl- oder Stufenpräparation mit abgerundeten okklusalen Kanten empfohlen. Das Ausmaß des zirkulären Substanzabtrags sollte zwischen 1 mm und 1,5 mm liegen, während es bei dem okklusalen Abtrag im Bereich zwischen 1,5 mm und 2 mm liegt. Neueste Studien zeigen, dass bei hochfesten Dentalkeramiken auch ein zirkulärer Substanzabtrag von nur 0,8 mm völlig ausreichend ist (Meier et al. 1995).

Beim Präparationswinkel wird die ideale Neigung mit einem Konvergenzwinkel von 3° bis 5° angegeben (Kern, Pröbster, 2002). Eine Retentionshöhe von mindestens 4 mm wird angestrebt (Pröbster L. 1999). Bei der vorliegenden Arbeit wurde die Stufenpräparation als Präparationsform gewählt, die Retentionshöhe des Stumpfes betrug 5 mm, und der Konvergenzwinkel wies eine Neigung von 3° auf.

Auf die Benutzung von Distanzlack wurde bei der Herstellung der Cercon[®] Ceram Kronen verzichtet. Obwohl die Schichtdicke des Distanzlacks bekannt ist (ca. 40–50 µm), ist sie schwer messbar und führt zu einer Vergrößerung der Zementfuge. Durch den Verzicht auf einen Distanzlack bei CAD/CAM-Systemen könnte es zu sehr eng anliegenden Gerüsten kommen, die dann überhaupt nicht auf den Stumpf passen (Abdin-Bey S., 2003).

Auf die Verblendung der Gerüste wurde ebenso verzichtet, da die Verblendung keinen nachträglichen Einfluss auf die innere Passgenauigkeit und den Randschluss hat (Groten et al. 1997; Nakamura et al. 2000; Tinschert et al. 2001).

Im Vergleich zu anderen In-vitro-Untersuchungen, bei denen die Krone mit Sekundenkleber befestigt wurde (Nakamura et al. 2000), wurde bei unserer Studie ein Glasionomierzement verwendet.

6.1 Vergleich der Randspalten und Passgenauigkeit bei verschiedenen Studien

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 des Werkstücks auf den präparierten Pfeilern und gleichzeitig einen guten Zementabfluss zu ermöglichen.

Die Mittelwerte, die nach den einzelnen Messungen der marginalen Randspalten aller 10 Käppchen berechnet wurden, lagen im Bereich zwischen 38,5µm und 59 µm. Die Anfangsfrage, inwieweit die Sinterschrumpfung den marginalen Randspalt beeinflusst, wurde somit aufgeklärt.

Untersuchungen verschiedener Studien über marginalen Randspalt erzielten folgende Mittelwerte: bei In-Ceram[®] 161 µm, bei Aluminiumoxidkeramiken 83 µm und bei IPS Empress 63 µm (Sulaiman et al. 1997). Ergebnisse einer Studie von Luthardt über marginalen Randspalt mit dem DCS Precident-System zeigten Mittelwerte, die sich im Bereich von 55 µm bis 88 µm befanden (Luthardt, Musil, 1997).

Da die Firmen 3M Espe (Lava[™]-System) und DeguDent (Cercon[®]-System) auf die Grünbearbeitung setzen, lassen sich die Mittelwerte für marginale Randspalten, die bei Cercon[®]-System zwischen 50 µm und 100 µm liegen, vergleichen (Suttor et al. 2001). Arbeiten mit Rohlingen im „Grünkörperzustand“ ermöglichen einen schnelleren und ökonomischen Fräsvorgang, damit wird auch der Zeitaufwand deutlich verringert.

Der Scanner des Cercon[®]- Systems tastet das Wachsgestüt optisch ab. Die Innenseite des Gerüsts, die entscheidend für den Randspalt ist, wird in axialer Richtung abgetastet und der Radius kann dabei gering variieren. Der Scanner hat Schwierigkeiten, die Dimensionen an steilen Stellen exakt zu erfassen, und es kommt zur ungenauen Vermessung an der Innenseite des aufgewachsenen Gerüsts, die dann zu einem größeren marginalen Randspalt führen können. Aus diesem Grund können unterminierende Stellen nicht registriert werden.

Bereits nach dem Fräsvorgang zeigten sich vereinzelt Randaussprengungen, was an den entsprechenden Stellen zu beträchtlichen Randungenauigkeiten und damit zu erhöhten Messwerten lenkte. Die Topographie der Schleifwerkzeuge kann dafür die Verantwortung übernehmen (Luthardt et al. 2000). Die aktuelle Schneidefähigkeit des Fräswerkzeuges steht

in direkten Zusammenhang mit der Randzonenschädigung, dadurch werden auch die mechanischen Eigenschaften des Zirkoniumoxids verschlechtert. Dies sollte sich durch regelmäßigen Austausch verschlissener Werkzeuge beheben lassen (Luthardt et al. 2000; Luthardt, Musil, 1997). Ebenso wird durch ein Softwareupdate die Fräsbahn im empfindlichen marginalen Bereich langsamer abgefahren, womit die unerwünschten Randaussprengungen erspart bleiben.

7 Schlussfolgerungen

Schließlich ist zu sagen, dass die Sinterschrumpfung keinen Einfluss auf die Klebung einer Cercon[®] Ceram Krone in Situ hat. Man sollte die Präparationsangaben für Vollkeramik beachten, weil nur dann ein guter marginaler Randschluss und eine akzeptable Passgenauigkeit zu erwarten ist. Eine möglichst glatte Oberfläche sollte angestrebt werden, da die scharfe Kanten und Spitzen die innere Passgenauigkeit beeinflussen können.

8 Literaturverzeichnis

1. *Abbate M.F., Tjan A., Fox W.:* Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.

J Prosthet Dent 61, 527-531 (1989)

2. *Abdin-Bey S.:* Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme.

Med Diss München (2003)

3. *Addi S., Hedayati-Khams A., Poya A., Sjögren G.:* Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro.

J Dent 30, 53-58 (2002)

4. *Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H.:* Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implants in initial bone healing. J Prosthet Dent 69,

599-604 (1993).

5. *Apholt W., Bindl A., Lüthy H., Mörmann W.H.:* Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In Ceram-Alumina and In Ceram-Zirconia bars.

Dent Mater 17, 260-267 (2001)

6. *Bader J.D., Rozier R.G., McFall T., Ramsey D.L.:* Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients.

J Prosthet Dent 65, 75-79 (1991)

7. *Becker J.:* CAC - Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen.

Dtsch Zahnärztl Z 51, 511-517 (1996)

8. *Bieniek K.W., Küpper H.:* Zur Randspaltproblematik von Keramikronen.

Zahnärztl Welt 97, 1048-1051 (1988)

9. *Bieniek K.W., Küpper H., Richter E.-J.:* Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Passform von Dicor-Kronen.

Dtsch Zahnärztl Z 44, 783-784 (1989)

10. *Bieniek K.W., Spiekermann H.:* Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung.

Quintessenz 44, 529-542; 689-697 (1993)

11. *Bindl A., Mörmann W.:* An up to 5 year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns.
Int J Prosthodont 15, 451-456 (2002)
12. *Böhm U.:* CAD/CAM contra Gießen.
Quintessenz Zahntech 28, 114-120 (2002)
13. *Bornemann G, Lemelson S., Claas H., Luthardt R.:* Analyse der internen 3Dpaßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec 3).
Dtsch Zahnärztl Z 56, 619-622 (2001)
14. *Brunton P.A., Smith P., McCord J.F., Wilson N.H.F.:* Procera all-ceramic crowns: A new approach to an old problem?
Br Dent J 186, 430-434 (1999)
15. *Chan C., Haraszthy G., Geis-Gerstorfer J., Weber H., Huettemann H.:* Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns.
Quintessence Int 20, 189-192 (1989)
16. *Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G. A., Piconi, C., Marmo, E., Burger, W., Cittadini, A.:* In-vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials 20, 371-376 (1999).
17. *Chong K.-H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W.:* Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials.
Int J Prosthodont 15, 183-188 (2002)
18. *Clauss C.:* Vollkeramischer Zahnersatz auf Basis von gefrästem Zirkonoxid.
ZMK Magazin für Zahnheilkunde, Management und Kultur 6, 436-442 (2002)
19. *Demmel H.J.:* Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 26, 700-705 (1971)
20. *Dreyer K.:* Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren.
Dtsch Zahnärztl Z 7, 461-469 (1958)
21. *Edelhoff D., Abuzayeda M., Yildirim M., Spiekermann H., Marx R.:* Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 617-623 (2000)

22. *Eichner K., Kappert H.F.:* Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg (1996)
23. *Eichner K., Voss R.:* Der Kronenrand. Dtsch Zahnärztl Z 26, 742-757 (1971)
24. EN ISO 6782: Dentalkeramik; deutsche Fassung (1998)
25. *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, 357-364 (1991)
26. *Fenske C., Sadat-Khonsari M.R., Münz N., Schildbach O., Jüde H.D.:* In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. ZWR 109, 223-226 (2000)
27. *Fenske C., Sadat-Khonsari M.R., Shahin R.Z., Jüde H.D.:* In-vitro-Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen. ZWR 109, 533-536 (2000)
28. *Filser, F., Kocher, P., Lüthy H., Schärer, P., Gauckler, L.:* All-Ceramic Dental Bridges by Direct Ceramic Machining (DCM). Bioceram Proc Int Symp Ceram Med 10, 433-436 (1997).
29. *Filser, F., Lüthy H., Schärer, P., Gauckler, L.:* All-Ceramic Dental Bridges by Direct Ceramic Machining (DCM). In: Spiedel M.O, Uggowitzer P.J (Eds): Materials in Medicin. Hochschulverlag AG, ETH Zürich, pp 165-189 (1998)
30. *Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Lüthy H., Schärer, P., Gauckler, L.J.:* Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes, hergestellt im DCM-Verfahren. Int J Computerized Dent, 4, 89-106 (2001).
31. *Filser, F., Lüthy H., Kocher, P., Schärer, P., Gauckler, L.J.:* High Load Bearing, High Reliable All-Ceramic Dental Bridges by the Direct Machining Process. European Cells and Materials, 1, 7-8, (2001).
32. *Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.:* Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)

33. *Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.*: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-487 (1999)
34. *Garvie R.C., Hannik R.H., Pascoe R.T.*,nature, 258, 703-704 (1975)
35. *Garvie R.C., Urbani C., Kennedy D.R., McNeuer J.C.*: Biocompatibility of magnesia-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics. J Mat Sci 19: 3224 (1984)
36. *Gavelis J.R., Morency J.D., Riley E.D., Sozio R.B.*: The effect of various finish line preparation on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations.
J Prosthet Dent 45, 138-145 (1981)
37. *Geis-Gerstorfer, J., Fäßler, P.*: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken
Zirkonoxid-TZP und InCeram. Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694 (1999).
38. *Geist-Jacobi G.P.*: Geschichte der Zahnheilkunde.
Verlag von Franz Pietzcker, Tübingen 146-149 (1896)
39. *Geurtsen W.*: Der Kronen- und Füllungsrand.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 380-386 (1990)
40. *Gojowy T.*: Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum?
Quintessenz Zahntech 28, 648-653 (2002)
41. *Göbel R., Luthardt R., Welker D.*: Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298 (1998)
42. *Grotten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H.*: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltenmessungen an Einzelkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 260-265 (1998)
43. *Grotten M., Girthofer S., Pröbster L.*: Marginal fit consistency of copy-milled allceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro.
J Oral Rehabil 24, 871-881 (1997)
44. *Haas M., Wegscheider W.A., Bratschko R.O.*: Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich.
Quintessenz 4, 625-633 (1988)
45. *Hennicke H.W.*: Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe.
Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1997)

46. *Herstellerinformation:* Espe AG: Lavar -System. Produktbeschreibung. Espe Dental AG, 82229 Seefeld (2000)
47. *Herstellerinformation:* LAVA™-System - CAD/CAM System für vollkeramische Restaurationen.
3M Espe AG (2002)
48. *Herstellerinformation:* Procera® All Ceram - Stark und Schön.
Nobel Biocare Dtl GmbH (2002)
49. *Herstellerinformation:* Brillante Produkte.
Nobel Biocare Dtl GmbH (2002)
50. *Herstellerinformation:* etkon - Centrum für CAD/CAM Technologie.
etkon AG (2002)
51. *Herstellerinformation:* Hightech-Plattform für Zahntechnik.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 22-24 (2001)
52. *Herstellerinformation:* Cercon smart ceramics® - das CAM-gestützte Vollkeramiksystem.
Degussa Dental GmbH (2002)
53. *Herstellerinformation:* IPS e.max® ZirCAD Produktinformation
Ivoclar Vivadent AG (2006)
54. *Herstellerinformation:* IPS e.max® CAD Produktinformation
Ivoclar Vivadent AG (2005)
55. *Hickel R., Kunzelmann K.-H.:* Keramikinlays und Veneers.
Hanser Verlag, München (1997)
56. *Hohmann A., Hielscher W.:* Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3
Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio 372-417 (2003)
57. *Holmes J.R., Bayne S.D., Holland G.A., Sulik W.D.:* Marginal fit of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent 67, 594-599 (1992)
58. *Holmes J.R., Bayne S.D., Holland G.A., Sulik W.D.:* Considerations in measurement of marginal fit.
J Prosthet Dent 62, 405-408 (1989)
59. *Holzner S.:* Perfektion schaffen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 34 (2001)
60. *Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H.:* Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent 68, 322-326 (1992).

61. ISO 13356 Implantas for surgery-Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirkonia (Y-TZP). (1997)
62. *Ivoclar*: Produktbeschreibung IPS Empress. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
63. *Ivoclar*: IPS Empress2, Verarbeitungsanleitung. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein (1999)
64. *Kappert H.F., Altvater A.*: Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und –Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 46, 151-153 (1991)
65. *Kappert H.F., Krah M.*: Keramiken - Eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001)
66. *Keith, O., Kusy, R. P., Whitley, J. Q.*: Zirconia Brackets: An Evaluation of Morphology and Coefficients of Friction. Am J Orthod Dentofac Orthop 106, 605-614 (1994).
67. *Kern, M., Wegner, S.*: Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 14, 64-71 (1998).
68. *Kern M., Pröbster L.*: Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. dental-praxis 14, 269-276 (2002)
69. *Kerschbaum T., Mentler-Koesser M., Stender E.*: Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde? Zahnärztl Mitt 80, 2200-2210 (1990)
70. *Kerschbaum T., Voß R.*: Die praktische Bewährung von Krone und Inlay. Dtsch Zahnärztl Z 36, 243-249 (1981)
71. *Körber K.H., Lenz P.*: Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen. Zahnärztl Welt 69, 440-445 (1968)
72. *Kraft E.*: Die Gestaltung des Kronenrandes. Dtsch Zahnärztl Z 24, 750-757 (1969)
73. *Kunzelmann K.-H., Chen H.Y., Manhart J., Hickel R.*: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. Dtsch Zahnärztl Z 54, 681-687 (1999)
74. *Kurbart A., Reichel K.*: Cerec inLab - State of the art. Quintessenz Zahntech 27, 1056-1074 (2001)
75. *Lässig H.E.*: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. Du Mont Verlag, Köln (1983)

76. *Lehmann K., Hellwig E.*: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde.
Verlag Urban & Schwarzenbeck, München (1993)
77. *Lenz M., Patyk A.J., Kobes L.W.R.*: Randschlußverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes.
ZWR 109, 154-159 (2000)
78. *Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J. P., Lenz, E.*: Kronen aus Hochleistungskeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998).
79. *Luthardt, R., Sandkuhl, O., Reitz, B.*: Zirconia-TZP and alumina – advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 7, 113-119 (2000).
80. *Luthardt R., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V., Walter M.*: Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 785-789 (2000)
81. *Luthardt R., Musil R.*: CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997)
82. *Luthardt R., Rudolph H.*: Der richtige Werkstoff.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 12-16 (2001)
83. *Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.*: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz.
ZWR 110, 747-754, 797-802 (2001)
84. *Marc S.*: Vita In-Ceram[®] Alumina, Verarbeitungsanleitung.
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
85. *Marx R.*: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
86. *Marxkors R., Meiners H.*: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Carl Hanser Verlag, München 157-170 (1993)
87. *Marxkors R.*: Der Randschluß der Gusskronen.
Dtsch Zahnärztl Z 35, 913-915 (1980)

88. *Massimiliano G., Mohammad A., Swain M.V., Ironside J.:* Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont 15, 339-346 (2002)
89. *May, K.B., Edge, M.J., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R.:* The precision of μ t at the implant prosthodontic interface. J Prosthet Dent 77, 497-502 (1997)
90. *May, K.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Wang, R.F.:* Marginal μ t. The Procerar AllCeram Crown. J Dent Res 76 abstract 2379 (1997)
91. *McDonald A.:* Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. Dent Update 28, 84-90 (2001)
92. *McLean J.W.:* Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlag, Berlin (1978)
93. *McLean J.W.:* Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 85, 61-66 (2001)
94. *McLean J.W., Hughes T.H.:* The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 119, 251-267 (1965)
95. *McLaren, E. A., White, S. N.:* Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramic for Crowns and Fixed Partial Dentures. Pract Periodontics Aesthet Dent 11, 985-994 (1999).
96. *McLaren, E. A., White, S. N.:* Survival of InCeram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. J Prosthet Dent 83, 216-222 (2000).
97. *Mehl A.:* Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker. ZBay Online Quintessenz 5, 1-6 (2001)
98. *Mehl A.:* Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 6-9 (2001)
99. *Mehl A.:* Von den Anfängen bis heute. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 10-11 (2001)
100. *Meier M., Fischer H., Richter E.-J., Maier H.R., Spiekermann H.:* Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995)

101. *Mörmann W.H., Bindl A., Lüthy H., Rathke A.*: Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns.
Int J Prosthodont 11, 333-339 (1998)
102. *Nakamura T., Nonaka M., Maruyama T.*: In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 13, 189-193 (2000)
103. *Nobel Biocare*: Procerar AllCeram - Stark und Schön. Produktinformation.
Nobel Biocare Deutschland GmbH, Geschäftsbereich Procerar (2002)
104. *Nobel Biocare*: Procerar Scanner. Produktinformation. Nobel Biocare Deutschland GmbH, Geschäftsbereich Procerar (2002)
105. *Oden, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., Magnusson, D.*: Five-year clinical evaluation of Procerar AllCeram crowns. J Prosthet Dent 80, 450-456 (1998).
106. *Ottl P., Lauer H.-C.*: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen.
Quintessenz 47, 623-640 (1996)
107. *Ottl P., Piwowarczyk A., Lauer H.C. Hegenbarth E.A.*: The Procerar[®] AllCeram system.
Int J Periodontics Restorative Dent 20, 151-161 (2000)
108. *Pohling J.*: Hand in Hand. Auf gewohnte Zusammenarbeit setzen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 26-29 (2001)
109. *Polansky R., Reichhold Ch., Lorenzoni M., Haas M., Arnetzl G., Bratschko R. O.*: Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 643-647 (1998)
110. *Pospiech P.*: Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung.
Vortrag, München (2001)
111. *Pospiech P.*: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
dental-praxis, 9/10, 255-257 (2002)
112. *Pospiech P.*: Erste klinische Erfahrungen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 35-39 (2001)

113. *Pröbster L.*: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK (1999)
114. *Rech H.*: Keramische Prothetik.
Meusser Verlag, Berlin (2002)
115. *Rehberg H.J.*: Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971)
116. *Reuling N., Siebert G.K.*: Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung.
Dent Lab 37, 67-71 (1989)
117. *Rinke S., Margraf G., Jahn L., Hüls A.*: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram).
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499 (1994)
118. *Rinke, S., Jenatschke, R. A.*: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestaurationen auf Zirkonoxidbasis. *Quintessenz Zahnärztl Lit* 52, 1151-1159 (2001).
119. *Sadoun, M., Perelmuter, S.*: Alumina-Zirconia Machinable Abutments for Implant-Supported Single-Tooth Anterior Crowns. *Implan Rep* 9, 1047-1053 (1997).
120. *Schäfers F., Järschke J., Meyer G.*: Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen. *ZWR* 103, 686-689 (1994)
121. *Shillingburg H.T., Hobo S., Fisher D.W.*: Atlas der Kronenpräparation. Quintessenz Verlag Berlin (1974)
122. *Schmidt A., Michael W., Böning K.*: CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. *Quintessenz* 49, 1111-1122 (1998)
123. *Schüller K.H., Hennicke H.W.*: Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. *Ceram Forum Int* 62, 259-263 (1985)
124. *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)
125. *Sohmura T., Takahashi J.*: Use of CAD/CAM System to fabricate dental prostheses. Part1: CAD for a clinical crown restoration. *Int J Prosthodont* 8, 252-258 (1995)

126. *Sorensen, J. A., Kang, S. K., Torres, T. J., Knode, H.:* InCeram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 26, 207-214 (1998).
127. *Spiekermann H.:* Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 1015-1019 (1986)
128. *Strub J.R.:* Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 182-187 (1983)
129. *Strub J.R., Belser U.C.:* Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und brückenprothetischem Ersatz. *Acta Parodontologica* 7, 569-581 (1978)
130. *Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.:* Curriculum Prothetik Band I – III. Quintessenz Verlag, Berlin 43-61 (1999)
131. *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).
132. *Sulaiman F., Chai J., Jameson L.M., Wozniak W.T.:* A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 10, 478-484 (1997)
133. *Suttor D.:* Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestorationen: Ob grün, gesintert oder gehippt - ein Vergleich lohnt sich. *DZW-Die Zahnarzt Woche* 4 (2002)
134. *Suttor D.:* Blick in die Werkstoffkunde. *ZWP Spezial* 4, 32-33 (2001)
135. *Suttor D., Bunke K., Höscheler S., Hauptmann H., Hertlein G.:* Lava™- The system for all-ceramic zirconiumoxide crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 4, 195-206 (2001)
136. *Suttor D., Hauptmann H., Höscheler S., Hertlein G., Bunke K.:* Das Lava™ von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste. *Quintessenz Zahntech* 27, 1018-1026 (2001)
137. *Suttor D., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G., Bunke K.:* Lava™ - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste.

138. *Thiel N.*: Vita In-Ceram[®] Spinell, Verarbeitungsanleitung.
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
139. *Tinschert J.*: Materialkunde Zirkonoxid.
ZWP Spezial 4, 43 (2001)
140. *Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R.*: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999).
141. *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, 367-374 (2001)
142. *Tinschert, J., Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R.*: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55, 610-616 (2000).
143. *Tinschert, J., Schimmang, A., Fischer, H., Marx, R.*: Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter InCeram Alumina-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 (1999).
144. *Valderhaug J.*: Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium.
145. *Völkl L.*: Cercon[®] - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.
Quintessenz 52, 811-814 (2001)
146. *Willer J.*: Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz.
ZWR 107, 180-185 (1998)
147. *Witkowski S.*: Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor.
Quintessenz Zahntech 28, 374-386 (2002)
148. *Wohlwend A., Schärer P.*: Die Empress-Technik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen.
Quintessenz Zahntech 16, 966-978 (1990)

<http://www.bego.com/>

<http://www.ivoclarvivadent.com>

<http://www.amangirrbach.com>

<http://www.kavo.com/Default.aspx?navid=2&oid=002&lid=De>

http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/de_DE/3M-ESPE/dental-professionals/

http://www.etkon.de/cms/front_content.php

<http://www.nobelbiocare.com>

<http://www.degudent.de/>

<http://www.z-systems.de/>

<http://www.ifp.tuwien.ac.at>

9 Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein erster und ganz besonderer Dank geht an Herrn Prof. Dr. Walther Wegscheider für die Überlassung des Themas und die exzellente und geduldige Betreuung dieser Arbeit. Seine konstruktive Kritik, fachlicher Rat und Verständnis waren entscheidend für die Qualität der Arbeit.

Bei Herrn OA Dr. Rupert Dornhofer bedanke ich mich herzlich für die wertvolle Beratung, sowie für die Unterstützung beim Entwerfen bzw. der Korrektur dieser Arbeit.

Herrn ZTM Herman Pall danke ich für die freundlichen Gespräche, und praktische Hilfsbereitschaft im zahntechnischen Bereich.

Herrn Prof. DI Dr. Johann Wernisch vom Institut für Festkörperphysik der TU Wien danke ich besonders für die wertvolle Hilfestellung aus dem Gebiet der Mikroanalytik.

An Herrn Norbert Landsgesell von der Firma DeguDent möchte ich mich für Interesse und fruchtbaren Kooperationswillen am Projekt bedanken.

Mein Dank geht auch an die hier nicht erwähnten MitarbeiterInnen der Firma DeguDent für die umfangreiche Bereitstellung der Unterlagen.

Herrn Martin Gräßl danke ich für die hervorragenden Fotos

Ein herzliches Dankeschön für die finanzielle Unterstützung, Kompetenz und Effizienz geht an die Medizinische Universität Graz.

Ich bedanke mich bei meinen Freunden für die Treue und Verlässlichkeit, die mir ganz viel bedeutet hat.

Mein abschließender Dank geht an meine Eltern für ihre Unterstützung meiner vielfachen Entwicklungen und ihren Glauben an mich.

10 Lebenslauf

Name: Irma Dragojević

Geburtsdatum: 19. 03. 1982

Geburtsort: Banja Luka

Schulbildung:

09. 1997 – 06. 2000 Ausbildung zur Zahntechnikerin

Juni 2000 Abitur

Studium:

Juli 2000 Aufnahmeprüfung an der Universität in Banja Luka

Studienrichtung Zahnmedizin

Oktober 2000 – März 2001 Zahnmedizinstudium an der Universität in Banja Luka

Ab März 2001 Zahnmedizinstudium an der Medizinischen Universität Graz