

Untersuchung zum Einfluss von Zirkonia-Primern auf die Retentionskraft  
adhäsiv befestigter Zirkoniumdioxid-Kronen

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

Philipp Alexander Kley  
aus Euskirchen  
2010

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. med. dent. E.-H. Helfgen
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. M. Frentzen

Tag der Mündlichen Prüfung: 22.10.2010

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Meiner Familie



## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
	• 1.1 Zielsetzung	7
2	Literaturübersicht	8
	• 2.1 Historie der Dentalkeramiken	8
	• 2.2 vollkeramische Systeme	9
	• 2.3 Befestigungssysteme	11
	• 2.4 Zirkonoxid-Keramik	12
3	Material und Methode	15
	• 3.1 Allgemeines	15
	• 3.2 Hauptgruppen	15
	• 3.3 Probenkörper	16
	• 3.4 Stumpfpräparation	17
	• 3.5 Kronenmodellation	17
	• 3.6 Zementieren	18
	• 3.7 Materialien	19
	○ 3.7.1 Zahnmaterial	19
	○ 3.7.2 Silan	19
	○ 3.7.3 Bonding	20
	○ 3.7.4 Zemente	22
	• 3.8 Zirkonkronen	24
	• 3.9 Ansatzpunkt für Zwick Universalprüfmaschine	24
	• 3.10 Abzugsversuche	25
4	Ergebnisse	27
	• 4.1 Abzugsversuche	27
	○ 4.1.1 Gruppe 1	28
	○ 4.1.2 Gruppe 2	28
	○ 4.1.3 Gruppe 3	29

	○ 4.1.4 Gruppe 4	30
	○ 4.1.5 Gruppe 5	31
	• 4.2 vergleichende Darstellung der Gruppen	33
	• 4.3 statistische Auswertung	35
5	Diskussion	37
	• 5.1 klinische Relevanz	37
	• 5.2 Zahnmaterial	37
	• 5.3 Zemente	38
	• 5.4 Kronen	39
	• 5.5 Retention	40
	• 5.6 Diskussion der Ergebnisse	40
6	Schlussfolgerung	42
7	Zusammenfassung	43
8	Literaturverzeichnis	44
9	Danksagung	52
10	Lebenslauf	53

## 1 Einleitung

### 1.1 Zielsetzung

Zirkoniumdioxid – auch als Zirkonoxid bezeichnet – gewinnt als Werkstoff für ästhetisch anspruchsvolle, metallfreie Restaurationen mit gleichzeitiger Biokompatibilität in der Zahnmedizin zunehmend an Bedeutung. Nach anfänglichen Versuchen mit Porzellanmantelkronen die Keramik in der Zahnheilkunde zu etablieren (Kappert und Krah, 2001), die jedoch an mangelnder Stabilität scheiterten, wurde die Entwicklung insbesondere aufgrund der Fortschritte in der Computertechnik mit den CAD/CAM Systemen vorangetrieben, so dass moderne Hochleistungskeramiken aus Zirkonoxid und Aluminiumoxid durch ihre guten mechanischen Eigenschaften und wirtschaftlichen Herstellungsprozesse gerade als Gerüstmaterial in der zahnärztlichen Prothetik ein fester Bestandteil geworden sind (Luthardt und Musil, 1997).

Die Oberflächenbehandlung der Keramiken, insbesondere der Innenflächen als Kontaktfläche zwischen der Keramik und dem Befestigungszement und damit letztendlich dem Zahn bedarf besonderer Beachtung. Um die Qualität von vollkeramischen Restaurationen zu beurteilen ist es wichtig, neben der Stabilität und Passgenauigkeit auch die Haftung an den Kontaktflächen zu untersuchen, da diese über die Haftung der Restauration am Zahn und somit über die Lebensdauer der oftmals kostenintensiven Keramikrestaurationen entscheidet.

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss einer Vorbehandlung von Zirkonoxid-Kronen mit speziellen Zirkonia-Primern auf die Retention der Restauration zu untersuchen. Dabei kamen Zementsysteme zum Einsatz, die einen speziellen Zirkonia-Primer anbieten. Als Vertreter der CAD/CAM gestützten Kronenherstellung wurde das Cercon-System der Firma *DeguDent* (*DeguDent* GmbH, Rodenbacher Chaussee 4, D-63457 Hanau/Wolfgang) verwendet.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Historie der Dentalkeramiken

Erste Versuche die Keramik in der Zahnheilkunde einzuführen begannen bereits im 18. Jahrhundert in Frankreich durch einen Apotheker Duchateau, der die Keramik aus einer Porzellanmanufaktur bezog. Grund war die Unzufriedenheit mit den zur damaligen Zeit verbreiteten bovinen Zahnersatzmaterialien (Holger et al., 2008). Weitere Versuche mit Porzellanmähen fanden durch den Italiener Fonzi Anfang des 19. Jahrhunderts statt, der einen Golddraht als Retentionselement zwischen den Zähnen verwendete (Hillam, 2003). Die erste Zahnfabrik in Deutschland entstand 1893 durch Wienand (Hepburn, 1965).

1903 entwickelte Charles Land die Jacket Krone aus Vollkeramik (Lässig und Müller-Köln, 1983; Strub, 1992), die jedoch sehr frakturanfällig war und dadurch auf der Suche nach einer Lösung zur Entwicklung der keramikverblendeten Metallrestorationen führte. Die Firma Vita (Bad Säckingen) führte 1968 die Feldspatkeramik Vita VMK 68 ein, die aus einer Glasmatrix und Leuzitkristallen als Verstärkung bestand, welche die optischen Eigenschaften und den Wärmeausdehnungskoeffizienten der Keramik beeinflussten. Die Stabilität und Langlebigkeit des Materialverbundes trugen zum Erfolg der vollkeramischen Metallverblendung bei, die bis heute einen hohen Stellenwert in der restaurativen Zahnheilkunde haben (Gernet, 1987; Mc Lean, 1978; Strub, 1992).

Nachteilig waren allerdings von Anfang an die Umstände des sich verfärbenden Kronenrandes, der mangelnden Transluzenz des Metallgerüsts und die eingeschränkte Biokompatibilität. Auf der Suche nach ästhetisch anspruchsvolleren Restaurationen erfand McLean vollkeramische Verbundsysteme aus einem Grundgerüst welches sich aus aluminiumoxid-verstärkter Glas-Keramik hoher Festigkeit und einer Verblendkeramik niedriger Festigkeit zusammensetzte. Diese Innovation mit entscheidend verbesserter Biegefestigkeit und Stabilität schuf die Grundlage, die eine Etablierung vollkeramischer Restaurationen in der Zahnmedizin ermöglichte (Strub, 1992).



## 2.2 Vollkeramische Systeme

Die Vorzüge der vollkeramischen Restaurationen wie Ästhetik, geringe Plaque-Retention und Biokompatibilität führten zu einer Entwicklung, bei der sich die Innovationen im Vollkeramik-Bereich an der bewährten Metallkeramik-Krone orientierten, jedoch an deren Kritikpunkten der mangelnden Ästhetik und Biokompatibilität ansetzten (Kern und Pröbster, 2002). Trotz vieler Vorzüge der vollkeramischen Restaurationen gehören diese noch nicht zur Standardtherapie (Pröbster, 2002).

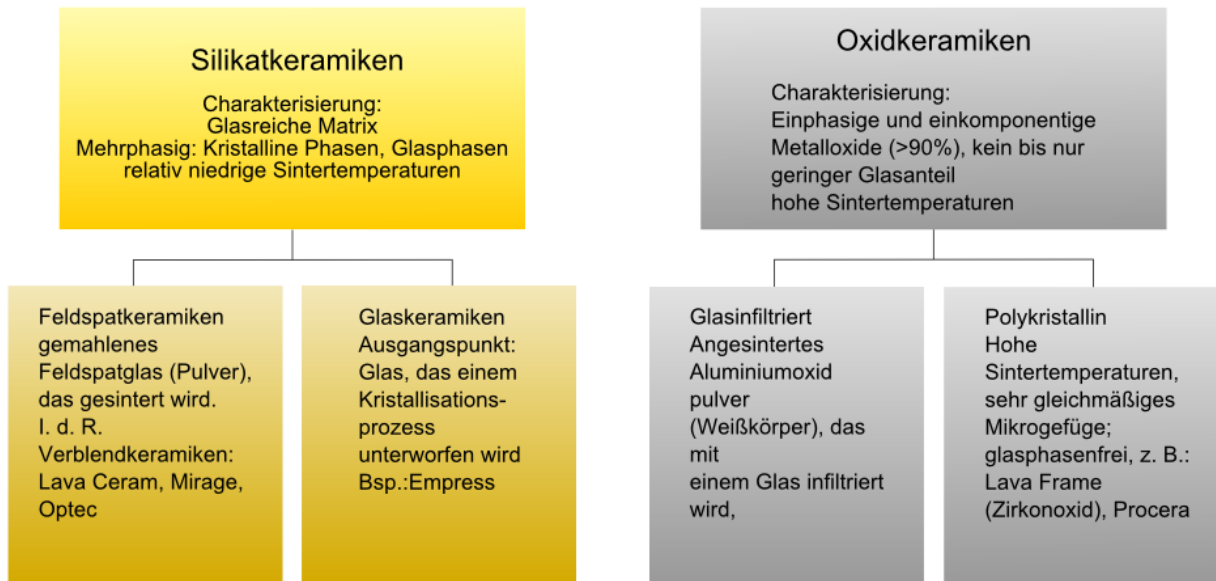
Nachteile sind die vergleichsweise aufwändige Verarbeitung, sowie die Anfälligkeit gegenüber Scher-, Biege- und Zugkräften verglichen mit konventionellen Versorgung (Kappert und Kappert, 1996).

An den Nachteilen ansetzende Forschungen brachten die heute verfügbaren Aluminium- und Zirkonoxid-Hochleistungskeramiken hervor. Da jedoch Keramiken je nach Struktur mit verschiedenen Eigenschaften entwickelt werden können, müssen sie differenziert werden.

Die Dentalkeramiken werden in zwei übergeordnete Gruppen unterteilt:

Einphasige, sogenannte Oxidkeramiken mit geringem Anteil in der Glasphase und mehrphasige Silikatkeramiken mit hohem Glasanteil, Letztere werden wiederum in Feldspat- und Glaskeramiken unterteilt (Tinschert und Natt, 2007).

Die Feldspatkeramiken mit höherem Glasanteil, der sie ästhetisch anspruchsvoll macht, besitzen durch einen niedrigeren kristallinen Anteil eine verringerte Festigkeit. Oxidkeramiken sind zum einen einfache Metalloxide wie Zirkon-, Titan- oder Aluminiumoxid, zum anderen komplexe Oxide wie Spinelle (Tinschert und Natt, 2007).



Tab. 1: Einteilung der Keramischen Gruppen [aus Pospiech et al. 2004]

Feldspatkeramiken, die älteren Dentalkeramiken, haben einen ca. 70%igen Anteil an Quarz, chemisch als Kieselsäure,  $\text{SiO}_2$ , bezeichnet. Kieselsäure trägt mit seiner kristallinen Struktur entscheidend zur Festigkeit dieser Art Keramiken bei, die ursprünglich von den Porzellankeramiken abgeleitet sind und heute hauptsächlich aufgrund der geringeren Festigkeit als Verblendung eingesetzt werden. Der Feldspat dient mit seinem niedrigen Schmelzpunkt als Flussmittel innerhalb des keramischen Verbundes und trägt zur Transparenz bei. Weitere Anteile der Feldspatkeramiken sind Basen wie Kali, Eisen, Tonerde, Kaolin und Natron (Tinschert und Natt, 2007). Silikatkeramiken haben durch kontrollierte Kristallisierungsverfahren einen geringen Glasanteil, die Festigkeit steigt mit dem kristallinen Anteil (Tinschert und Natt, 2007). Auch die Oxidkeramiken können in zwei Gruppen unterschieden werden: Glasinfiltrierte Oxidkeramiken enthalten einen geringen Glasanteil gegenüber den Polykristallinen ohne Glasphase mit gleichmäßigem Kristallgitter. Durch ihren geringen bis keinen Glasanteil sind sie sehr risszäh, temperaturbeständig, verschleißarm und belastbar (Schäfers et al., 1994; Shillingburg et al., 1989). Gleichzeitig sinkt allerdings auch die Transluzenz, die ihren Einsatz in der Zahnmedizin hauptsächlich auf Gerüste im dicht gesinterten Zustand festlegt (Covacci et al., 1999; Gehrke und Stock, 2004; Pospiech et al., 1992). Glasinfiltrierte Oxidkeramiken sind als glasinfiltriertes Aluminiumoxid (InCeram Alumina),

glasinfiltriertes Zirkoniumoxid (InCeram Zirkonia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (InCeram Spinell) bekannt (Pröbster, 2002).

### 2.3 Befestigungssysteme

Die Befestigung von keramischen Restaurationen kann konventionell oder adhäsiv erfolgen, abhängig von der Eigenfestigkeit der Keramik. Die konventionelle Befestigung mit Zinkoxid-Phosphatzementen oder Glasionomorzementen nutzt das Prinzip der Reibungserhöhung zwischen präparierten Stumpf und Kroneninnenfläche. Daher ist neben einem möglichst steilen Präparationswinkel eine Eigenfestigkeit von mindestens 200MPa und eine Risszähigkeit über  $2 \sqrt{2}$  nötig, damit eine konventionelle Zementierung möglich ist (Kappert und Krahl, 2001; Pospiech, 2002). Diese physikalisch-chemischen Eigenschaften besitzen Aluminium- und Zirkonoxidkeramiken, so dass bei konventioneller Zementierung ein Bruchversagen gering ist.

Neben den oben genannten Eigenschaften sollte auch auf eine materialspezifische Präparation mit geeigneter Widerstands- und Retentionsform geachtet werden. So wird für vollkeramische Restaurationen eine Hohlkehlpräparation oder ein Stufe mit abgerundeter Innenkante empfohlen (Bieniek et al., 1989).

Zirkonkeramiken erlauben aufgrund ihrer hohen Eigenstabilität einige Modifikationen der Präparation gegenüber Verblendkronen mit Metallgerüst. Scharfe Ecken und Kanten sind weiterhin in der gesamten Präparation zu vermeiden, allerdings müssen Wandstärken von 0,6mm und okklusale Materialstärken von 1,5mm bis 2mm nicht mehr eingehalten werden, ohne durch Unterschreiten der empfohlenen Werte frühzeitige Risse und Sprünge in der Keramik erwarten zu müssen (Bieniek und Marx, 1993; Fenske et al., 2000; Mörmann et al., 1998; Ottl und Lauer, 1996; Polanzky et al., 1998; Strub, 1992; Sturzenegger, 2000). Ebenfalls kann bei der Präparation von Zirkonoxid-Kronen im Gegensatz zu Verblend-Keramik-Kronen auf einen erhöhten Substanzabtrag, der oftmals mit einer Pulpenreizung einhergeht, verzichtet werden, wie er bei der Präparation von Verblend-Keramikkronen nötig wäre (Fenske et al., 1999; Polanzky et al., 1998).

Der am besten erprobte und bewährte konventionelle Zement ist der Zinkoxidphosphat-Zement mit guter Fließfähigkeit und Verarbeitungsfähigkeit.

Außerdem zeichnet er sich durch eine dünne Schichtdicke aus (Craig et al., 2006). Als weiterer Vertreter ist der Glasionomerzement zu nennen, der eine höhere Haftkraft an der Zahnhartsubstanz aufweist, allerdings mit einer Anfälligkeit gegenüber Feuchtigkeit einhergeht (Viohl, 1985).

Kennzeichen der adhäsiven Befestigung von Restaurationen ist ein mikroretentiver Halt an der Zahnhartsubstanz, der dauerhaften Kraftschluss und somit höhere Belastbarkeit und Stabilität ermöglicht. Grundlage der Adhäsivtechnik ist eine Konditionierung der Zahnhartsubstanz und der Keramik-Kontaktfläche mit Hilfe der Säure-Ätz-Technik. Die geätzten Flächen weisen ein ca. 50µm tiefes Wabenmuster auf, das als Vorbereitung zur Aufnahme eines Silans auf der Kroneninnenfläche und von Dentin- beziehungsweise Schmelzprimern auf der Zahnhartsubstanz dient (Buonocore, 1955; Swift, 1995; Van Meerbeck, 1992; Wilmshofer, 1990). Eine möglichst defektbezogene Präparation mit ausreichendem Anteil an Schmelzflächen, sowie abgerundeten Kanten ist anzustreben. Bei Bedarf können nicht begrenzende Anteile der Präparation mit Komposit aufgebaut werden um gleichmäßige Keramikschichtstärken zu erreichen. Eine absolute Trockenlegung der Kavität wird empfohlen (Roulet und Herder, 1989).

Da Keramiken mit einer Festigkeit unter 200MPa adhäsiv befestigt werden müssen, steigen der materialspezifische Arbeitsaufwand und damit auch der klinische Zeitaufwand erheblich (Kern und Pröbster, 2005). Dies kann durch die Verwendung von dichtgesinterten Oxid-Keramiken höherer Biegefestigkeit wie z.B. Zirkonoxid umgangen werden, da diese konventionell, beispielsweise mit Zinkoxid-Phosphat-Zement, befestigt werden können. Die Verblendung der Gerüstmaterialien kann zur Erzielung ästhetisch anspruchsvoller Restaurationen mit Glaskeramik erfolgen.

#### *2.4 Zirkonoxidkeramik*

Der Indikationsbereich von vollkeramischen Restaurationen konnte durch die Innovationen im Bereich der Oxidkeramiken in den letzten Jahren deutlich erweitert werden. Aufgrund der Festigkeit werden Zirkonoxidkeramiken bevorzugt bei metallfreien Versorgung im hochbelasteten Seitenzahnbereich verwendet, gerade auch wenn es um die Fertigung industriell hergestellter Rohlinge für die CAD/CAM Technologie geht (Graber und Besimo, 1994; Luthardt und Musil, 1997).

Anwendungsgebiete der Zirkonoxidkeramik sind in der restaurativen Zahnheilkunde sowohl individuelle Teile wie Kronen, Brücken und Inlays, als auch konfektionierte Teile wie Brackets, Wurzelstifte und Implantataufbauten. Die überzeugende Biokompatibilität und Radio-Opazität erweitern zunehmend den Einsatzbereich auf die Implantatprothetik (Akagawa et al, 1993; Nagai et al., 1982).

Die guten mechanischen Eigenschaften brachten der Oxidkeramik in der Literatur den Namen „keramischer Stahl“ ein und sie wird zunehmend als zukünftiger Ersatz des Metalls in der Zahnmedizin gesehen (Garvie et al., 1975; Luthardt, 2005). Aufgrund der höchsten Bruchzähigkeit aller Dentalkeramiken und einem sehr hohen Elastizitätsmodul (Kappert et al., 1995; Schweiger, 1998) sehen einige Autoren die Zirkonoxidkeramik manchem Metall überlegen (Apholt et al., 2001; Minimazato, 1990). Weitere Vorteile sind die hohe Biokompatibilität, ein geringes Allergisierungspotenzial und die geringe Wärmeleitfähigkeit gegenüber Metallen.

Zirkoniumdioxid, synonym Zirkonoxid, ist eine Verbindung des in vulkanischen Graniten vorkommenden Zirconiums und Sauerstoff, chemisch  $ZrO_2$ . Eine technische Verarbeitung ist erst nach Behandlung mit Metalloxiden wie Yttrium und Ceroxid möglich, die eine Stabilisierung bewirken. Zirkoniumdioxid kommt abhängig von der Temperatur in drei Phasen vor. Durch Erhitzung entsteht eine kubische Kristallstruktur, die bis zu einer Temperatur von 1170 Grad Celsius stabil ist. Bei höheren Temperaturen wandelt sich die Kristallstruktur zu einer tetragonalen Gitterstruktur, die bis 2370 Grad Celsius stabil ist. Für die Zahnmedizin ist die Umwandlung der tetragonalen Kristallstruktur zur Monoklinen interessant. Diese sogenannte t/m (tetragonal zu monoklin) Phasenumwandlung oder Martensitische Umwandlung findet bei Abkühlung des Zirkoniumoxids auf Raumtemperatur statt, die mit einer Volumenzunahme von 3-5% einhergeht. Die Volumenzunahme kann durch eine Rissbildung aufgrund äußerer Spannungen während der Abkühlung erklärt werden, die resultierende Druckspannung behindert die weitere Rissausbreitung und führt so zu einer großen Festigkeit und Biegebelastbarkeit der Zirkoniumkeramik (Tinschert und Natt, 2007).

Eine Nachbearbeitung von Zirkonoxid bei hohem Druck und hoher Temperatur reduziert die Restporösität. Dieses sogenannte HIP-Zirkonoxid (Hot Isostatic Process = hippen) kann allerdings nur aus dichtgesintertem Zustand erfolgen.

Durch den synthetischen Herstellungsprozess kann ein hoher Reinheitsgrad des Zirkonoxids garantiert werden. Dabei werden die glasfreien Oxidkeramiken

bevorzugt, da der Glasanteil in der Keramik bei Feuchtigkeitseinwirkung wie Speichel anfällig für Rissbildung und Spannungsrisskorrosion ist (Geis-Gerstorfer und Fäßler, 1999).

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Allgemeines

Es wurden 50 zeitnah extrahierte Molaren und Prämolaren nach standardisierter Präparation und entsprechenden Ätz- und Bonding Verfahren zur Aufnahme von Zirkonoxid-Kronen vorbereitet. Die im CAD/CAM Verfahren gefrästen Kronen wurden teilweise, den Versuchsgruppen entsprechend, mit einem Silan vorbehandelt und einem Abzugsversuch unterzogen.

#### 3.2 Hauptgruppen

Die Stümpfe wurden in fünf Hauptgruppen eingeteilt, die wiederum in zwei Untergruppen unterteilt waren.

Die Hauptgruppen unterschieden sich durch die verwendeten Befestigungszemente, die Untergruppen durch den Umstand, ob eine Silanisierung vorausging oder nicht:

- Stumpf 1-10                      Kuraray Clearfil Esthetic Cement
  - Stumpf 1-5                      Clearfil Zirconia Primer und Bond
  
- Stumpf 11-20                      Voco Bifix QM
  - Stumpf 11-15                      Monobond S und Futura Bond
  
- Stumpf 21-30                      Vivadent Multilink Automix
  - Stumpf 21-25                      Metal/Zirconia Primer und Multilink Primer
  
- Stumpf 31-40                      DMG Vitique
  - Stumpf 31-35                      Silane und Contax
  
- Stumpf 41-50                      3M Espe RelyX Unicem Aplicap
  - Stumpf 41-45                      3M Espe Ceramic Primer und XP Bond

### 3.3 Probenkörper

Um die Stümpfe später in einer Zwick-Abzugsmaschine (*Zwick GmbH & Co. KG*, August-Nagel-Straße 11, D-89079 Ulm) einspannen zu können, wurden alle in einen auf dem Kopf stehenden T-förmigen Kunststoffblock aus dem PMMA *PalaXPress* von *Heraeus Kulzer* eingegossen, wobei im Stiel des „T“ die Wurzel gefasst wurde und der Block auf der horizontalen Fläche des „T“ zu stehen kam (Abb.1). Um eine höhere Retention zu erreichen wurde die Wurzel mit kleinen Bohrungen versehen, in die Kunststoff einfließen konnte. Eine Vorlage des Probenkörpers wurde aus Gips mit Hilfe eines Parallelometers hergestellt und mit Dubliersilikon abgeformt. Diese Hohlform diente der Herstellung der Probenkörper aus dem PMMA Kunststoff. *PalaXPress* wurde gemäß Herstellerangaben angerührt und in einem Drucktopf unter 2bar Druck mit 55°C warmem Wasser auspolymerisiert.

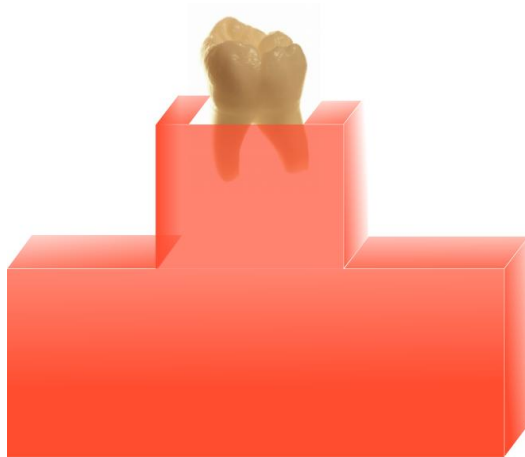


Abb. 1: Zeichnung des in der Arbeit verwendeten Probenkörpers aus Polymethylmethacrylat mit Zahn.



### 3.4 Stumpfpräparation

Die Kronenpräparation der Stümpfe gemäß ihrer Morphologie wurde mit einem Ledge-Diamanten der Firma *Komet* (Firma *Komet*, Gebr. Brasseler GmbH & Co KG, Potfach 160, 32631 Lemgo) durchgeführt. Um einen gleichmäßigen Präparationswinkel von  $4^\circ$  zu erhalten und gleichzeitig einen rechten Winkel der Präparation zum Probenkörper bzw. Tischebene zu gewährleisten wurde zur Präparation ein Parallelometer verwendet. Zum Einsatz kamen Rotring Präparationsdiamanten der Körnung 30-40 Mikron unter einer Wasserkühlung von 50ml/min (siehe Abb. 2).

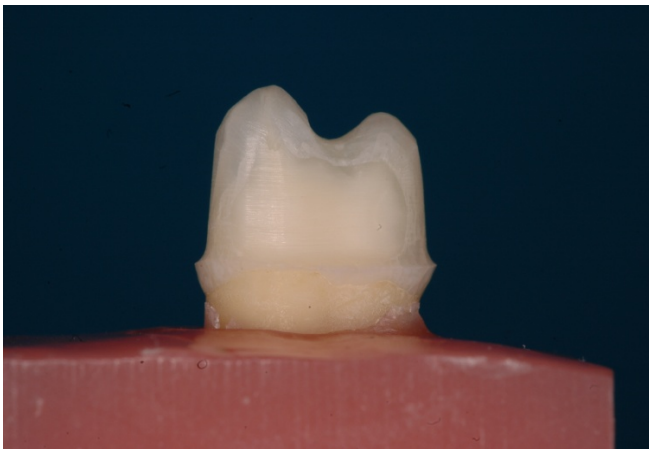


Abb. 2: Beispiel eines präparierten Zahn-Stumpfes in einem Probenkörper

### 3.5 Kronenmodellation

#### *cercon eye*

Die Umsetzung der Überkronung der präparierten Stümpfe wurde mit dem Gerät *cercon eye* der Firma *DeguDent* (*DeguDent* GmbH, Rodenbacher Chaussee 4, D-63457 Hanau/Wolfgang) realisiert. Die CAD/CAM gestützte Erfassung der präparierten Stümpfe kann über die Scannung von Gips-Modellen und Modellstümpfen, z. B. Meistermodellen, erfolgen oder wie in diesem Fall von Probenkörpern mit den präparierten Stümpfen.

Das Gerät *cercon eye* besteht aus einem Drehteller zur Aufnahme des zu erfassenden Objektes. Auf den Drehteller wird im Betrieb eine Laserlinie projiziert, die von zwei Matrixkameras aufgenommen wird. Eine weitere Kamera direkt über

dem Objekt dient der Positionierung des Modells. Die zwei Matrixkameras erfassen die Laserlinie auf dem Modell räumlich nach dem Laser-Lichtschnittverfahren. Über eine USB 2.0 Schnittstelle erfolgte die Datenübertragung zu der datenverarbeitenden Software *cercon art* von *DeguDent*, die gleichzeitig der Steuerung von *cercon eye* dient. Anschließend begann die digitale Kronenmodellation mit der Festlegung der Präparationsgrenze an einem digitalen Stumpf auf dem Bildschirm des *cercon*-Systems. Anhand der Präparationsgrenze erstellte die Software nach Eingabe von Zementfilmdicke (Spacerdicke) und Ausdehnung nach cervical einen Modellationsvorschlag. Man konnte mit Hilfe von digitalen Wachsmessern und Aufwachsinstrumenten die Krone seinen persönlichen Ansprüchen anpassen.

Um einen Abzugsversuch durchführen zu können, wurde im koronalen Anteil der Krone während der Modellation mit der *DeguDent* Software *cercon art* im Computer ein zirkulärer Wulst angewachst, der den Kronen eine sich nach cervical verjüngende, pilzähnliche Form gab und somit gleichzeitig eine Retention für den Abzugsversuch darstellte. Eine solche Krone ist in Abb. 3 dargestellt.

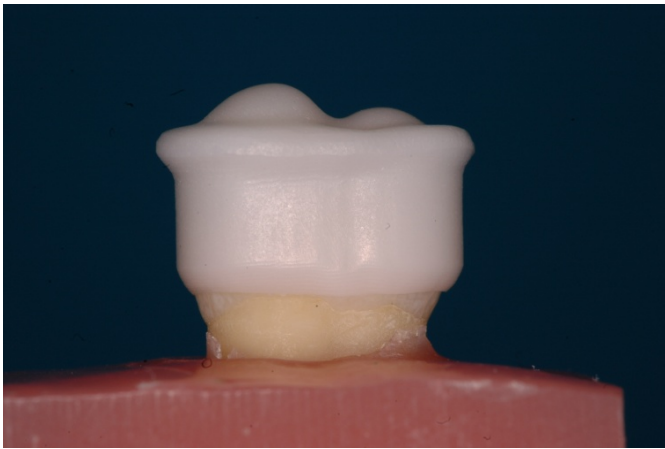


Abb. 3: präparierter Stumpf in einem Probenkörper mit Cercon Krone

### 3.6 Zementieren

Die stets feucht gelagerten Stümpfe mit den Probenkörpern wurden mit einem ölfreien Luftstrom getrocknet und anschließend nach dem Zufallsprinzip den verschiedenen Gruppen zugeteilt. Anschließend erfolgte eine Konditionierung der

Stümpfe und Restaurationen, entsprechend den Versuchsgruppen und Herstellervorgaben, wie im Folgenden beschrieben.

### *3.7 Materialien*

#### *3.7.1 Zahnmaterial*

Es wurden 50 Molaren und Prämolaren der bleibenden Dentition in einer in-vitro-Untersuchung auf ihr Belastungsverhalten bei Abzugsversuchen von Zirkonkronen untersucht, die zum Teil mit Zirkonia-Primern vorbehandelt wurden. Kriterien zur Auswahl der Teststümpfe waren neben Kariesfreiheit ebenso Fraktur-, Füllungs- und Restaurationsfreiheit.

#### *3.7.2 Silane*

##### *Clearfil Ceramic Primer von Kuraray*

*Clearfil Ceramic Primer* (Kuraray Europe GmbH BU Medical Products, Brüningstraße 50, D-65926 Frankfurt/Main) ist ein Haftvermittler auf Silan-Basis, der die Hafteigenschaften von Befestigungszementen auf Keramik, Hybridkeramik oder Komposite Oberflächen verbessert.

Eine Vorbehandlung der Oberfläche mit einem Sandstrahlgerät und Aluminiumoxidpulver ist außer bei Cerconkronen und Aluminiumkronen indiziert. Anschließend sollte die Restauration mit Phosphorsäure-Gel gereinigt werden. Nach Auftragen des Primers wird dieser mit einem ölfreien Luftstrom verblasen.

##### *Monobond S von Ivoclar Vivadent*

*Monobond S* (Ivoclar Vivadent GmbH, Dr. Adolf-Schneider-Str. 2, D-73479 Ellwangen, Jagst) ist ein Einkomponentenhaftvermittler, der einen chemischen dauerhaften Verbund zwischen Keramik und Komposit bewirkt. Die Keramik muss vor Anwendung des Silans mit einem Diamanten angeraut und anschließend mit Ätzelgel gereinigt werden. Dann wird *Monobond S* mit einem Pinsel dünn aufgetragen und nach einer Einwirkzeit von 60 Sekunden mit ölfreier Luft getrocknet. Anschließend kann ein Bonding aufgetragen werden.

### *RelyX Keramik Primer von 3M Espe*

*RelyX Keramik Primer* (3M Deutschland GmbH, Carl - Schurz - Straße 1, D-41453 Neuss) ist eine silanisierende Alkohollösung, die eine stabilisierende chemische Verbindung mit der Keramikoberfläche eingeht. Auch dieses Silan benötigt eine Vorbehandlung der Keramik mit einem Diamanten und einer anschließenden Reinigung mit einem Ätzel. Das Silan wird mit einem Pinsel aufgetragen und trocken geblasen. Erhöhte Haftung wird durch Wiederholung des Ätz- und Silanisierungsvorgangs erreicht.

### *Metal/Zirconia Primer von Ivoclar Vivadent*

*Metal/Zirconia Primer* wird als Kopplungsreagenz zur Erzielung einer erhöhten Haftung an Legierungen von (Nicht-) Edelmetallen und für Keramiken aus Zirkon- sowie Aluminiumoxid empfohlen. *Metal/Zirconia Primer* wird mit einem dünnen Pinselchen aufgetragen und muss 180 Sekunden einwirken. Anschließend wird er mit ölfreier Luft verblasen.

## 3.7.3 Bonding

### *Clearfil DC Bond von Kuraray*

*Clearfil DC Bond* ist ein dualhärtendes Zwei-Komponenten Bonding, das die gleichzeitige adhäsive Behandlung von Schmelz und Dentin ermöglicht. Eine gereinigte Kavitätenoberfläche und eine absolute Trockenlegung mit Hilfe von Kofferdam sind angeraten. Nach 1:1 Anmischen der zwei Komponenten des Primers ist eine Lichtabdeckung und die baldige Verarbeitung angezeigt, da die Aushärtung durch Kontakt der beiden Komponenten beginnt. Eine stärkere Lichteinwirkung ist während der Einwirkzeit von 20 Sekunden zu vermeiden. Anschließend soll der Primer mit einem kräftigen ölfreien Luftstrom getrocknet, Überschüsse mit einer Papierspitze aufgenommen und erneut getrocknet werden. Abschließend erfolgt eine Lichthärtung mit Hilfe einer Polymerisationslampe.

### *Futurabond DC von VOCO*

*Futurabond DC* (VOCO GmbH, Anton-Flettner-Straße 1-3, D-27472 Cuxhaven) ist ein mit Nanopartikeln verstärktes dualhärtendes Self-Etch-Bond zur Herstellung

eines dauerhaften Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und eines licht-, selbst- oder dualhärtendem Füllungs-/ Befestigungsmaterials. Es benötigt keine separate Anätzung der Zahnhartsubstanz. Eine vollständige Trockenlegung der Kavität ist essentiell. *Futurabond DC* besteht aus zwei Komponenten und muss aufgrund des dualhärtenden Verfahrens sofort nach dem Anmischen verarbeitet werden. Das Bonding wird mit einem kleinen Pinsel 20sek lang in die Zahnhartsubstanz einmassiert, mit einem Luftbläser getrocknet und anschließend zehn Sekunden lang mit einem Blaulicht (Halogen oder LED-Licht) polymerisiert.

#### *XP Bond von Dentsply*

*XP Bond (DENTSPLY DETREY GmbH, De-Trey-Straße 1, D-78467 Konstanz)* ist ein universeller, selbstprimender Haftvermittler für die adhäsive Befestigung licht-härtender Füllungsmaterialien auf Komposit-Basis. Eine Reinigung der zu füllenden Kavität und Konditionierung mit Phosphorsäure ist Voraussetzung für die Verwendung von *XP Bond*, das anschließend aufgetragen wird und 20 Sekunden Einwirkdauer braucht. Nach Verblasen von überschüssigem Lösungsmittel werden die benetzten Kavitätenflächen für 10 Sekunden lichtgehärtet.

#### *Multilink Primer A und B von Ivoclar Vivadent*

*Multilink Primer* wird in Kombination mit *Multilink Automix* von *Vivadent* verwendet um die Haftwerte des Zementes zu erhöhen. Dazu wird kurz vor der Anwendung von *Multilink* Zement die im Verhältnis 1:1 gemischten Komponenten des Primers auf die gereinigte Kavität aufgetragen. Da der Primer selbsthärtend ist, muss er nicht vor Licht geschützt werden, sollte allerdings innerhalb von zehn Minuten verarbeitet werden. Eine Einwirkzeit von 30 Sekunden auf Schmelz und 15 Sekunden auf Dentin wird empfohlen, bevor der Primer verblasen wird.

#### *Contax von DMG*

*Contax (DMG Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH, Elbgaustrasse 248, D-22547 Hamburg)* ist ein lichthärtender, selbstätzender und selbstkonditionierender Haftvermittler für Schmelz und Dentin. Primer und Adhäsiv werden für jeweils 20 Sekunden auf Schmelz und Dentin aufgetragen und anschließend nach leichtem Verblasen mit ölfreier Luft für 20 Sekunden lichtgehärtet. Kommt ein Zement zum

Einsatz, der nicht durch Licht gehärtet wird, muss ein spezieller Aktivator mit dem Adhäsiv vermischt werden.

### 3.7.4 Zemente

#### *Clearfil Esthetic Cement von Kuraray*

*Clearfil Esthetic Cement* ist ein dualhärtender Befestigungszement für Keramik-, Composite- und Metall-Restaurationen. Mit sogenannten Try-in Pasten kann die Restauration mit einer Zementfarbe provisorisch eingesetzt und so Farbeffekte der Kombination Zement/Restauration getestet werden. Die Konditionierung der Restauration und Kavität wurde oben erläutert. Mit Hilfe einer Mischkanüle wird der Zement automatisch im richtigen Verhältnis gemischt und kann auf die Kontaktflächen aufgetragen und lichtgehärtet werden. Dabei kann eine Halogen oder LED Lampe zum Einsatz kommen. Überschüsse werden am besten direkt nach initialem Härten des Zementes beispielsweise mit einer zahnärztlichen Sonde abgesprengt. Dem Entstehen einer Sauerstoffinhibitionsschicht kann mit Hilfe eines Oxygard-Gels entgegen gewirkt werden.

#### *Bifix QM von VOCO*

*Voco Bifix QM* ist ein röntgenopakes, dualhärtendes Befestigungssystem von Metall-, Keramik- und Kunststoffrestaurationen. Auch hier können sogenannte Try-in Pasten zur Testung des späteren Ergebnisses verwendet werden. Die Konditionierung der Restauration und Kavität wurde oben erläutert. Mit Hilfe einer Mischkanüle wird *Bifix QM* automatisch im richtigen Verhältnis gemischt, auf die Restauration aufgetragen und anschließend jede Seite der Restauration mindestens 20 Sekunden belichtet (Halogen oder LED). Wie bei jedem Befestigungssystem auf Kunststoffbasis entsteht eine Sauerstoffinhibitionsschicht, die nicht richtig aushärtet. So kann man entweder beim Einsetzen bewusst einen Überschuss auftragen oder man verwendet ein Oxygard Gel um im Endeffekt einen dichten Randschluss zu erhalten.

### *Vitique Esthetic Cementation System von DMG*

*Vitique* ist ein universeller, permanenter Befestigungszement für die ästhetische Befestigung von indirekten Restaurationen aus Komposite, Keramik oder Metall. Die Vorbehandlung der Kavität und Restauration wurde oben erläutert. Die Restauration kann mit sogenannten Try-in Pasten, die in den verschiedenen Farben des späteren Befestigungskomposites vorliegt, einprobiert werden um Farbeffekte in Wechselwirkung zwischen Restauration und Befestigungszement zu testen. Eine Einprobe zerstört die eventuell vorher erzeugte Silanschicht, so dass dieser Schritt unter Umständen wiederholt werden muss. Das Kompositsystem besteht aus den beiden Komponenten Katalysator und Komposit, die mit Hilfe einer Applikations-spritze gemischt und auf die Restauration aufgetragen werden. Nach Platzieren der Restauration unter leichtem Druck können bereits Überschüsse entfernt werden um anschließend die Restauration jeweils 40 Sekunden lang von allen Seiten zu belichteten.

### *RelyX Unicem Aplicap von 3M Espe*

*RelyX Unicem Aplicap* ist ein dualhärtender, selbstadhäsiver Composite-Befestigungszement für indirekte Restaurationen aus Keramik, Composite oder Metall. Ein Bonding oder Konditionierung der Zahnhartsubstanz ist nicht notwendig, der Zement gibt Fluoridionen ab. Während der Vorbehandlung ist jede Kontamination der Restaurationsoberflächen zu vermeiden, die Kavität soll vor Einsetzen gereinigt und getrocknet werden, auf H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> sollte dabei verzichtet werden, da es den Abbindeprozess inhibieren kann. Um die *Aplicap* Kapseln verarbeiten zu können, müssen diese in einen Aktivator eingelegt und aktiviert, anschließend mit einem Hochfrequenz Mischgerät gemischt werden. Der Zement wird mit Hilfe eines Applier sowohl in die Kavität als auch auf die Restauration gegeben. In der Gel-Phase der Abbindung können Überschüsse weggesprengt werden und anschließend der Polymerisationsprozess abgeschlossen werden.

### *Multilink Automix von Ivoclar Vivadent*

*Multilink Automix* ist ein selbsthärtendes Befestigungscomposite mit optionaler Lichthärtung für die adhäsive Befestigung von Metall-, Composite- und Keramik-

Restaurationen. Die optionale Lichthärtung kann bei einer Anwendung von Polymerisationslampen die Abbindezeit verkürzen. Eine Vorbehandlung der Restauration und Kavität mit entsprechendem Silan und Primer sind optional und können die Haftwerte erhöhen. Die Automix Kanülen garantieren ein stets optimales Mischungsverhältnis der Komponenten, die direkt auf die Restauration aufgetragen werden. Sobald Kontakt mit Primer-vorbehandelten Flächen entsteht, wird die Abbindung beschleunigt. Auch bei diesem Composite basierten Befestigungssystem entsteht eine ca. 100µm dicke Inhibitionsschicht, die mit Hilfe eines bei *Vivadent* „*Liquid Strip*“ genannten Gels verhindert werden kann.

### 3.8 Zirkon-Kronen

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Cercon Kronen wurden über die Firma *DeguDent* (*DeguDent GmbH*, Rodenbacher Chaussee 4, D-63457 Hanau-Wolfgang, Deutschland) bezogen. Nach der Modellation der Kronenform mit Hilfe der *cercon art* Software der gleichen Firma erfolgte die Fräsung der Kronen im firmeneigenen Labor in Hanau. Die Kronen blieben unverblendet.

### 3.9 Ansatzpunkt für Zwick Universal-Prüfmaschine

Um der Zwick-Abzugsmaschine bei den späteren Abzugsversuchen einen Angriffspunkt zu geben, wurden V<sub>2</sub>A Schrauben der Größe M5 auf die zementierten Stümpfe mit Hilfe von PMMA Kunststoff aufpolymerisiert. Da auch hier eine achsgerechte Ausrichtung der Schrauben essentiell war, wurde eine Konstruktion gemäß Zeichnung (Abb. 4) angefertigt. Sie ermöglichte über eine Überwurfmutter die rechtwinklige Fixation der Schraube über der Cercon-Krone, auf der sie aufpolymerisiert wurde. Durch den anmodellierten zirkulären Wulst hatte der PMMA Kunststoff, der die Schraube fixierte, ausreichend Retention. Um ein Verkleben von Schrauben-Fixationskunststoff und dem Probenkörper-Kunststoff zu vermeiden, wurde ein Plastik Röhrchen mit einer kaudalen Wachsabdämmung als Formgeber verwendet.



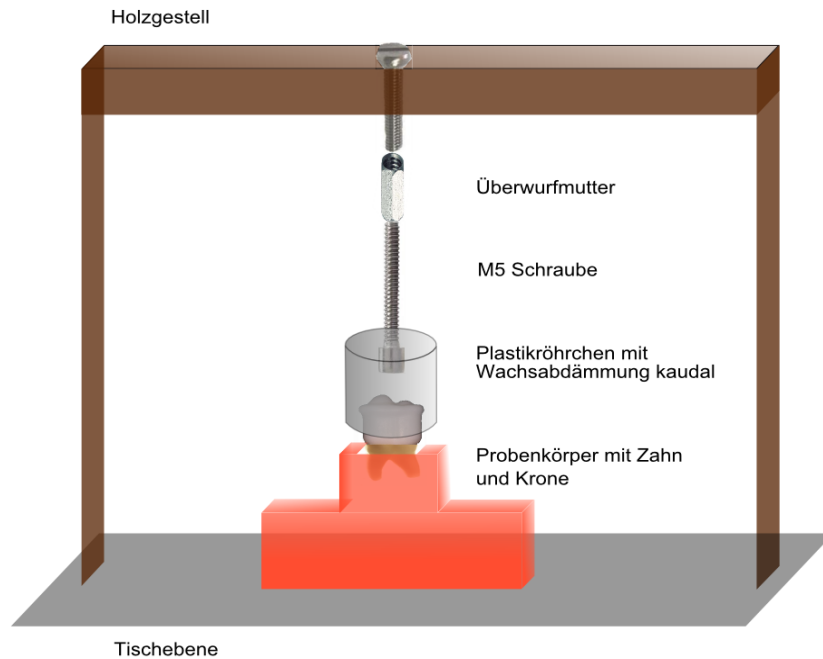


Abb. 4: Schemazeichnung des Gestells zur Aufpolymerisation von V<sub>2</sub>A M5 Schrauben auf die zementierten Cercon Kronen.

### 3.10 Abzugsversuche

Die *Zwick Universal-Abzugsmaschine* (*Zwick GmbH & Co. KG*, August-Nagel-Straße 11, D-89079 Ulm) dient der statischen Materialprüfung für Zug-, Druck- und Biegeprüfungen an Werkstoffproben, Bauteilen und Komponenten.

Für die vorliegende Aufgabe wurde die Maschine an der unteren Basis mit einer Aufnahmeplatte aus Aluminium für die Prüfkörper aus PMMA Kunststoff versehen. Die obere Basis wurde zur Aufnahme zweier Stahlseilenden vorbereitet. An diesem Stahlseil wurde eine Öse mit einem M5 Gewinde eingehängt. Diese Öse konnte man über eine Überwurfmutter mit der Stahlschraube, die auf die Cerconkronen aufpolymerisiert war, verbinden und somit einen Kraftschluss erreichen. Ein Ausrichten der Prüfkörper zum Zentrum der Zwick-Zugachse konnte durch ein Annähern der Zwick Basen bis auf wenige Millimeter erreicht werden. Das Seil ermöglichte einen achsgerechten Zug an den Prüfkörpern, der schließlich zur Dezementation führte.

*Zu den Einstelldaten der Maschine:*

Zum Vorspannen des Seils wurde mit Hilfe der Funktion "Vorkraft" der *Zwick-Maschine* mit einer Geschwindigkeit von 50mm/min bis zu einem Zug von 20N gezogen. Ab Erreichen dieses Wertes begann der Abzugsversuch mit einer Prüfungsgeschwindigkeit von 5mm/min bis zur Dezementation. Die Kraft die zum Abheben der Krone nötig war wurde in der *Zwick-Software „TestXPert II“* gespeichert und ein Kurvenverlauf graphisch dargestellt, wie in Abb. 5 zu erkennen.

Um die Abzugskräfte der einzelnen Kronen auf den von ihrer Morphologie sehr unterschiedlichen Zähnen in Relation zueinander setzen zu können, wurden mit Hilfe der Firma *DeguDent* die Oberflächen der Stümpfe berechnet.

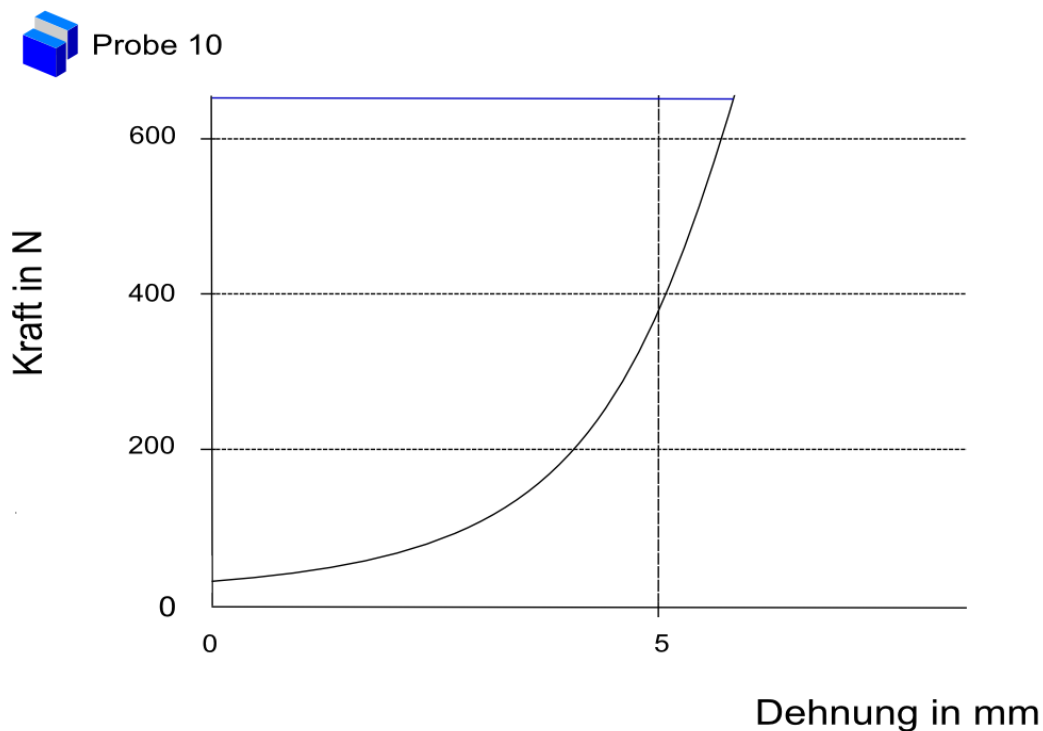


Abb. 5: Diagramm der *Zwick/Roell Software TestXPert II* nach Abzugsversuch von Probenkörper 10 mit der *Zwick Universal Prüfmaschine*.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Abzugsversuche

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Abzugsversuche aufgelistet und einander gegenübergestellt. Zur Übersicht dient Tabelle 2 mit der vollständigen deskriptiven Statistik. Die Detailbeschreibung der Versuchsgruppen folgt im weiteren Verlauf, angegeben werden jeweils Mittelwert, Medianwert sowie Minimum und Maximum.

	Clearfil	Clearfil/ZP	Bifix	Bifix/MF	Multilink	Multilink/ZP	Vitique	Vitique/MX	RelyX	RelyX/CP
Number of values	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Minimum	1,084	1,412	1,267	0,8645	0,6184	0,9843	1,282	1,058	1,193	0,8434
25% Percentile										
Median	1,583	1,998	1,730	1,005	1,546	2,358	1,523	1,391	3,304	1,456
75% Percentile										
Maximum	2,197	3,646	2,431	1,541	2,836	4,086	2,202	1,774	3,863	2,736
Mean	1,690	2,401	1,732	1,155	1,528	2,587	1,610	1,467	2,691	1,614
Interquart Distance	0,891	1,601	0,886	0,6403	1,3993	2,078	0,487	0,56	2,506	1,112
Std. Deviation	0,4691	0,8901	0,4786	0,3317	0,8358	1,170	0,3474	0,3019	1,301	0,6984

Tab. 2: vollständige deskriptive Statistik der Ergebnisse der Abzugsversuche aller verwendeten Zemente in [N/mm<sup>2</sup>]. Der Kürzel-Zusatz in der zweiten Spalte des jeweiligen Zementes steht für den verwendeten Primer.

### 4.1.1 Gruppe 1

#### -Clearfil Esthetic Cement von Kuraray Dental

Bei den Abzugsversuchen der mit *Clearfil Esthetic Cement* befestigten Zirkonkronen ohne Primer (n=5) ergab sich ein Mittelwert von 1,69 N/mm<sup>2</sup>, bei einem Maximum von 2,197 N/mm<sup>2</sup> und einem Minimum von 1,084 N/mm<sup>2</sup>, dabei lag der Median bei 1,583 N/mm<sup>2</sup> und die Standardabweichung bei 0,4691 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 3).

<i>Clearfil Esthetic Cement ohne Clearfil Zirkonia Primer</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,69	1,583	1,084	2,197	0,4691

Tab. 3: Deskriptive Statistik der Ergebnisse des Abzugsversuchs der mit *Clearfil Esthetic Cement* geklebten Kronen ohne *Zirkonia Primer*.

Die Verwendung von *Zirkonia Primer* vor der Befestigung der Zirkon Kronen mit *Clearfil Esthetic Cement* (n=5) ergab einen Mittelwert von 2,40 N/mm<sup>2</sup>, dabei lag der Median bei 1,998 N/mm<sup>2</sup>. Das Minimum lag bei 1,412 N/mm<sup>2</sup>, der maximale Wert war 3,646 N/mm<sup>2</sup> bei einer Standardabweichung von 0,8901 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 4).

<i>Clearfil Esthetic Cement mit Clearfil Zirkonia Primer</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
2,40	1,998	1,412	3,646	0,8901

Tab. 4: Deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugsversuchs der mit *Clearfil Esthetic Cement* geklebten Kronen mit *Zirkonia Primer*.

### 4.1.2 Gruppe 2

#### -Bifix QM von VOCO

Die fünf Abzugsversuche der mit *Bifix QM* befestigten Kronen ohne Silanisierung ergaben einen Median von 1,730 N/mm<sup>2</sup> bei einer Standardabweichung von 0,4786

N/mm<sup>2</sup>. Das Maximum lag dabei bei 2,431 N/mm<sup>2</sup>, der minimale Wert bei 1,267 N/mm<sup>2</sup>, woraus sich ein Mittelwert von 1,732 N/mm<sup>2</sup> ergibt (siehe Tabelle 5).

<i>Bifix QM ohne Monobond S</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,732	1,730	1,267	2,431	0,4786

Tab. 5: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugversuchs der mit *Bifix QM* geklebten Kronen ohne *Monobond S*.

Bei den Abzugsversuchen der fünf mit *Monobond S* vorbehandelten Kronen konnte ein Maximum von 1,541 N/mm<sup>2</sup> ein Minimum von 0,8645 N/mm<sup>2</sup> gemessen werden. Daraus ergibt sich ein Mittelwert von 1,155 N/mm<sup>2</sup>, der Median lag bei 1,005 N/mm<sup>2</sup> die Standardabweichung bei 0,3317 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 6).

<i>Bifix QM mit Monobond S</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,155	1,005	0,8645	1,541	0,3317

Tab 6: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugversuchs der mit *Bifix QM* geklebten Kronen mit *Monobond S* Vorbehandlung.

### 4.1.3 Gruppe 3

*-Multilink Automix von Vivadent*

Für die fünf Abzugsversuche der ohne Vorbehandlung mit *Multilink Automix* geklebten Zirkon Kronen konnte ein Mittelwert von 1,528 N/mm<sup>2</sup> und eine Standardabweichung von 0,8358 N/mm<sup>2</sup> ermittelt werden, dabei lag das Maximum bei 2,836 N/mm<sup>2</sup>, es wurde ein Minimum von 0,6184 N/mm<sup>2</sup> gemessen. Der Median lag bei 1,546 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 7).

<i>Multilink Automix ohne Metal/Zirkonia Primer</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,528	1,546	0,6184	2,836	0,8358

Tab. 7: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugversuchs der mit *Multilink Automix* geklebten Kronen ohne *Metal/Zirkonia Primer*.

Nach Vorbehandlung von Zirkon-Kronen (n=5) mit dem *Zirkonia Primer* wurde ein Maximum von 4,086 N/mm<sup>2</sup> gemessen, die minimale Abzugskraft lag bei 0,9843 N/mm<sup>2</sup>, daraus lässt sich ein Mittelwert von 2,587 N/mm<sup>2</sup> errechnen, der Median liegt bei 2,358 N/mm<sup>2</sup> und die Standardabweichung bei 1,170 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 8).

<i>Multilink Automix mit Metal/Zirkonia Primer</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
2,587	2,358	0,9843	4,086	1,170

Tab. 8: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugversuchs der mit *Multilink Automix* geklebten Kronen nach vorheriger Silanisierung mit *Metal/Zirkonia Primer*.

#### 4.1.4 Gruppe 4

##### *-Vitique von DMG*

Bei den Abzugversuchen der mit *Vitique* geklebten Kronen (n=5) ohne Vorbehandlung mit Silan wurde aus dem Minimum 1,282 N/mm<sup>2</sup> und dem Maximum 2,202 N/mm<sup>2</sup> ein Mittelwert von 1,610 N/mm<sup>2</sup> ermittelt. Die Standardabweichung lag bei 0,3474 N/mm<sup>2</sup> und der Median lag bei 1,523 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 9).

<i>Vitique ohne Monobond S</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum N/mm <sup>2</sup>	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,610	1,523	1,282	2,202	0,3474

Tab. 9: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugsversuchs der mit *Vitique* geklebten Kronen ohne *Monobond S* Vorbehandlung.

Die fünf mit Silan konditionierten Kronen führten nach den Abzugsversuchen zu einem Maximum von 1,774 N/mm<sup>2</sup>, einem Minimum von 1,058 N/mm<sup>2</sup> und einem Mittelwert von 1,467 N/mm<sup>2</sup> mit einer Standardabweichung von 0,3019 N/mm<sup>2</sup>. Dabei lag der Median bei 1,391 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 10).

<i>Vitique mit Monobond S</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,467	1,391	1,058	1,774	0,3019

Tab. 10: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugsversuchs der mit *Vitique* geklebten Kronen nach Vorbehandlung mit *Monobond S*.

#### 4.1.5 Gruppe 5

-*RelyX Unicem Aplicap* von 3M Espe

Bei den Abzugsversuchen der mit *RelyX Unicem* geklebten Kronen (n=5), die nicht mit einer Silanisierung vorbehandelt wurden, konnte ein Mittelwert von 2,691 N/mm<sup>2</sup> aus dem Maximum 3,863 N/mm<sup>2</sup> und dem Minimum 1,193 N/mm<sup>2</sup> ermittelt werden. Der Median lag dabei bei 3,304 N/mm<sup>2</sup> bei einer Standardabweichung von 1,301 N/mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 11).

<i>RelyX Unicem Aplicap ohne Ceramic Primer</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
2,691	3,304	1,193	3,863	1,301

Tab. 11: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugsversuchs der mit *RelyX Unicem* geklebten Kronen ohne Vorbehandlung mit *Ceramic Primer*.

Eine Silanisierung der Kroneninnenflächen ergab einen Median von 1,456 N/mm<sup>2</sup> bei einem Mittelwert von 1,614 N/mm<sup>2</sup>. Es wurde ein Maximum von 2,736 N/mm<sup>2</sup> und ein Minimum von 0,8434 N/mm<sup>2</sup> mit einer Standardabweichung von 0,6984 N/mm<sup>2</sup> gemessen (siehe Tabelle 12).

<i>RelyX Unicem Aplicap mit Ceramic Primer</i>				
Mittelwert [N/mm <sup>2</sup> ]	Median [N/mm <sup>2</sup> ]	Minimum [N/mm <sup>2</sup> ]	Maximum [N/mm <sup>2</sup> ]	Standardabweichung [N/mm <sup>2</sup> ]
1,614	1,456	0,8434	2,736	0,6984

Tab. 12: deskriptive Statistik der ermittelten Werte des Abzugversuchs der mit *RelyX Unicem* geklebten Kronen nach Vorbehandlung mit *3M Espe Ceramic Primer*.



#### 4.2 Vergleichende Darstellung der Gruppen

Die Boxplotdiagramme in Abbildung 6 zeigen eine vergleichende Darstellung der Abzugskräfte in N/mm<sup>2</sup> für die 10 Gruppen, erstellt mit dem Programm *Prism 4.0*, (GraphPad Software, Inc., 2236 Avenida de la Playa La Jolla, CA 92037 USA). Das erste Diagramm eines Zementes zeigt die Abzugskräfte ohne vorhergehende Silanisierung, der Kürzelzusatz zum zweiten Abzugsversuch des Zementes steht für den entsprechenden Keramik Primer. Die Sternchen unter den Boxplotdiagrammen sollen eine statistische Signifikanz von  $p \leq 0,05$  in den Werten kennzeichnen, die in Tabelle 15 hervorgehoben sind.

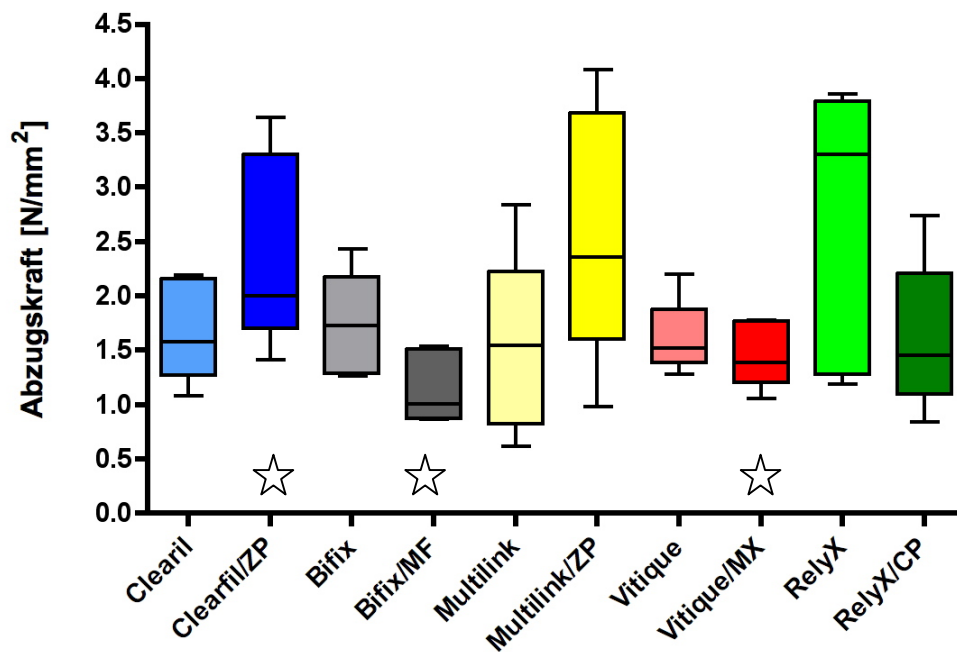


Abb. 6: Vergleichende Darstellung der Abzugskräfte für die untersuchten Zemente. Es ergibt sich eine statistische Signifikanz von  $p \leq 0,05$  in den mit einem Stern gekennzeichneten p-Werten beim Vergleich von *Clearfil Esthetic Cement / Zirkonia Primer* und *Bifix / Monobond S* ( $p=0,031$ ) sowie in den p-Werten von *Clearfil Esthetic Cement / Zirkonia Primer* und *Vitique / Silane* ( $p=0,031$ ).

Die in Abbildung 7 dargestellten Boxplot-Diagramme, ebenfalls mit dem Programm *Prism 4.0* erstellt, zeigen die Verteilung der Klebeflächen auf die verschiedenen Gruppen. Durch eine randomisierte Aufteilung der Zähne auf die Versuchs-Gruppen sollte ein morphologisch bedingter Einfluss auf das Ergebnis ausgeschlossen werden.

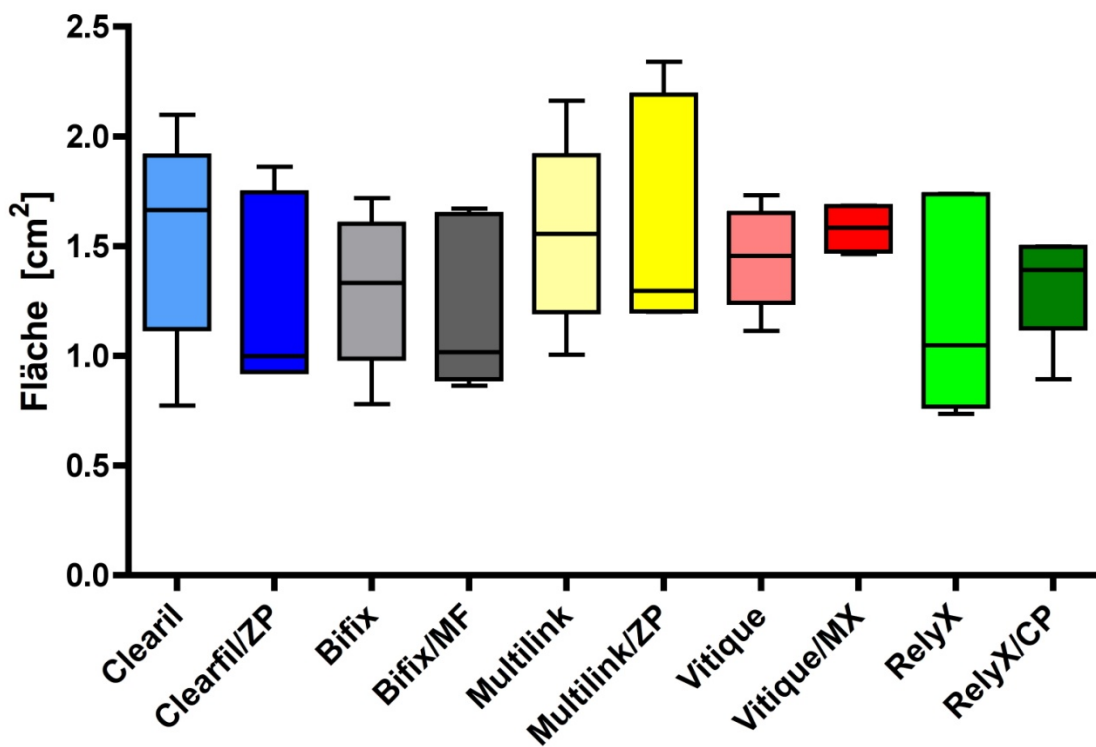


Abb. 7: vergleichende Darstellung der Oberflächenverteilung auf die Versuchsgruppen. Es wurde versucht, durch eine randomisierte Aufteilung auf die Gruppen einen morphologisch bedingten Einfluss bei den Abzugsversuchen zu vermeiden. Es ergibt sich keine statistische Signifikanz in den Werten.

### 4.3 Statistische Auswertung

Es lässt sich feststellen, dass die mittleren Quartile bei *Clearfil Esthetic Cement*, *Relyx* und *Multilink Automix* deutlich ausgedehnter waren im Vergleich zu *Bifix QM* und *Vitique*. Insgesamt wurde versucht, durch eine randomisierte Zuteilung der Teststümpfe auf die Gruppen einen morphologisch bedingten Einfluss auf die Abzugskräfte zu vermeiden.

Der Mann-Witney-U-Test ergab beim Vergleich der Mediane der nicht vorbehandelten Stümpfe untereinander keine statistische Signifikanz in den p-Werten, wie in Tabelle 13 dargestellt. Analog dazu ergibt ein Vergleich der Mediane zwischen den p-Werten der nicht-silanisierten Stümpfe gegenüber denen mit Silanisierung nach dem Mann-Witney-U-Test ebenfalls keine statistische Signifikanz (Tabelle 14).

Im Gegensatz dazu ergab der Mann-Witney-U-Test zum Vergleich der silanisierten Stümpfe eine statistische Signifikanz von  $p \leq 0,05$  in zwei Werten. Der p-Wert von *Clearfil Esthetic Zement* mit entsprechendem Silan und *Bifix QM mit Silan* liegt bei 0,031, identisch mit dem p-Wert von *Clearfil Esthetic Zement mit Silan* und *Vitique mit Silan*, wie in Tabelle 15 dargestellt und in Abb. 6 durch Sternchen hervorgehoben.

	CK	BV	MV	VD
BV	1.000	-	-	-
MV	0.690	0.547	-	-
VD	1.000	0.841	1.000	-
RX	0.420	0.420	0.222	0.547

Tab. 13: deskriptive Statistik der p-Werte zum Vergleich der nicht mit einem Silan vorbehandelten Kronen untereinander nach Mann-Witney-U-Test. Die Werte zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede.

CK / CKZP	BV / BVMF	MV / MVZP	VD / VDMX	RX / RXZP
0.4206	0.0952	0.2222	0.6905	0.3095

Tab. 14: deskriptive Statistik der p-Werte zum Vergleich der nicht vorbehandelten gegenüber den vorbehandelten Gruppen nach dem Mann-Witney-U-Test. Die Werte zeigen keine statistische Signifikanz.

	CKZP	BVMF	MVZP	VDMX
BVMF	<b>0.031</b>	-	-	-
MVZP	0.690	0.055	-	-
VDMX	<b>0.031</b>	0.222	0.150	-
RXZP	0.150	0.547	0.222	1.000

Tab. 15: deskriptive Statistik der p-Werte zum Vergleich der mit Silan vorbehandelten Kronen untereinander nach Mann-Witney-U-Test. Es zeigt sich in den hervorgehobenen Werten eine statistische Signifikanz von  $p \leq 0.05$ .

## **5 Diskussion**

### *5.1 Klinische Relevanz*

Vor dem Einsatz in der zahnärztlichen Praxis müssen dentale Werkstoffe auf ihre Eignung hin in Laborversuchen getestet werden. Sie sind in ihren Ausprägungen, entsprechend den angedachten späteren Verwendungszwecken des Materials, Zug- Druck- und Biegebeanspruchungen um biomechanische Eigenschaften des zahnmedizinischen Werkstoffes festzustellen. Für in-vitro Untersuchungen unterliegen diese Tests DIN- und ISO-Normen (Finger, 1985).

Um die klinische Relevanz und Wirkung abzuschätzen und eventuelle Schwachstellen aufzudecken, werden die Ergebnisse anderen Studien kritisch gegenüber gestellt.

Die Simulation in in-vitro Untersuchungen bleibt, bei allem Bemühen sich den Verhältnissen der Mundhöhle anzunähern, nur ein Modell (Gale und Darvell, 1999), ist jedoch in Hinblick auf Minimierung von Risiken unverzichtbar. Allerdings können einzig klinische Langzeitstudien letztendlich über den Erfolg oder Misserfolg von Materialien entscheiden.

### *5.2 Zahnmaterial*

Ein Problem jeder Studie, die auf der Basis extrahierter humaner Zähne arbeitet, ist die naturgemäße Variation der Zähne in Bezug auf Alter, Kalzifizierungsgrad, Wassergehalt und eventuelle Vorschädigung. Signifikanzableitungen und Reproduzierbarkeit werden somit erschwert (Heydecke et al., 1999).

Als Lagerungsmedium wurde physiologische Kochsalzlösung mit einem 0,1%igen Zusatz an Natriumcitrat gewählt, da eine Keimbesiedelung beziehungsweise Vermehrung nie ganz ausgeschlossen werden kann (Kirchoff, 1978; Nergiz et al., 2002). Die Lagerung erfolgte bei Raumtemperatur. Dabei nimmt das Lagermedium keinen Einfluss auf die Haltekraft zwischen Dentin und Kunststoff (Haller et al., 1993).

Es gibt viele Untersuchungen die sich mit der Retention von Kronen in Abhängigkeit von der Retentionsfläche beschäftigen. Alle kommen zu dem Ergebnis, dass die Stumpfhöhe einen entscheidenden Einfluss hat (Mendelin, 2003). So wurde auch in

dieser Untersuchung darauf geachtet, dass die Präparationsform der klinischer Situationen vergleichbar bleibt, bei gleichzeitiger Inkaufnahme einer aufwändigen Oberflächenberechnung der Kroneninnenflächen.

Viele in-vitro Studien zur Keramik-Retention (Della Bona und van Noort, 1995; Kern et al., 1998; Sadoun und Asmussen, 1994) verwenden eine feine, ebene, polierte Keramikoberfläche um eine standardisierte Oberflächenbeschaffenheit zu garantieren. Doch ein solcher Versuchsaufbau kann keine klinischen Konditionen widerspiegeln (Johnson et al., 2004 und 1998). So wurden bewusst zeitnah extrahierte humane Zähne verwendet und ein axialer Abzugsaufbau vorbereitet.

Der Präparationswinkel von  $4^\circ$  könnte einen Einfluss auf die Abzugsversuche gehabt haben (Ernst et al., 2005), da ein Konvergenz-Winkel von unter  $10^\circ$  die Abzugskraft unabhängig vom Zement erhöhen könnte (Jørgensen, 1955; Kaufman et al., 1961). Der gewählte Winkel stellte einen Kompromiss dar, der einerseits klinischen Bezug berücksichtigt und auf der anderen Seite einen retentiven Effekt über die Einschubpassung der Zirkonkrone auf den Stumpf ausschließen sollte.

### *5.3 Zemente*

Aufgrund der hochfesten Struktur des Zirkonoxids ergibt sich neben der adhäsiven Zementierung die Möglichkeit der konventionellen Befestigung der Restauration bei entsprechend retentiver Präparation (Blatz et al., 2004). Allerdings hat die Kompositklebung mehrere entscheidende Vorteile gegenüber Glasionomer- und Phosphatzementen: Der Verbund und die Retention der Restauration mit dem Stumpf sind besser, die marginale Adaptation wird durch einen geringeren Randspalt verbessert und die Bruchfestigkeit der Restauration und des Pfeilerzahns nehmen zu (Blatz et al., 2002 und 2004; Kern und Thompson, 1996).

Rein chemisch härtende (selbsthärtende) Zemente haben den Nachteil, dass nach dem Anmischen wenig Einfluss auf die Aushärtungszeit genommen werden kann. Ein entscheidender Vorteil ist sicherlich eine sichere, vollständige Polymerisation auch in tieferen Kavitäten. Dualhärtende Zemente sind in ihrer Handhabung komfortabler, da über die zusätzliche Lichtpolymerisation die Abbinde-Reaktion gesteuert werden kann (Cavel et al., 1988; Tezvergil-Mutluay, 2007). Durch die Opazität von Zirkonkeramiken ist eine Lichtpolymerisation bis in die tiefsten

Schichten nicht immer gewährleistet. So sollten diese Zemente auch ohne Lichteinwirkung in der Lage sein vollständig auszuhärten. Eine Studie von Ernst et al. erzielte ohne zusätzliche Lichtpolymerisation hohe Retentionswerte bei Verwendung von dualhärtenden Zementen (Ernst et al., 2008).

#### 5.4 Kronen

Die Verwendung von Keramikronen in einer Studie mit standardisierten Abzugsversuchen limitiert die Auswahl auf dichtgesinterte Keramiken wie Aluminium- oder Zirkonoxid-Keramiken. Sie sind als einzige nichtmetallische Kronengerüste aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften in der Lage, solchen Belastungen standzuhalten (Ernst CP et al., 2005 und 2007; Guazzato et al., 2004; Luthardt et al., 2002; Quinn et al., 2003).

Die Verwendung von Kronen zur Testung von Zementen anstatt Inlays oder Inserts wurde aufgrund einer erfahrungsgemäß geringeren Standardabweichung gewählt (Schafhausen, 2007). Allerdings erforderte die Verwendung von Kronen eine aufwändige Vorbereitung der Wurzeln, da aufgrund der höheren Haftfläche ein größeres Abzugsmoment gegenüber Inserts entsteht (Schafhausen, 2007). Während den Abzugsversuchen sind Wurzelfrakturen vor der Dezementierung aufgetreten. Die Retentionskraft moderner Zemente ist so potent, dass sie die Widerstandskraft des natürlichen Materials übersteigt.

Das Problem der Oberflächenberechnung von individuellen Kronen konnte über die Software des *cercon* Systems gelöst werden, über die mit Hilfe der Scanner-Daten eine exakte Bestimmung möglich war.

#### 5.5 Retention

Die in der vorliegenden Arbeit untersuchte Retention von Zirkonoxid-Kronen wirft die Frage nach den Einflussfaktoren auf die Retention auf, die maßgeblich in den Parametern Retentionsfläche, Konvergenzwinkel und Befestigungszement liegen (El-Mowafy, 1996; Olio, 1978). Die Retentionsfläche der präparierten Stümpfe wurde in

dieser Studie möglichst praxisbezogen gestaltet und, den Ergebnissen vieler Studien Rechnung tragend, möglichst groß belassen um die Retention zu erhöhen. *EI Mowafy* fand heraus, dass eine Vergrößerung des Präparationswinkels von  $12^\circ$  auf  $35^\circ$  keinen Einfluss auf die Retention von Kunststoffzementen hat (EI Mowafy, 1996). Der in der vorliegenden Studie angelegte Konvergenzwinkel von  $8^\circ$  stellte wie oben bereits beschrieben einen Kompromiss zwischen klinischem Bezug und Ausschluss von friktiven Einflüssen auf die Abzugskraft dar, so dass das Augenmerk der Retention auf den Eigenschaften der Zemente und Vorbehandlung Derselben lag. Weiterhin hängt die Retention nicht nur von der absoluten Oberfläche ab, sondern auch von der Rauigkeit, erzeugt durch den Präparationsdiamanten. So wurde in dieser Studie ein Rotring Diamant (*Fa. Komet*) zum Finieren verwendet, der ebenfalls zusätzliche friktive Einflüsse durch zu große Oberflächenrauigkeit verhindern sollte.

Da Zähne in ihrer Morphologie und Struktur naturgemäß Variationen unterliegen, kommen weitere Faktoren hinzu, die die Retention beeinflussen können. Nach dem Schleifvorgang kann die Präparationsfläche in unterschiedlichem Maße Schmelz- und Dentinanteile aufweisen. Der Schmelz besitzt verschiedene Schmelztypen, die einen differenten Halt zu chemisch haftenden Befestigungszementen zeigen. Auch das Dentin kann durch physiologische und pathologische Prozesse einen erhöhten Sklerosierungsgrad aufweisen, sowie durch inaktive und aktive kariöse Prozesse verändert sein, die ebenfalls den Haftverbund zu chemisch haftenden Zementen beeinflussen können (Ergin, 2002; Hickel, 2001).

### *5.6 Diskussion der Ergebnisse*

Die Abzugsversuche der Kronen im Vergleich zwischen silanisierten und nicht-silanisierten Kroneninnenflächen zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede in den gemessenen Abzugswerten. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Derant et al. (2005).

Bei Betrachtung der Bruchfläche zeigte sich, dass sich der Zement nur in 32% der Fälle überwiegend auf dem Stumpf befand, in fast 2/3 der Fälle verblieb der Zement in der Krone. Dies spricht für einen guten Verbund zwischen den Zirkonkronen und den Kompositen, der in den meisten Fällen höher war, als der Verbund



Dentinadhäsiv/Komposit. Bei alleiniger Betrachtung der silanisierten Kronen fällt das Verhältnis beim Verbleib des Zementes von Stumpf zu Kronen mit 44% / 56% nicht so eindeutig aus im Gegensatz zu den nicht-silanisierten Kronen mit 32% / 68%. Auch innerhalb eines Zementes gab es kein eindeutiges Ergebnis. Ein Vergleich der Ergebnisse anderer Autoren ergeben ähnlich uneinheitliche Aussagen (Atsu et al., 2006; Blatz et al., 2003; Palacios et al., 2006), die in den variablen Faktoren Dentinrestfeuchtigkeit sowie Umgebungstemperatur und -feuchtigkeit begründet sein könnten.

In der Studie zeigte sich bei zwei von fünf Zementen (*Clearfil Esthetic Cement*  $\sim 2,0 \text{ N/mm}^2$  und *Multilink Automix*  $\sim 2,3 \text{ N/mm}^2$ ) ein höherer Medianwert nach Silanisierung gegenüber nicht-silanisierten Kronen.

*Multilink* rangiert damit an der Spitze der Abzugskräfte silanisierter Zahnstümpfe und hebt sich von den anderen Zementen ab, ein Resultat, dass Nothdurft et al. (2008) ebenfalls erzielten. *RelyX Unicem Aplicap* ohne Silan erreicht mit einem Wert von  $\sim 3,3 \text{ N/mm}^2$  den höchsten Medianwert dieser Studie, der mit dem Ergebnis von Ernst C.P. et al., (2005) mit  $3,6 \text{ N/mm}^2$  vergleichbar ist. Auffällig ist ein großer Interquartilabstand, der für eine weite Streuung der Abzugsergebnisse steht, so dass hohen Abzugswerten auch sehr niedrige Trennwerte entgegenstehen. Allerdings liegt das Ergebnis von *RelyX Unicem* mit Silan (Median  $\sim 1,5 \text{ N/mm}^2$ ) nur im Mittelfeld, ebenso wie das von *Vitique* mit Silan bei  $\sim 1,4 \text{ N/mm}^2$ , die damit beide unter den Ergebnissen ohne vorhergehende Silanisierung bleiben. *Vitique* hingegen zeigt im Vergleich der fünf Zemente jeweils die geringsten Interquartilabstände, sowohl ohne als auch nach vorhergehender Silanisierung der Probenstümpfe. Bei dem Kompositkleber *Bifix QM* sind die Abzugskräfte ohne vorhergehende Silanisierung mit  $\sim 1,7 \text{ N/mm}^2$  ebenfalls über denen nach Konditionierung der Keramik ( $\sim 1,0 \text{ N/mm}^2$ ). Ergebnisse, die *Bifix* in dieser Studie den anderen Zementen deutlich unterlegen macht und die Annahme nahelegt, dass der chemische Verbund zwischen dem Bis-GMA Komposit und der Zirkonoxid-Keramik nur unzureichend ist, wie auch in einer Arbeit von Ciftcioglu (2008) festgestellt wurde. Dies unterstreicht auch die statistische Signifikanz im Mann-Witney-U Test zum Vergleich der Zemente nach vorhergehender Silanisierung der Kronen. Ein Grund kann in der fehlenden reaktiven Phosphatgruppe des Bis-GMA-Kompositklebers *Bifix* liegen, die eine hohe Affinität zu dem Metalloxid Yttriumdioxid hat, das der Zirkonkeramik zugefügt wird um diese zu stabilisieren (Blatz et al., 2004). Erst in einem Metal/Zirkonia Primer ist

ein solches adhäsives Phosphatmonomer enthalten, das den chemisch-adhäsiven Verbund zu Zirkon-Materialien verbessern soll.

Anmisch-Fehler, die zu einer unzureichenden Vermischung führen könnten, oder Dosierungsungenauigkeiten von Katalysator und Basis-Paste sind aufgrund der vom Hersteller beigefügten Mischkanülen, im Übrigen wie bei allen verwendeten Zementen, ausgeschlossen.

Dies führt zu der Vermutung, dass eine unvollständige Polymerisation in der Dunkelhärtung zu den schlechten Abzugswerten geführt hat.

In der Literatur ist es schwierig einen vergleichbaren Versuchsaufbau zu finden, oftmals sind Variablen wie Verzicht auf humanes Zahnmaterial, Thermocycling oder abweichende Oberflächenbehandlung der Zirkonoxid-Keramik verändert und lassen nur einen vagen Vergleich zu, der einen Anhaltspunkt geben kann.

## **6 Schlussfolgerung**

Die ermittelten Abzugskräfte unter Einfluss spezieller Zirconia-Primer geben kein einheitliches Bild ab. Während einige Präparate die Retention der Kronen erhöhen konnten, wurde die Haftkraft anderer Zemente durch den Einfluss der Primer verringert. Diese Inhomogenität der Ergebnisse lässt darauf schließen, dass man von einer generellen Verwendung der Primer zurzeit absehen sollte, zumal die Haftwerte aller verwendeten Zemente ohne Primer mindestens akzeptable Größen erreichen. Weitere Untersuchungen müssen die Ursachen der unterschiedlichen Ergebnisse ergründen, bevor eine abschließende Bewertung der Primer vorgenommen werden kann.

## 7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Retention von CAD/CAM gefertigten Zirkonoxid-Kronen auf humanen Prämolaren und Molaren nach unterschiedlicher Vorbehandlung zu testen. Dazu wurden die Zirkonoxid-Kronen teilweise, den Versuchsgruppen entsprechend, mit speziellen Zirkonia Primern konditioniert. Die zeitnah extrahierten Zähne wurden standardisiert mit einem Konuswinkel von 4° präpariert und nach Schaffung weiterer Retentionen in den Wurzeln in einen PMMA-Kunststoffblock einpolymerisiert. Dieser Block erlaubte auf Grund seiner T-förmigen Gestalt ein Einspannen in die *Zwick Universal Prüfmaschine*. Auf der Kronenseite wurde mit Hilfe einer auf das Zirkon aufpolymerisierten M5 Schraube und einer Seilaufhängung ein Kraftschluss hergestellt, der den Abzugsversuch und die Aufzeichnung der Daten ermöglichte. Die Seilaufhängung erlaubte eine optimale Ausrichtung des Prüfkörpers in der Längsachse und reduzierte Scher- und Kippmomente.

Es kamen fünf verschiedene Zemente mit den entsprechenden Zirkon Primern zum Einsatz: *Kuraray Clearfil Esthetic Cement* mit *Clearfil Zirkonia Primer*, *Voco Bifix QM* mit *Monobond S*, *Vivadent Multilink Automix* mit *Metal/Zirkonia Primer*, *DMG Vitique* mit *Silane* und *3M Espe RelyX Unicem Aplicap* mit *3M Espe Ceramic Primer*.

Die Ergebnisse zeigen kein einheitliches Bild und können keine Empfehlung für die Verwendung von Zirkonia Primern sein. Es wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Abzugswerten der Kronen ohne vorhergehende Silanisierung und den Kronen mit Silanisierung festgestellt. Die Abzugswerte der einzelnen Zemente variierten stark. *RelyX Unicem* von *3M Espe* erzielte die höchsten Haftwerte, gefolgt von *Multilink Automix* der Firma *Vivadent* mit *Metal/Zirkonia Primer*. Zirkon Kronen, die mit *Bifix QM* mit Keramik Primer befestigt wurden, benötigten die geringsten vertikalen Abzugskräfte um dezementiert zu werden.

Der Test nach Mann-Witney-U zeigte lediglich in den p-Werten von *Clearfil Esthetic Cement* zu *Bifix QM* und zu *Vitique*, welche die Mediane der silanisierten Zemente vergleichen, eine statistische Signifikanz von jeweils  $p=0.031$ .

Eingehendere Untersuchungen werden Gründe für diese Differenzen zeigen müssen, bevor eine endgültige Beurteilung der Zemente und Primer abgegeben werden kann.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia enosseus implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599–604
2. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater* 2001; 17: 260–267
3. Bieniek KW , Küpper H, Richter EJ. Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Passform von Dicor-Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989; 44: 783–784
4. Bieniek KW , Marx R. Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. *Quintessenz*. 1993; 44: 529–542, 689–697
5. Blatz MB, Avishai S, Kern M. Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestorationen. *Quintessenz* 2004; 55: 33 – 41
6. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849–853
7. Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier WW, Blankenau RJ. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence Int* 1988; 19: 257–262
8. Ciftcioglu C. Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von Zirkoniumoxid mit verschiedenen Kompositklebern, eine in-vitro Studie. *Diss ZbMed* 2008
9. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371–376

10. Craig RG, Powers KM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe, Eigenschaften und Verarbeitung. München: Elsevier GmbH, 2006: 138
11. Della Bona A, van Noort R. Shear versus tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res 1995; 74: 1591-1596
12. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements, Effects of preparation taper and high. J Prosthet Dent 1996; 76: 524-529
13. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble copings. J Prosthet Dent 2002; 88: 491-497
14. Ernst CP, Blum C, Schattenberg A, Stender E, Willershausen B. In-vitro-Retentionskräfte bei selbstadhäsiver Befestigung von Zirkonoxid-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 2008; 63
15. Ernst CP, Aksoy E, Stender E, Willershausen B. Die Retentionskraft von Zirkonoxidkronen nach Langzeitwasserlagerung. Ästhetische Zahnmed 2007; 10: 36-45
16. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. J Prosthet Dent 2005; 93: 551-558
17. Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Shahin RZ, Jüde HD. In-vitro- Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen. ZWR 2000; 109: 533-536
18. Fenske C, Jurren MP, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. In-vitro- Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 732-734
19. Finger W. Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung. Zahnärztliche Werkstoffe 1985; 1: 34-46

20. Gale MS, Darvell BW. Thermalcycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99
21. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703–704
22. Gehrke P, Stock M. Implantataufbauten aus Zirkoniumdioxid. Eine neue Ära der Bruchfestigkeit, Lichtdynamik und Biokompatibilität. Herstellerinformation FRIADENT (2004)
23. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 54: 692–694
24. Gernet W. Kronen und Brücken. Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde Bd. 3. München- Wien: Carl Hanser Verlag, 1987
25. Graber G, Besimo Ch. Das DCS-Hochleistungskeramiksystem: Ein neuer Weg zur computergestützten Herstellung von metallfreien Zirkonoxid-Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntech* 1994; 20: 57–64
26. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449–456
27. Haller B, Hofman N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 1993; 9: 191 -97
28. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Einfluss des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 54 : 637 - 640
29. Hepburn C.: Die Geschichte der Hersteller und Verkäufer zahnärztlicher Bedarfsartikel bis um 1900: eine historische Sammlung unter besonderer

Berücksichtigung der ältesten deutschen Dentaldepots. Köln: Aulis Verlag Deubner, 1965

30. Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts P, Perdigao J, Vanherle G, Van Meerbeek B, Frankenberger R, Munck J. Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Seefeld: 3M Espe, 2001
31. Hillam C. Dental Practice in Europe at the End of the 18<sup>th</sup> Century. Amsterdam- New York: Editions Rodopy, 2003
32. Holger A, Jakstat C, Häßler K, Kroszewsky. Zahnärztliche Werkstoffe - Ein Arbeitsbuch. Norderstedt: Books on Demand GmbH, 2008
33. Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin based sealer on crown retention for three types of cement. J Prosthet Dent 2004; 91: 428-435
34. Johnson GH, Lepe X, Bales DJ. Crown retention with use of 5% glutaraldehyde sealer on prepared dentin. J Prosthet Dent 1998; 79: 671-676
35. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. Acta Odontol Scand 1955; 13: 35-40
36. Kappert HF, Krahe M. Keramiken - eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 2001; 27: 668–704
37. Kappert HF, Kappert H. Vollkeramik: Werkstoffkunde, Zahntechnik, klinische Erfahrung. Quintessenz Verlags-GmbH, 1996
38. Kappert HF, Knipp U, Wehrstein A, Kmita M, Knipp J. Festigkeit von Zirkonoxidverstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 683–685

39. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold casting. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 487-502
40. Kern M, Thompson VP. Klebeverbund zwischen Aluminiumoxidkeramik und Zahnschmelz nach längerer Wasserlagerung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51: 169 – 172
41. Kern M, Wegener SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64-71
42. Kern M, Pröbster L. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. *dental-praxis* 2002; 269–276
43. Kern M, Pröbster L. Who is Who in der Welt vollkeramischer Restaurationssysteme. *Arbeitsgemeinschaft Keramik* 2005
44. Kirchhoff W. Untersuchungen über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen (Permador-Stift , Radix-Anker, Kurer- Anker) an natürlichen Zähnen- I. Teil. *ZWR* 1978; 87: 1014 - 1024
45. Lässig HE, Müller-Köln RA . Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. Köln: DuMont, 1983
46. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81: 487–549
47. Luthardt R, Musil R. CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 52: 380–384
48. Luthardt R. Ästhetische Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik. *zm* 2005; 95: 62–66



49. Mc Lean JW. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Berlin: Quintessenz, 1978
50. Mendelin U. Die Retention von Kronen in Abhängigkeit von Stumpfhöhe und Befestigungszement. Giessen, Justus-Liebig-Universität, FB 11 Medizin. 2003
51. Minimazato T. Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process. J Prosthet Dent 1999; 63: 677–684
52. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns. Int J Prosthodont 1998; 11: 333–339
53. Nagai N, Takeshita N, Hayashi J. Biological reaction of zirconia ceramic as a new implant material in the dental field. Jpn J Oral Biol 1982; 24: 759–762
54. Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzner U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil 2002; 29: 28 - 34
55. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. Clin Oral Investig 2008; Aug: 30.
56. Oilo G. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. J Oral Rehabil 1978; 5: 377-389
57. Ottil P, Lauer HC. Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. Quintessenz 1996; 47: 623–640
58. Polanzky R, Reichhold Ch, Lorenzoni M, Haas M, Arnetzl G, Bratschko RO. Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 643–647

59. Pospiech P, Rammelsberg P, Gernet W, Schneider-Feyrer S. Untersuchungen der Biegefestigkeit und der Gefügestruktur der faserverstärkten Keramik Mirage II im Vergleich mit bekannten Keramiken. ZWR 1992; 101: 436–438
60. Pospiech P. Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. dental-praxis 2002; 9/10: 255–257
61. Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Zahnärztl Mitt 2002; 1: 28–31
62. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater 2003; 19: 603–611
63. Roulet JF, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt 1989; 79: 910–913
64. Sadoun M, Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: a new surface treatment. Dent Mater 1994; 10: 185-189
65. Schäfers F, Järschke J, Meyer G. Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen. ZWR 1994; 103: 686–689
66. Schafhausen M. Die Retentionskraft von drei Befestigungszementen in Abhängigkeit von der Testmethode. Diss ZbMed 2007
67. Schweiger M. Microstructure and properties of a pressed glass-ceramic core to a zirconia post. QDT 1998; 21: 73–79
68. Shillingburg HT, Hobo S, Lowell D, Whittset R. Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik. Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio : Quintessenz Verlag, 1989
69. Strub JR. Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 566–571

70. Sturzenegger B, Feher A, Lüthy H, Loeffel O, Filser F, Kocher P, Gauckler L, Schärer P. Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM-System. *Acta Med Dent Helv* 2000; 5: 131–139
71. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 95. *Quintessenz International* 1995; 26: 95–110
72. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand* 2007; 65: 201–205
73. Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM Technologien, Atlas für Klink, Labortechnik und Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag 2007
74. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71: 1530–1540
75. Viohl J. Zemente. In : Eichner K. Hrsg . Zahnärztliche Werkstoffe. Bd. 2. Heidelberg : Hüthig , 1985 : 77-101
76. Wilmshofer B. Das Rocatec-System. *Quintessenz Zahntech* 1990; 16: 413–417

## **9 Danksagung**

Ich danke meiner Familie für die stetige und unermüdliche Unterstützung, für das Ermöglichen meiner Pläne.

Ich danke Herrn Priv-Doz. Dr. Ernst-Heinrich Helfgen für die Überlassung des Themas und die freundliche Unterstützung.

Ich danke Herrn Dr. Sebastian Mues und Herrn Dr. Stefan Bayer für die umfassende und freundschaftliche Betreuung.

Mein Dank gilt auch Herrn Dipl. Phys. Manfred Grüner und seinen Mitarbeitern sowie Herrn Professor Dr. rer. nat. Bourauel und seinen Mitarbeitern bei der Umsetzung der Versuche.