

In-vitro-Untersuchung zur Retentionskraft adhäsiv befestigter Zirkoniumdioxid-Kronen
unter Verwendung verschiedener Kompositzemente

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

Anna Theresa Klocke
aus Troisdorf
2011

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: 21.04.2011

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 LITERATURÜBERSICHT	8
1.1.1 Entwicklung der Zemente.....	8
1.1.2 Komposit	9
1.1.3 Zirkonoxid	13
1.1.4 Haftvermittlung	14
1.2 ZIELSETZUNG.....	15
2 MATERIAL UND METHODE.....	16
2.1 ALLGEMEINES	16
2.2 ZAHNMATERIAL	16
2.3 PRÄPARATIONSDIAMANTEN	16
2.4 CERCON EYE	17
2.5 ZIRKONOXID-KÄPPCHEN	17
2.6 ADHÄSIVSYSTEME	18
2.7 ZEMENTE.....	19
2.8 MESSAPPARATUR.....	22
2.9 EINTEILUNG DER VERSUCHSGRUPPEN	23
2.10 VORBEREITUNG DER ZÄHNE	23
2.11 HERSTELLUNG DER ARBEITSMODELLE.....	24
2.13 KRONENMODELLATION	25
2.14 VORBEREITUNG FÜR DIE ABZUGSMASCHINE.....	25
2.15 ABZUGSVERSUCH.....	26
3 ERGEBNISSE.....	27
3.1 ABZUGSVERSUCHE	27
3.2 VERGLEICHENDE DARSTELLUNG DER GRUPPEN.....	33
3.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG	35

4 DISKUSSION	37
4.1 ZAHNMATERIAL	37
4.2 ZEMENTE	38
4.3 KRITIK AN DER METHODIK	39
4.4 DISKUSSION DER ERGEBNISSE	39
5 SCHLUSSFOLGERUNG	42
6 ZUSAMMENFASUNG	43
7 LITERATURVERZEICHNIS	44
8 DANKSAGUNG	51
9 LEBENSLAUF	52

1 Einleitung

Zahnärztliche Zemente gehören zu den wichtigsten Materialien in der Zahnheilkunde und finden täglichen Gebrauch in der Praxis. Neben provisorischen Füllungen und Unterfüllungen kann auch die Befestigung von Kronen und Brücken mithilfe von Zementen realisiert werden. Hierbei soll der Befestigungszement dazu dienen, die Fuge zwischen Zahnhartsubstanz und der Restauration abzudichten, die Kaukraft von der Restauration auf den Zahnstumpf weiterzuleiten und die Stabilität und Lagesicherung der Restauration gegen Kaukräfte sicherzustellen (Rosenstiel et al., 1998).

Der dauerhafte Halt des Zahnersatzes in situ muss gewährleistet sein, wobei die Haftkraft der Befestigungskomposite eine große Auswirkung auf die Verweildauer der Restauration im Munde des Patienten hat. Eine andere Voraussetzung für suffizienten und den Patienten zufriedenstellenden Zahnersatz stellt die Verträglichkeit dentaler Werkstoffe dar. Die steigenden Anforderungen an die Biokompatibilität hat die Industrie veranlasst, nach Möglichkeiten zu suchen, Zahnersatz aus reiner Keramik herzustellen, welche eine hohe Biokompatibilität und somit einen hohen Grad der Gewebeverträglichkeit versprechen. Zudem kommen Restaurationen aus Keramik in Farbe und Lichtdurchlässigkeit dem Aussehen des natürlichen Zahnes sehr nahe und bringen dadurch ästhetische Vorzüge gegenüber Zahnersatz mit lichtundurchlässigen Metallgerüsten mit sich (Pröbster 1997).

Für den rein zahnfarbenen, vollkeramischen Zahnersatz wird häufig Zirkonoxid als Basis für die Kronen- oder Brückengerüste verwendet. Bei diesem Material können neben hoher Biokompatibilität auch hochbelastbare Eigenschaften gewährleistet werden (vgl. Kap. 1.1.3), welche das Zirkonoxid besonders für den Seitenzahnbereich, in dem hohe Kaukräfte auf den Zahnersatz wirken, geeignet machen. Seit den 1990er Jahren wird deshalb zunehmend Zirkoniumdioxid als Werkstoff für festsitzenden Zahnersatz in der zahnärztlichen Prothetik genutzt (Ezzet et al. 2004, Witkowski 2006).

Neben wachsenden Ansprüchen an den Zahnersatz selbst steigen auch die Anforderungen an geeignete Befestigungsmaterialien, welche essentiell für ein langfristig zufriedenstellendes Ergebnis sind. Für die Befestigung vollkeramischer

Restorationen können zahnfarbene Befestigungskomposite verwendet werden, welche einige Vorteile gegenüber konventionellen Zementen mit sich bringen (vgl. Kap. 1.1.2).

1.1 Literaturübersicht

1.1.1 Entwicklung der Zemente

Klassische Zemente sind Stoffgemische, die man durch das Mischen eines Pulvers mit Wasser oder wässrigen Lösungen erhält (Körber und Ludwig 1993).

Mit der Entwicklung von Zinkoxidphosphatzement aus geblühtem Zinkoxidpulver und einer Anrührflüssigkeit aus Phosphorsäure beschrieb C.S. Rostaing 1877 den ersten Zement, der bis heute in fast unveränderter Form den klassischen und meist verwendeten Befestigungszement darstellt (Castagnola und Wirz 1978).

Allerdings weist der Zinkoxidphosphatzement im Vergleich zu anderen Zementen eine relativ hohe Löslichkeit auf (Rosenstiel 1998), weshalb möglichst kleine Zementspalten beim Befestigen von Restorationen angestrebt werden sollten. Ein weiterer Nachteil besteht darin, dass in den ersten Stunden nach dem Anmischen des Zementes dieser stark sauer reagiert und somit zu einer Pulpenreizung führen kann. Die hierfür verantwortliche Phosphorsäure wurde deshalb bei den Carboxylatzementen durch Polyacrylsäure ersetzt. Carboxylatzemente weisen eine bessere Pulpenverträglichkeit auf (Stefan 2000), da hier die Säure aufgrund anderer Molekülgröße nur langsam in Richtung Pulpa diffundiert (Hellwig et al. 2007). Da die Schrumpfung jedoch höher ist als bei Zinkoxidphosphatzementen und die Festigkeit geringer (Naumann 2000), konnten Carboxylatzemente den Zinkoxidphosphatzement nicht vom Markt verdrängen.

1969 wurden schließlich auch Glasionomerezemente entwickelt und unter anderem zum Zementieren von Restorationen verwendet. Hier wurde nicht nur die Phosphorsäure durch Polyacrylsäure ausgetauscht, sondern auch Aluminiumsilikatglas anstatt Zinkoxidpulver verwendet. Neu war einerseits der Haftmechanismus, welcher im Gegensatz zum Zinkoxidphosphatzement auf chemischer Grundlage basiert und durch

die Reaktion zwischen den Carboxylgruppen der Polycarbonsäure und den Calcium-Ionen der Zahnschmelze zustande kommt, und andererseits das Freisetzen von Fluorid, wodurch eine kariostatische Wirkung erzielt werden sollte (Stefan 2000).

Der Trend zur vollkeramischen Restauration forderte schließlich ein Material, welches den hohen ästhetischen Anforderungen an Befestigungsmaterialien gerecht wurde. Schon in den 70er Jahren des 20. Jahrhunderts wurden „kalthärtende Akrylharze“ so modifiziert, dass ihre Inhaltsstoffe denen der heute als Komposit bekannten Materialien entsprachen. 1942 wurden erste autopolymerisierende Füllungskunststoffe verwendet (Lampert 1983), welche jedoch neben toxischen Monomeren eine große Polymerisationsschrumpfung aufwiesen.

1962 kam es durch BOWEN zu einer weiteren Verbesserung der Materialeigenschaften. Er fügte zu einem aromatischen Dimethylacrylat (Bis-GMA) anorganische Füllkörper hinzu, welche mit einer Silanschicht überzogen waren. Diese Silanverbindung sollte für den Verbund zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllkörpern sorgen.

1.1.2 Komposit

Ein Komposit ist ein aus mehreren Komponenten zusammengestelltes Material (composere lat.= zusammensetzen). Die drei Hauptbestandteile der in der Zahnmedizin verwendeten Kompositmaterialien sind die organische Matrix, die disperse Phase (Füller) und die Verbundphase (Silane, Kopolymere) (Hellwig et al. 2007). Sie werden sowohl als plastisches Füllungsmaterial, als auch zur Befestigung von endodontischen Stiften, Inlays, Teilkronen, Kronen und Brücken verwendet.

Die Komposite können je nach Partikelgröße und Art der Füllkörper wie folgt eingeteilt werden:

Konventionelle Makrofüllerkomposite

Sie enthalten anorganische Makrofüller aus Quarz, Glas oder Keramik. Der Füllstoffgehalt liegt bei ca. 75 Gew.-%. Die Größe der Füllkörper erstreckt sich über 0,1 bis 100 µm und beträgt im Durchschnitt zwischen 5 bis 10 µm. Dieses Komposit enthält also Füllkörper, deren Größe die des sichtbaren Lichtes überragen und somit für das menschliche Auge sichtbar sind. Aufgrund eines Härteunterschiedes zwischen Füller und Matrix und einer Hydrolyse der Verbundphase kann es zum Herausbrechen von Füllkörpern aus der Matrix kommen. Es resultieren eine raue Oberfläche, die die Plaqueanlagerung begünstigt und ein schlechtes Verschleißverhalten.

Mikrofüllerkomposite

Hier beträgt der Füllstoffgehalt 50%, die Partikelgröße liegt stets unter 1 µm, im Mittelwert bei 0,05 µm. Die Mikrofüllerkomposite enthalten meist hochdisperse Kieselsäuren (Siliciumdioxid), welche die Viskosität der Matrix stark erhöhen.

Inhomogene Mikrofüllerkomposite

Durch die Zugabe von splitterförmigen Vorpolymerisaten, welche aus zermahlenden mikrogefüllten Kompositen gewonnen werden, kann der Füllstoffgehalt auf 70 – 80% erhöht werden, der Gew.-% Anteil beträgt jedoch nicht mehr als 50 Gew.-%.

Mikrofüllerkomposite sind polierbar und somit verschleißfester als Makrofüllerkomposite. Außerdem versprechen sie durch kleinere Partikelgrößen auch ein optisch ansprechenderes Ergebnis. Sie zeigen jedoch eine höhere Polymerisationsschrumpfung, sind nicht röntgenopak und besitzen eine höhere Wasseraufnahme sowie schlechtere physikalische Eigenschaften als konventionelle Komposite.

Hybridkomposite

Hybridkomposite bringen eine Kombination der Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllern mit sich. Der Füllkörpergehalt erreicht 85 Gew.-%, hierbei sind ca. 85-90 Gew.-% der Füllkörper Makrofüller und 10-15 Gew.-% Mikrofüller. Hybridkomposite

besitzen sehr gute physikalische Eigenschaften und besitzen Röntgenopazität. (Hellwig et al. 2007)

Eine andere Form der Einteilung ist die nach der Art der Aushärtung. Hier wird zwischen rein chemisch härtenden (autopolymerisierenden), rein lichthärtenden oder dualhärtenden Kompositen unterschieden.

Das rein chemisch härtende Komposit härtet unabhängig von Lokalisation und Zugänglichkeit vollständig aus. Es darf jedoch nicht unmittelbar nach der Applikation poliert werden (Lutz 1980), außerdem ist die Druckfestigkeit hier niedriger als bei lichthärtenden Kompositen (Bassiouny und Grant 1980).

Bei dem rein lichthärtenden Komposit ist darauf zu achten, dass das Komposit für die Lichtquelle erreichbar ist und der Abstand zur Lichtquelle möglichst gering gehalten wird. Außerdem sollten je nach Zusammensetzung oder Helligkeit und somit Lichtdurchlässigkeit des Kunststoffes bestimmte Schichtdicken nicht überschritten werden, um das vollständige Aushärten des Komposits zu gewährleisten. Wird das Komposit zur Befestigung von Restaurationen verwendet, so muss darauf geachtet werden, dass auch die Dicke der Keramik eine Rolle spielt; ganz besonders bei opaken Zirkonoxidgerüsten kann eine Lichtpenetration in tiefe Bereiche nicht gewährleistet werden. Bei zunehmender Keramikdicke muss auch die Applikationszeit des Lichtes erhöht werden, Keramikstärken über 2 mm sind jedoch nicht empfehlenswert (Chan und Boyer 1989).

Ein Vorteil bei der reinen Lichthärtung besteht darin, dass der Zeitpunkt der Polymerisation durch den Behandler gewählt werden kann, außerdem kann das Komposit unmittelbar nach der Polymerisation ausgearbeitet werden (Lutz 1980).

Auch bei dualhärtenden Zementen, also einer Kombination aus Auto- und Lichtpolymerisat, ist eine ausreichende Lichtzufuhr erforderlich, um genügend Polymerisation zu erreichen. Außerdem kann eine chemische Polymerisation nur dann erfolgen, wenn nicht bereits eine zu hohe Vernetzung des Komposits durch das Licht erzielt wurde. Die rein chemische Abbindereaktion bei dualhärtenden Zementen erzielt häufig eine geringere Konversionsrate als die reine Lichtpolymerisation (Hellwig et al. 2007).

Dualhärtende Adhäsivzemente sind meist Mittel der Wahl, da hier das vollständige Aushärten gewährleistet ist und gleichzeitig unmittelbar nach der Polymerisation

ausgearbeitet werden kann. Hierbei sollte eine Belichtungszeit von mindestens 40 Sekunden gewählt werden (Strang et al 1987).

Die Schrumpfung des Komposits hängt von seiner Zusammensetzung und Viskosität ab (Inokoshi et al 1993). Während bei zähflüssigen Kompositen einem Herausfließen des Materials aus der Zementfuge vor dem Aushärten entgegengewirkt werden soll, kann bei Kompositen mit niedriger Viskosität die Materialspannung zu Beginn der Polymerisation verringert werden (Davidson und De Gee 1984).

Für die Befestigung von vollkeramischen Restaurationen werden Komposite mit reduziertem Füllstoffgehalt verwendet. Die Reduktion der Füllkörperanzahl bewirkt ein Herabsetzen der Viskosität und somit eine Erhöhung des Fließverhaltens des Materials (Hellwig et al. 2007).

Vorteile gegenüber konventionellen, nicht adhäsiven Zementen sind der nahezu randspaltfreie Verbund im Schmelz (Krejic 1992), wodurch das Vordringen von pathogenen Mikroorganismen pulpawärts verhindert wird (Brännström und Nordenvall 1978), und die gegenseitige Verstärkung von Zahn und Restauration.

Durch den nahezu perfekten Randschluss können auch in parodontaler Hinsicht langfristig gute Ergebnisse erzielt werden (Mörig 2000).

Spontane Absplitterungen an Keramikrestaurationen werden ebenfalls größtenteils verhindert (Theis 1987); der Frakturwiderstand des Zahnstumpfes und die Stabilität des Zahnersatzes werden also deutlich verbessert (Blatz 2003).

Die adhäsive Befestigung ermöglicht eine Haftung ohne die Präparation großer retentiver Oberflächen und erlaubt dadurch oft minimalinvasivere Präparationsformen (Pospiech et al. 2004).

Auch ästhetische Vorzüge sind zu nennen, da Kompositzemente eine hohe und damit dem natürlichen Zahn ähnliche Transluzenz aufweisen. Dadurch kommt es weniger zum Auftreten unnatürlich wirkender Opazität, welche besonders im zervikalen Kronendrittel oftmals einen Störfaktor darstellt (Pröbster 1997).

Als Nachteile sind höherer Kosten- und Arbeitsaufwand zu nennen, sowie die Sensibilität des Materials auf Anwendungsfehler und auf das Milieu. Dieses darf aufgrund der Hydrophobie des Komposits während des Eingliederns nicht feucht sein, eine Trockenlegung ist unbedingt erforderlich, wodurch im Vergleich zum konventionellen Zementieren ein höherer Arbeitsaufwand entsteht (Sun et al. 2000).

1.1.3 Zirkonoxid

Zirkonium(IV)-oxide (ZrO_2), auch Zirkoniumdioxid oder Zirkonoxid genannt, ist nach Zirkon die in der Natur häufigste Verbindung des Elementes Zirkonium und gehört zu der Gruppe der Oxidkeramiken. Diese besitzen im Gegensatz zu Silikatkeramiken einen niedrigeren Glasanteil, weisen jedoch eine hohe Festigkeit durch einen höheren kristallinen Anteil, sowie eine sehr geringe Transluzenz auf. Während für die keramische Verblendung von Zahnersatz Silikatkeramiken zum Einsatz kommen, findet Zirkonoxid als Oxidkeramik in der Zahnmedizin hauptsächlich als Gerüst im dicht gesinterten Zustand Anwendung (Covacci et al. 1999).

Laut Tinschert et al. (2001 a) besitzen dichtgesinterte Zirkonoxidkeramiken in der Gruppe der Hartkernkeramiken mit Abstand die besten mechanischen Eigenschaften.

Als Ausgangsprodukt für die Herstellung von Zirkoniumoxid wird Zirkoniumsilikat ($ZrSiO_4$) verwendet. Dieser Silikatsand wird durch Wasch-, Reinigungs- und Kalzinierungsprozesse von Verunreinigungen getrennt und in Zirkoniumoxid überführt. Man erhält so ein 99%ig reines Zirkoniumoxidpulver. Zirkondioxid findet aufgrund seiner guten thermischen Beständigkeit als Feuerfestkeramik, als technische Keramik im Maschinenbau und als prothetisches Material Verwendung. Keramische Werkstoffe sind im Gegensatz zu Metallen chemisch inert und weisen deshalb einen hohen Grad an biologischer Verträglichkeit auf (Kunzelmann et al. 2006).

Durch das feinkörnige Gerüst von Zirkonoxid, welches Korngrößen von unter $0,5 \mu m$ aufweist, wird es ermöglicht, durch die Politur eine sehr glatte Oberfläche zu schaffen, welche eine nur sehr geringe Plaqueanlagerung zulässt (Mehl 2004).

Aufgrund dieser hohen Biokompatibilität und dem geringen Allergisierungspotential sowie seiner hochbelastbaren Eigenschaften, die es für den Seitenzahnbereich geeignet machen (Fischer H. et al 2003), wird es in der Zahnmedizin häufig als Basis für die Anfertigung von Kronen- und Brückengerüsten mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie verwendet (Luthardt und Musil 1997), sowie für Brackets, Wurzelstifte und Implantate. Klinische Studien zeigen sehr gute Langzeitergebnisse für Zirkonoxid (Zitzmann 2007).

1.1.4 Haftvermittlung

Kompositzemente haben einen geringeren Elastizitätsmodul und zeigen sich flexibler als Zinkoxidphosphatzemente oder Glasionomerezemente und sind somit weniger verformbar. Auf Kraftereinwirkungen reagieren sie spröde und zeigen Brüche (Li und White 1999). Aus diesem Grund wird beispielsweise bei Tauchern, die ständig unterschiedlichem Druck ausgesetzt sind, empfohlen, Kronen adhäsiv einzusetzen (Lyons et al. 1997).

Während bei der Befestigung mit konventionellen Zementen wie Glasionomerezement eine chemische Haftung an der Zahnhartsubstanz zum Tragen kommt, welche auf einer Bindung zwischen der Carboxylat-Gruppe der Polyacrylsäure und den Kalziumionen im Hydroxylapatit zurückzuführen sind, wirken bei Zinkoxidphosphatzementen nach ihrer Aushärtung keinerlei Klebekräfte mehr; die Haftkraft wird dann lediglich durch die Mikrorauigkeit in den Dentinflächen zusammen mit Passungsinnenfläche und eingepresstem Zement erreicht (Körper und Ludwig, 1993).

Der Halt einer mit Komposit befestigten Restauration dagegen zeichnet sich durch eine mikroretentive Befestigung an der Zahnhartsubstanz aus. Diese Retention beruht hauptsächlich auf mikromechanischer Verankerung zwischen Schmelzprismengefüge beziehungsweise Dentinoberfläche einerseits und der Rauigkeit der Kroneninnenfläche andererseits. Die Schaffung eines retentiven Ätzmusters zur Ermöglichung eines mikromechanischen, adhäsiven Verbundes zwischen Zahnschmelz und Komposit gelang Buonocore 1955 mit der sogenannten Schmelz-Ätz-Technik. Diese Art der Schmelzkonditionierung bewirkt eine bessere Benetzbarkeit, eine Oberflächenvergrößerung und ein Mikroretentionsrelief (Buonocore 1955). Grundlage der mikromechanischen Haftung ist die selektive Demineralisation des Schmelzes, beziehungsweise die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismenstruktur. Die hieraus resultierende mikroretentive Oberfläche enthält Mikroporositäten mit einer Tiefe von 25-50µm (Gwinnett 1988).

Hier kann nun niedrigvisköses Komposit eindringen und durch Bildung von Kunststoffzotten, auch Resin-Tags genannt, eine mechanische Verbindung zum Schmelz eingehen, welche zu einer sehr guten Verankerung führt (Buonocore 1955).

Der Verbund zwischen Dentin und Komposit ist in der Haftkraft als geringer zu bewerten. Aufgrund der chemischen und strukturellen Zusammensetzung des Dentins mit hydrophilem Dentinliquor, einem höheren Anteil an organischen Bestandteilen und der Schmierschicht kommt es zunächst zu keinem Verbund mit dem hydrophoben Kompositmaterial. Im Laufe verschiedener Generationen an Dentinhaftvermittlern wurde ein Dentinbonding entwickelt, welches in der Lage ist, eine chemische Verbindung mit organischen und anorganischen Teilen des Dentins einzugehen (Hellwig 2007).

1.2 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, fünf verschiedene Adhäsivzemente bezüglich ihres Abzugsverhaltens zu untersuchen und zu vergleichen, da diese in zunehmendem Maße in der Zahnarztpraxis Anwendung finden (Tinschert J et al. 2001 b).

Hierzu wurde das Verhalten fünf verschiedener Kompositzemente untersucht, welche mit einem kompatiblen Adhäsivsystem zur Befestigung von CAD/CAM-gefertigten Zirkonoxidkäppchen verwendet wurden. Mithilfe einer Universalprüfmaschine wurden die gewonnenen Prüfkörper axialen Zugkräften ausgesetzt und die gemessenen Abzugskräfte unter Berücksichtigung der Zahnoberfläche (in N/mm^2) verglichen.

2 Material und Methode

2.1 Allgemeines

50 Prämolaren und Molaren wurden mit einem konstanten Winkel von 4 Grad präpariert. Anschließend wurden mit dem CAD/CAM- Verfahren Kappchen aus Zirkonoxid hergestellt, um diese nach dem Ätz- und Bonding-Vorgang getreu Herstellerangaben mit verschiedenen Kompositzementen zu befestigen. Zuletzt wurden die Kappchen mithilfe der Zwick Universal-Prüfmaschine abgezogen und die erfassten Werte verglichen und diskutiert.

2.2 Zahnmaterial

Es wurden 50 menschliche Prämolaren und Molaren der 2. Dentition verwendet. Auswahlkriterien waren Karies-, sowie Restaurationsfreiheit und das Nichtvorhandensein von Frakturen. Außerdem wurde auf ausreichende Länge der Zahnwurzel geachtet, da diese zur Befestigung in der Versuchsanordnung nötig war.

2.3 Präparationsdiamanten

Die Präparation erfolgte mit Ledgediamanten der *Firma Komet (Firma Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co KG, Potfach 160, 32631 Lemgo)*. Jede der Präparationen wurde mittels Rotringdiamanten der Kornstärke 30-40 Mikron finiert.

2.4 Cercon eye

Um möglichst passgenaue Kronen aus Zirkonoxid für die Abzugsversuche verwenden zu können, wurden die präparierten Zahnstümpfe mithilfe von *cercon eye* der Firma DeguDent (DeguDent GmbH, Rodenbacher Chaussee 4, D-63457 Hanau/Wolfgang) eingescannt, um anschließend mit der zugehörigen Software *cerconart* von DeguDent Käppchen zu modellieren.

Cercon eye bedient sich des CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) gestützten Arbeitens und beinhaltet einen Scanner, welcher sowohl Zahnstümpfe direkt als auch die Gipsmodelle der zuvor abgeformten Stümpfe erfassen kann. Über das Laserschnittverfahren werden die Daten mittels Laserlinie in Kombination mit zwei Matrixkameras erfasst. Die Kameras zeichnen den räumlichen Verlauf der Laserlinie auf, während diese auf das rotierende, zu scannende Objekt projiziert wird. Außerdem existiert eine dritte Kamera, welche ein Vorschaubild liefert und der Zuordnung von Punkten beim Scanvorgang dient. Nach dem Prinzip der aktiven Triangulation, also der Verzerrung eines auf den Zahnstumpf projizierten Streifenmusters, entsteht nun ein dreidimensionales Videostandbild der Präparation auf dem Computermonitor (Hellwig et al 2007).

Mithilfe von *cerconart* folgt im Anschluss die digitale Kronenmodellation.

Im vorliegenden Fall wurden Käppchen modelliert, welche eine zirkuläre Wulst erhielten. Der dadurch resultierende Unterschnitt sollte der Befestigung in der Abzugsvorrichtung dienen.

2.5 Zirkonoxid-Käppchen

Nach Modellation der Käppchen wurden diese im firmeneigenen Labor der Firma *Degudent* (DeguDent GmbH, Rodenbacher Chaussee 4, D-63457 Hanau-Wolfgang, Deutschland) aus Zirkonoxid-Blöcken gefräst. Die Kronen blieben unverblendet.

2.6 Adhäsivsysteme

Futurabond DC (VOCO)

Futurabond DC ist ein mit Nanopartikeln verstärktes dualhärtendes Self-Etch-Bond zur Herstellung eines dauerhaften, randspaltfreien Verbundes zwischen Zahnharzsubstanz und licht-, selbst- oder dualhärtendem Füllungs-/ Befestigungsmaterial.

Das selbstätzende Adhäsiv besteht aus 2 Komponenten und benötigt keine separate Anätzung der Zahnhartsubstanz. Eine Trockenlegung des Arbeitsfeldes ist erforderlich und *Futurabond DC* muss unmittelbar nach dem Anmischen verarbeitet werden, da es sich um ein dualhärtendes Material handelt. Die beiden Komponenten wurden auf einer Mischpalette 1:1 für 2 Sekunden gründlich vermischt und anschließend 20 Sekunden lang mit einem Pinsel in die Zahnhartsubstanz einmassiert. Nach Trocknung mithilfe eines Luftbläfers wurde das Bonding 10 Sekunden mit Fluoreszenzlicht (Halogen) polymerisiert.

Multilink Primer (Vivadent)

Multilink Primer ist ein selbstätzendes und selbsthärtendes Adhäsivsystem, bestehend aus je einer Flasche mit sauren Monomeren und einer Flasche mit Initiatorlösung. Diese wurden in dem Verhältnis 1:1 zusammengemischt, anschließend wurde das Bonding mit einem Microbrush für 15 Sekunden auf das Dentin und für 30 Sekunden auf den Schmelz mit leichtem Druck aufgetragen. Der Primer wurde mit wasser-/ ölfreier Luft verblasen. Das Lichthärten entfiel, da der Primer rein selbsthärtend ist.

Contax (DMG)

Contax ist ein lichthärtender, selbstätzender, sowie selbstkonditionierender Haftvermittler für Schmelz und Dentin. Ein Tropfen *Contax-Primer* wurde mit einem Mikro-Pinsel für 20 Sekunden in die Zahnhartsubstanz eingearbeitet, sodass eine gleichmäßig feuchte Schicht zu sehen war. Ein Verblasen des Primers war laut Herstellerangaben nicht nötig. Danach wurde ein Tropfen *Contax-Bond* auf einen neuen Mikro-Pinsel gegeben und ebenfalls für 20 Sekunden in die gepriemte Zahnhartsubstanz einmassiert und mit ölfreier Luft kurz verblasen. Das Bonding wurde dann für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Ed Primer II (Kuraray Dental)

Ed Primer II besteht aus den Flüssigkeiten A und B, welche vor Gebrauch im Verhältnis 1:1 gemischt wurden. Nach Auftragen des Primers mit einem kleinen Pinsel auf die gesamte Zahnoberfläche musste der Primer 30 Sekunden lang einwirken. Überschüsse wurden entfernt, um dem Entstehen einer Lache vorzubeugen, welche zu einer schnellen Polymerisierung des Zementes führen würde. Danach wurde die Grundierung mit einem sanften Luftstrom vollständig getrocknet.

2.7 Zemente

Calibra (Dentsply)

Calibra ist ein dualhärtendes Komposit und dient zur adhäsiven Befestigung von Keramik-, Porzellan- und Kompositrestaurationen, Metallrestaurationen und

endodontischen Stiften. Zusätzlich zu dem Adhäsivzement ist ein Dentin/Zahnschmelz Adhäsivsystem nötig, wobei *Calibra* mit den meisten Systemen verträglich ist.

Durch die Try-In Pasten, welche nicht polymerisieren und so eine unbegrenzte Arbeitszeit erlauben, kann die Farbe des Befestigungskomposits vor dem Einsetzen der Restauration ausgewählt werden. Bei Raumtemperatur beträgt die Verarbeitungszeit 2 Minuten.

Nach Konditionierung des Zahnstumpfes, welche oben erläutert wurde, wurden Grundpaste und Katalysatorpaste auf einer Mischpalette für 30 Sekunden gemischt und mit einem Mikrobrush auf die Innenfläche der Restauration appliziert. Nach Aufbringen der Restauration auf den Zahnstumpf und Entfernen grober Überschüsse mittels Wattepellets erfolgte die Lichthärtung, wobei die Restauration von jeder Seite für 20 Sekunden belichtet wurde.

Multilink Automix (Vivadent)

Multilink Automix ist ein universelles, dualhärtendes Befestigungskomposit für die Zementierung von indirekten Restaurationen aus Vollkeramik, Komposit, Metallkeramik und Metall. *Multilink Automix* ist als Paste-Paste-System in einer Doppelschubspritze und in 3 Farben mit unterschiedlicher Transparenz (transparent, gelb, opaque) erhältlich. Es wurde zusammen mit dem *Multilink Primer* angewendet, dessen Anwendung oben beschrieben wurde.

Bei Raumtemperatur gilt eine Verarbeitungszeit von 180 ± 30 Sekunden, bei Mundtemperatur und unter Verwendung von *Multilink Primer* beträgt die Verarbeitungszeit 120 ± 30 Sekunden. Durch die Automischspritze wurde der Zement stets im optimalen Mischungsverhältnis gehalten und konnte direkt auf die Innenfläche des Zirkonoxidkäppchens appliziert werden.

Da bei Materialien auf Kunststoffbasis die mit Luftsauerstoff in Verbindung stehende Oberfläche nicht vollständig aushärtet (es entsteht eine circa $50 \mu\text{m}$ starke Inhibitionsschicht), wurde gemäß Empfehlung des Herstellers während des Aushärtens ein Glyceringel zum Schutz vor einer Sauerstoffinhibitionsschicht aufgetragen.

Panavia F 2.0 (Kuraray Dental)

Panavia ist ein dualhärtendes Zementsystem auf Kunststoffbasis und ist für die Befestigung von Metall-, Keramik- und Kompositrestaurationen geeignet, sowie von endodontischen Aufbaumaterialien und Amalgambindungen. Der Adhäsivzement sollte in Kombination mit dem *Ed Primer II* verwendet werden. Das Vorgehen bei der Verwendung des Primers wird oben erläutert.

Panavia ist in drei verschiedenen Zementschattierungen erhältlich und setzt Fluorid frei. Die Verarbeitungszeit beträgt 3 Minuten.

Nach Konditionierung wurden gleichgroße Mengen von Paste A und Paste B durch das Drehen an dem jeweiligen Ende der Spritze entnommen und für 20 Sekunden vermischt. Es musste darauf geachtet werden, dass die Paste nicht auf die mit *Ed Primer II* behandelte Zahnoberfläche aufgetragen wurde, da dies das Aushärten von *Panavia F 2.0* beschleunigt. Nach Beschicken der Restorautioninnenfläche und Aufbringen der Restauration auf den Zahnstumpf wurde *Oxyguard II* entlang des Zementspaltes aufgebracht, um das Entstehen einer Inhibitionsschicht zu vermeiden. Anschließend wurde der Zement von jeder Seite für 20 Sekunden ausgehärtet.

Bifix QM (VOCO)

Bifix QM ist ein röntgensichtbares, licht- und chemisch härtendes Befestigungssystem auf Komposit-Basis für die dauerhafte, adhäsive Befestigung von Metall-, Keramik-, und Kunststoffrestaurationen.

Bifix QM ist in den Farben universal transparent und weiß-opak erhältlich.

Auch bei diesem System besteht die Möglichkeit, mit Try-In Pasten einen geeigneten Farbton für das Komposit auszusuchen. Bei reduzierter Beleuchtung beträgt die Verarbeitungszeit laut Herstellerangaben 2,5 – 3,5 Minuten, die Abbindezeit beträgt nach Insertion der Restauration 3 Minuten.

Die Konditionierung des Zahnstumpfes wird oben erläutert.

Mit der *QuickMix* Spritze wurde das Komposit automatisch im richtigen Verhältnis angemischt. Nach Auftragen des Kunststoffes auf das Zirkonoxidkappchen wurde dieses auf dem Zahnstumpf positioniert.

Es erfolgte eine Lichtpolymerisation von jeder Seite für 20 Sekunden. Zum Vermeiden der Inhibitionsschicht wurde ein geringer Überschuss stehen gelassen.

Vitique (DMG)

Vitique ist ein hochästhetischer, röntgenopaker Komposit-Befestigungszement, der licht- oder dualhärtend angewendet werden kann.

Er ist sowohl für die Befestigung von Veneers, Inlays, Onlays, Kronen und Brücken aus Keramik und Komposit geeignet, als auch für die Befestigung metallbasierter Restaurationen. Auch hier stehen verschiedene Try-In Pasten zur Farbauswahl des Zementes zur Verfügung. Bei Dualhärtung beträgt die Verarbeitungszeit mindestens 2 Minuten.

Für die reine Lichthärtung wird nur die Basis verwendet, für die verwendete Dualhärtung musste zusätzlich ein Katalysator, welcher zäh- und dünnflüssig erhältlich ist, beigefügt werden. Die Konditionierung des Zahnstumpfes wird oben erläutert.

Das Anmischen des Zementes erfolgte automatisch im richtigen Verhältnis, da eine Katalysator-Spritze an die Basis-Spritze angeclippt wurde und das Komposit dann durch eine Mischkanüle angemischt wurde. Die Restauration wurde von jeder Seite 40 Sekunden belichtet. Um durch die Sauerstoffinhibitionsschicht keinen Randspalt zu provozieren wurde ein geringer Überschuss stehen gelassen. Alternativ empfiehlt der Hersteller, etwas von der Try-In Paste aufzutragen, welche den Zement vor Kontakt mit Sauerstoff schützt.

2.8 Messapparatur

Die Abzugsversuche wurden mithilfe der *Zwick-Universalprüfmaschine* durchgeführt. (*Zwick GmbH & Co. KG*, August-Nagel-Straße 11, D-89079 Ulm)

2.9 Einteilung der Versuchsgruppen

Die Zahnstümpfe mit zugehörigem Käppchen wurden in 5 Gruppen à 10 Stümpfe eingeteilt, wobei in jeder Gruppe einer der Kompositzemente mit zugehörigem Adhäsivsystem entsprechend der jeweiligen Angaben der Hersteller verwendet wurde (vgl. Kap. 2.6 und 2.7).

Anschließend wurden die Zirkonoxidkäppchen mit der *Zwick*-Universalprüfmaschine abgezogen.

- Gruppe 1:
Calibra (Dentsply), Futurabond DC (VOCO)

- Gruppe 2:
Multilink Automix (Vivadent), Multilink Primer (Vivadent)

- Gruppe 3:
Panavia F 2.0 (Kuraray Dental), Ed Primer II (Kuraray Dental)

- Gruppe 4:
Bifix QM (VOCO), Futurabond DC (VOCO)

- Gruppe 5:
Vitique (DMG), Contax (DMG)

2.10 Vorbereitung der Zähne

Die Zähne wurden sowohl vor Versuchsbeginn, als auch zwischen den einzelnen Bearbeitungsschritten stets in physiologischer Kochsalz-Lösung mit einem Zusatz von Natriumacetat gelagert.

2.11 Herstellung der Arbeitsmodelle

Benötigt wurde eine Vorrichtung, die die Zahnwurzel sicher umfasste und so sowohl einen stabilen Halt während der Präparation als auch während des Abzugsversuchs gewährleistete.

Hierzu wurde zunächst ein T-förmiger Block aus Gips hergestellt, dessen horizontale Flächen parallel zueinander und auch parallel zur Tischfläche waren. Mittels Doubliermasse wurde dann mit Hilfe des Blocks eine Hohlform erstellt, wobei der Querbalken des T's auf der Tischfläche zu liegen kam, das „T“ also auf dem Kopf stand, und der senkrechte Teil nach kranial zeigte. In diesem senkrechten Teil wurde die Zahnwurzel nun in dem Polymethylmethacrylat (PMMA) *PalaXPress* von *Heraeus Kulzer* eingebettet. Anschließend wurde das Material in einem Drucktopf unter 2 bar mit 55°C warmem Wasser auspolymerisiert.

Abbildung 1 zeigt ein Arbeitsmodell aus PMMA mit einem bereits präparierten Zahn und zugehörigem Zirkonoxidkappchen.

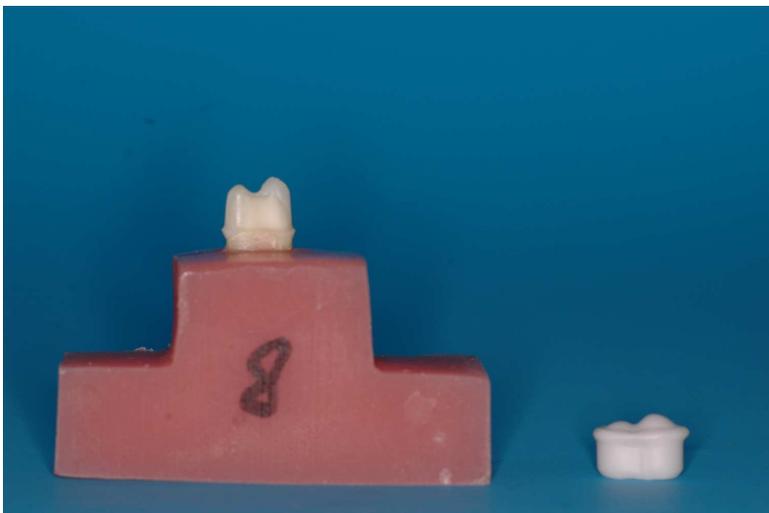


Abbildung 1: T-förmiges Arbeitsmodell aus PMMA mit einem durch ein Parallelometer präparierten Zahnstumpf und zugehörigem Zirkonoxidkappchen. Die zirkuläre Wulst im oberen Anteil des Kappchens und der resultierende Unterschnitt sind zu erkennen.

2.13 Kronenmodellation

Das Erfassen der Daten erfolgte über das CAD/CAM Verfahren mit Hilfe von *cercon eye*, die Modellation der Kappchen mit dem zugehörigen Programm *cerconart* von DeguDent (vgl. Kap. 2.4).

Es wurde darauf geachtet, dass durch die Modellation eines zirkulären Wulstes im oberen Drittel der Kappchen ein Unterschnitt entstand, der der späteren Befestigung für den Abzugsversuch dienen sollte (vgl. Kap. 2.12).

Abbildung 1 zeigt ein gefrästes Zirkonoxidkappchen neben dem zugehörigen Zahnstumpf. Man erkennt die zirkuläre Wulst am Kappchen mit dem darunterliegenden Unterschnitt.

2.14 Vorbereitung für die Abzugsmaschine

Zunächst wurden die Zirkonoxidkappchen gemäß Herstellerangaben auf den Zahnstümpfen befestigt (vgl. Kap. 2.6 und 2.7).

Um die Kappchen danach an der Abzugsmaschine befestigen zu können und deren Abzug in Richtung der Zahnachse zu ermöglichen, wurde je eine V2A-Schraube der Größe M5 am oberen Teil jeden Kappchens mit Hilfe von PMMA befestigt. Hierzu wurden Kunststoffröhrchen über die Kappchen gestülpt und nach kaudal mit Knetgummi abgedämmt.

Eine mit der Wasserwaage genau zur Tischplatte parallel ausgerichtete Holzplatte mit an der Unterfläche eingebrachten Muttern ermöglichte es, die Schrauben genau senkrecht zur Tischplatte, mit dem Kopf nach kaudal, zu befestigen. Genau darunter wurden nun die PMMA-Klötze mit präparierten Zahnstümpfen und aufgebrachten Kappchen ausgerichtet. Da Knetgummi und Kunststoffröhrchen als Formgeber dienten, konnte nun das Kunststoffröhrchen mit PMMA von kranial aufgefüllt werden. Die zirkuläre Wulst der Kappchen sicherte den Halt der Kappchen im Kunststoff.

2.15 Abzugsversuch

Bevor die *Zwick* Universal-Prüfmaschine zum Abzug der Käppchen dienen konnte, bedurfte es einiger Vorbereitungen: Zunächst wurde am unteren, beweglichen Teil der Maschine eine Aluminiumplatte befestigt, an welcher der Probenkörper mithilfe zweier weiterer, L-förmiger Platten mittels Schrauben festgeklemmt wurde. Am oberen Teil der Prüfmaschine wurde ein Metallstab befestigt, an dem die beiden Enden eines Stahlseils aufgehängt werden konnten. An dieses Stahlseil wurde eine Öse mit einem M5 Gewinde gehängt, welches mittels Überwurfmutter mit der M5-Schraube, die zuvor auf den Zirkonoxidkäppchen befestigt wurde, fest verschraubt werden konnte und so für einen achsgerechten Abzug sorgen sollte. Um vor dem Abzugsversuch sicherzustellen, dass sich jeweils der präparierte Zahnstumpf mit aufzementierter Krone mittig unter dem Zentrum der Zugachse befand, wurde jedes Käppchen unmittelbar vor dem Abziehen bis wenige Millimeter vor den oberen Kolben herangefahren und ausgerichtet. Erst anschließend wurde das Stahlseil am oberen Teil der Maschine und am Prüfkörper aufgebracht und dann der Versuch durchgeführt.

Die Prüfgeschwindigkeit bei dem Versuch betrug 50mm/min. Die zur Maschine gehörige Software „*TestXPert II*“ speicherte die jeweilige Abzugskraft, welche auf einem Monitor abzulesen war.

Damit die Abzugskräfte trotz unterschiedlicher Oberflächendimensionen der Zahnstümpfe verglichen werden konnten, wurden mit Hilfe der Firma *DeguDent* die Oberflächen der Stümpfe berechnet, anschließend wurden die absoluten Retentionswerte auf die Größe der jeweiligen Stumpfoberfläche bezogen.

3 Ergebnisse

3.1 Abzugsversuche

Die Ergebnisse der Abzugsversuche werden nun für die jeweiligen Adhäsivzemente tabellarisch aufgeführt. Zur Übersicht dienen die Tabellen 1-3, welche die vollständige deskriptive Statistik darstellen. Hierbei bezieht sich Tabelle 1 auf die absoluten Abzugswerte pro Zahn, Tabelle 2 beschreibt die Abzugskraft pro Zahnfläche und Tabelle 3 gibt eine Übersicht über die Flächenverteilung der Zahnoberflächen auf die Versuchsgruppen.

Es folgt die Detailbeschreibung der einzelnen Gruppen, wobei jeweils Mittelwert, Medianwert, Minimum, Maximum und Standardabweichung jeder Versuchsgruppe aufgeführt werden.

Außerdem wird angegeben, in wie viel Prozent der Fälle der Zement in der Krone und in wie viel Prozent der Fälle der Zement auf dem Zahnstumpf verblieben ist. Hierbei wurden nur die Probenkörper berücksichtigt, bei denen das Ergebnis eindeutig war, der Zement sich also nach dem Abzugsversuch entweder vollständig auf dem Zahnstumpf oder in dem Zirkonoxidkappchen befand. Waren sowohl auf dem Zahn als auch in dem Kappchen Anteile des untersuchten Zementes zu finden, so wurden diese nicht in die Auswertung einbezogen. ¹

¹ Dies erklärt den Umstand, dass es sich bei den Prozentzahlen um Dezimalbrüche handelt.

	<i>Calibra</i>	<i>Multilink</i>	<i>Panavia</i>	<i>Bifix</i>	<i>Vitique</i>
Minimum	98,00	140,0	182,0	70,90	101,0
25% Percentile	157,0	204,5	224,0	130,0	149,0
Median	225,0	320,0	313,5	180,0	259,0
75% Percentile	349,5	391,5	334,0	270,0	597,0
Maximum	502,0	466,0	453,0	410,0	702,0
Interquartil- Distanz	192,5	187	110	140	448

Tabelle 1: Deskriptive Statistik der Ergebnisse der Abzugsversuche aller verwendeten Zemente in N. Die Werte beziehen sich auf die absolute Abzugskraft pro Zahn.

	<i>Calibra</i>	<i>Multilink</i>	<i>Panavia</i>	<i>Bifix</i>	<i>Vitique</i>
Minimum	0,4948	0,7110	1,120	0,4031	0,7278
25% Percentile	0,8428	1,184	1,401	0,8376	0,9095
Median	1,207	1,864	1,928	1,052	1,490
75% Percentile	2,120	2,239	2,340	2,153	3,638
Maximum	2,693	2,732	2,571	2,491	4,206
Inerquartil- distanz	1,2772	1,055	0,939	1,3154	2,7285

Tabelle 2: Deskriptive Statistik der Ergebnisse der Abzugsversuche aller verwendeten Zemente, bezogen auf die erreichte Kraft pro Zahnoberfläche in N/mm².

	<i>Calibra</i>	<i>Multilink</i>	<i>Panavia</i>	<i>Bifix</i>	<i>Vitique</i>
Minimum	1,272	1,575	0,9450	1,074	1,076
25% Percentile	1,588	1,639	1,491	1,378	1,507
Median	1,812	1,748	1,617	1,561	1,697
75% Percentile	2,074	1,903	1,733	1,726	1,853
Maximum	2,360	1,969	2,178	1,822	1,988
Interquartil- distanz	0,486	0,264	0,242	0,348	0,346

Tabelle 3: Deskriptive Statistik der Ergebnisse der Abzugsversuche aller verwendeten Zemente in N/mm², bezogen auf die Verteilung der Größe der Zahnoberflächen auf die Versuchsgruppen.

Gruppe 1

Calibra von Dentsply

Hier ergaben sich ein Mittelwert von 1,424 N/mm² und ein Medianwert von 1,207 N/mm². Das Minimum betrug 0,4948 N/mm², das Maximum 2,693 N/mm² und die Standardabweichung 0,7062 N/mm² (siehe Tabelle 4).

Mittelwert [N/mm ²]	Median [N/mm ²]	Minimum [N/mm ²]	Maximum [N/mm ²]	Standardabweichung [N/mm ²]
1,424	1,207	0,4948	2,693	0,7062

Tabelle 4: Deskriptive Statistik der Ergebnisse des Abzugsversuchs nach Verwendung von *Calibra*.

In 83,3 % der Fälle verblieb der Zement am Zahnstumpf, in 16,7% verblieb er in der Krone.

Gruppe 2

Multilink Automix von Vivadent

Neben einem Mittelwert von 1,754 N/mm² ließ sich ein Medianwert von 1,864 N/mm² ablesen. Das Minimum lag bei 0,711 N/mm² und das Maximum bei 2,732 N/mm². Die Standardabweichung betrug 0,6157 N/mm² (siehe Tabelle 5).

Mittelwert [N/mm ²]	Median [N/mm ²]	Minimum [N/mm ²]	Maximum [N/mm ²]	Standardabweichung [N/mm ²]
1,754	1,864	0,711	2,732	0,6157

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Ergebnisse des Abzugsversuchs nach Verwendung von *Multilink Automix*.

In 83,3 % der Fälle verblieb der Zement am Zahnstumpf, in 16,7% verblieb der Zement in der Krone.

Gruppe 3

Panavia von Kuraray Dental

Die Berechnung des Mittelwertes ergab 1,882 N/mm², die Berechnung des Medianwertes ergab 1,928 N/mm². Das Minimum lag bei 1,12 N/mm² und das Maximum bei 2,571 N/mm²; die Standardabweichung betrug 0,4856 N/mm² (siehe Tabelle 6).

Mittelwert [N/mm ²]	Median [N/mm ²]	Minimum [N/mm ²]	Maximum [N/mm ²]	Standardabweichung [N/mm ²]
1,882	1,928	1,12	2,571	0,4856

Tabelle 6: Deskriptive Statistik der Ergebnisse des Abzugsversuchs nach Verwendung von *Panavia*.

In 33,3 % der Fälle verblieb der Zement am Zahnstumpf, in 66,7 % verblieb er in der Krone.

Gruppe 4

Bifix QM von Voco

Es wurden ein Mittelwert von 1,34 N/mm² und ein Medianwert von 1,052 N/mm² ermittelt. Das Minimum betrug hier 0,4031 N/mm², das Maximum 2,491 N/mm² und die Standardabweichung 0,7105 N/mm² (siehe Tabelle 7).

Mittelwert [N/mm ²]	Median [N/mm ²]	Minimum [N/mm ²]	Maximum [N/mm ²]	Standardabweichung [N/mm ²]
1,34	1,052	0,4031	2,491	0,5195

Tabelle 7: Deskriptive Statistik der Ergebnisse des Abzugsversuchs nach Verwendung von *Bifix QM*.

In 66,7 % der Fälle verblieb der Zement am Zahnstumpf, in 33,3 % verblieb der Zement in der Krone.

Gruppe 5

Vitique von DMG

Hier lagen der Mittelwert bei 2,037 N/mm² und der Medianwert bei 1,49 N/mm². Es konnten ein Minimum von 0,7278 N/mm² abgelesen werden, sowie ein Maximum von 4,206 N/mm² und eine Standardabweichung von 1,297 N/mm² (siehe Tabelle 8).

Mittelwert [N/mm ²]	Median [N/mm ²]	Minimum [N/mm ²]	Maximum [N/mm ²]	Standardabweichung [N/mm ²]
2,037	1,49	0,7278	4,206	1,297

Tabelle 8: Deskriptive Statistik der Ergebnisse des Abzugsversuchs nach Verwendung von *Vitique*.

In 66,7 % der Fälle verblieb der Zement am Zahnstumpf, in 33,3 % verblieb er in der Krone.

3.2 Vergleichende Darstellung der Gruppen

Die Ergebnisse der Abzugsversuche von Gruppe 1-5 sind durch die Boxplotdiagramme (erstellt mit dem Programm *Prism 4.0, GraphPad Software, Inc.*) in den Abbildungen 2 und 3 vergleichend dargestellt. In Abbildung 2 sind die absoluten Abzugswerte pro Zahn in N dargestellt, in Abbildung 3 ist die Abzugskraft pro Zahnfläche und in N/mm² angegeben. Zu erkennen sind in beiden Diagrammen jeweils Medianwert, Minimum und Maximum, sowie die Streuung der einzelnen Werte innerhalb einer Versuchsgruppe.

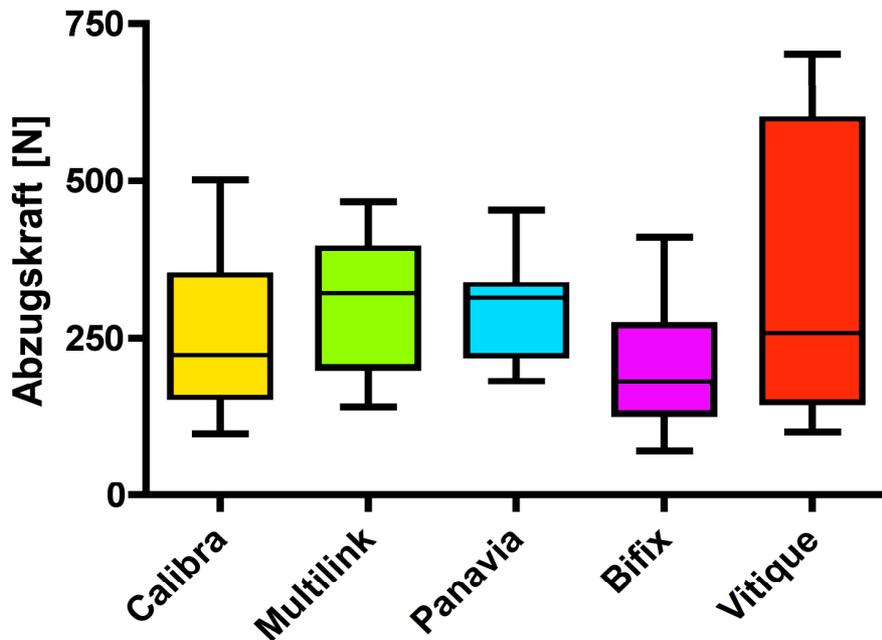


Abbildung 2: Boxplotdiagramm zum Vergleich der Abzugskräfte pro Zahn für die untersuchten Zemente. Es ergibt sich eine statistische Signifikanz in den p-Werten von *Multilink* und *Bifix* und von *Panavia* und *Bifix* (vgl. Tabelle 9).

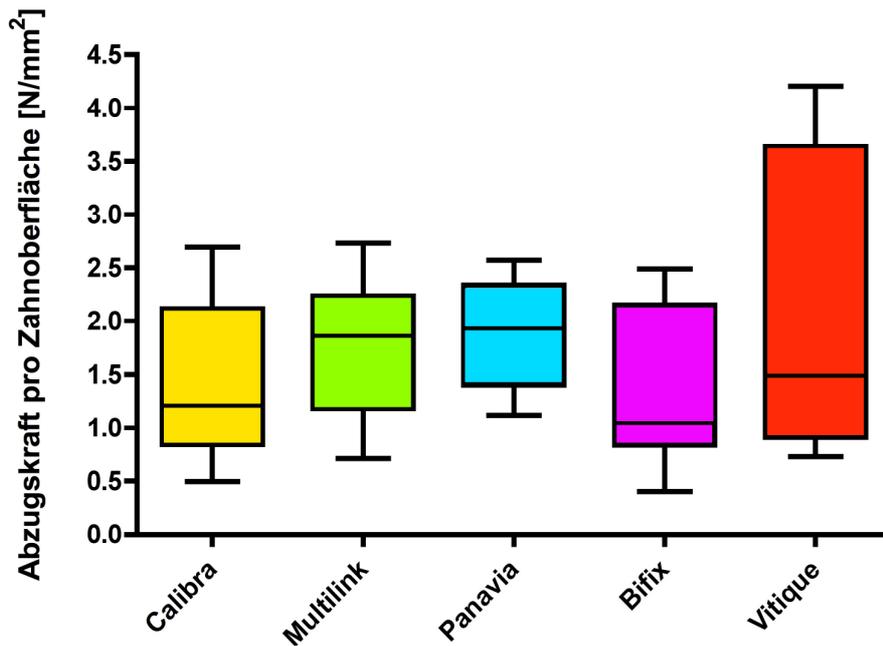


Abbildung 3: Boxplotdiagramm zum Vergleich der Abzugskräfte pro Zahnfläche für die untersuchten Zemente.

Um eine Beeinflussung durch die verschiedene Morphologie der Zahnstümpfe auf die Abzugswerte zu vermeiden, wurde auf eine zufällige Verteilung der Prüfkörper auf die verschiedenen Gruppen geachtet.

Abbildung 4 zeigt die Verteilung der Stumpfoberflächen auf die 5 Versuchsgruppen.

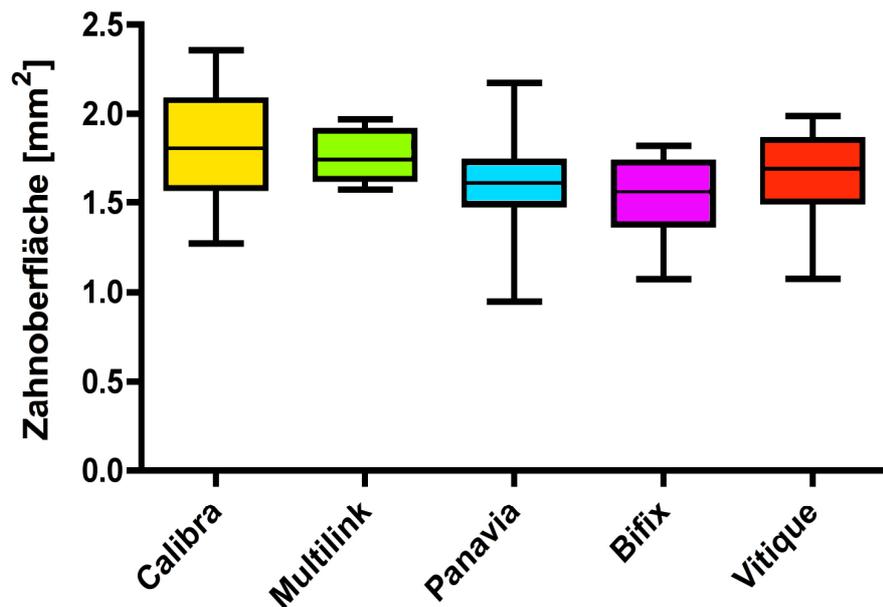


Abbildung 4: Boxplotdiagramm zum Vergleich der Oberflächenverteilung auf die Versuchsgruppen.

3.3 Statistische Auswertung

Die Tabellen 9 und 10 zeigen die p-Werte nach Berechnungen mit dem Mann-Witney-U-Test, wobei in Tabelle 9 mit den absoluten Abzugskräften pro Zahn gerechnet wurde, in Tabelle 10 wurden die Werte bezogen auf die Größe der Zahnoberfläche eingesetzt.

Bei Betrachtung der absoluten Abzugswerte pro Zahn (Tab. 9) zeigt sich, dass statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Abzugswerten der Zemente *Multilink* und *Bifix* (p-Wert = 0,0232) und *Panavia* und *Bifix* (p-Wert = 0,0115) vorhanden sind.

Multilink erreichte hierbei den größten Medianwert von 320 N und den zweitgrößten Minimalwert von 140 N. *Panavia* erreichte den zweitgrößten Medianwert von 313,5 N und den größten Minimalwert von 182 N. Im Gegensatz hierzu kann *Bifix* sowohl bei Medianwert (180 N), als auch Minimalwert (70,9 N) nur jeweils die niedrigsten Abzugswerte vorweisen. Hier wurde auch der niedrigste Maximalwert von 410 N gemessen. Aus Tabelle 10 geht hervor, dass unter Berücksichtigung der Zahnoberfläche keine statistisch signifikanten Unterschiede der Abzugswerte gemessen wurden. Dennoch kann *Panavia* auch hier mit dem höchsten Minimalwert von 1,12 N/mm² bei gleichzeitig niedrigster Interquartildistanz von 0,939 N/mm² und niedrigster Standardabweichung von 0,4856 N/mm² am meisten überzeugen, da die Reproduzierbarkeit und Konstanz eines zufriedenstellenden Ergebnisses für den Gebrauch von Befestigungskompositen in der Praxis ein wichtiges Kriterium darstellt.

Im Gegensatz hierzu erklären in Gruppe 5 (*Vitique*) der mit Abstand höchste Maximalwert von 4,206 N/mm² und der vergleichsweise niedrige Minimalwert von 0,7278 N/mm² die größte Interquartildistanz von 2,7285 N/mm² und die größte Standardabweichung von 1,297 N/mm². Obwohl hier der Mittelwert mit 2,037 N/mm² ebenfalls hoch liegt, versprechen ein niedriger Minimalwert von 0,7278 N/mm² und die große Interquartildistanz keine Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Insgesamt blieb bei 2/3 der Prüfkörper der Kompositzement am Zahnstumpf haften, in 1/3 der Fälle verblieb der Zement im Zirkonoxidkappchen.

	<i>Multilink</i>	<i>Panavia</i>	<i>Bifix</i>	<i>Vitique</i>
<i>Calibra</i>	0,3150	0,2176	0,2475	0,5288
<i>Multilink</i>	-	0,6305	0,0232	0,7959
<i>Panavia</i>	-	-	0,0115	0,8534
<i>Bifix</i>	-	-	-	0,1655

Tabelle 9: Deskriptive Statistik der p-Werte zum Vergleich der verschiedenen Kompositzemente nach Mann-Witney-U-Test, bezogen auf die absoluten Abzugswerte pro Zahn. Es zeigt sich in den hervorgehobenen Werten eine statistische Signifikanz, welche bei Werten mit $p < 0,05$ zustandekommt.

	<i>Multilink</i>	<i>Panavia</i>	<i>Bifix</i>	<i>Vitique</i>
<i>Calibra</i>	0,2475	0,1051	0,7394	0,3930
<i>Multilink</i>	-	0,6305	0,1655	1,000
<i>Panavia</i>	-	-	0,0753	0,5787
<i>Bifix</i>	-	-	-	0,3150

Tabelle 10: Deskriptive Statistik der p-Werte zum Vergleich der verschiedenen Kompositzemente nach Mann-Witney-U-Test unter Berücksichtigung der Größe der jeweiligen Zahnoberflächen. Es zeigt sich keine statistische Signifikanz ($p < 0,05$).

4 Diskussion

4.1 Zahnmaterial

Für den Versuch wurden extrahierte, menschliche Zähne verwendet. Diese wurden nach der Extraktion und während der Dauer der Untersuchungen in einer isotonen Kochsalz-Lösung mit einem 0,1 %igen Zusatz von Natriumacetat bei Raumtemperatur gelagert. Eine Untersuchung von Retief et al. (1989) und Dewald et al. (1994) hat gezeigt, dass sich die Haftkraft zwischen Komposit und Dentin bei verschiedenen Lagerungsmedien nicht signifikant verändert. Die feuchte Lagerung der Zahnstümpfe sollte ein Austrocknen der Zahnhartsubstanz verhindern, außerdem wurde durch den Zusatz von Natriumacetat eine Keimbesiedlung oder Keimvermehrung ausgeschlossen.

Alle Zähne wurden zeitnah zum Versuchsbeginn extrahiert, das biologische Alter der Zähne war jedoch nicht bekannt. Zudem war unklar, ob die Zähne eventuell Vorschädigungen erlitten hatten. Unterschiede in Struktur, Wassergehalt und Kalzifikation erschwerten ebenfalls die Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus (Heydecke et al 1999).

Bei natürlichen Zähnen sind Haftungswerte der Zemente am Dentin stark von dessen Beschaffenheit abhängig (Prati 1998). So verringern sowohl zu feucht- oder zu trocken gehaltenes Dentin, als auch Sklerosierung des Dentins die Haftung der Adhäsivzemente. Selbst der Abstand von Dentinoberfläche zur Pulpa hat Einfluss auf die Haftkräfte, da je nach Dentindicke die Weite der Dentintubuli variiert (Schaller et al 1994). Auch Faktoren, wie der Flüssigkeitsstrom aus den Dentintubuli oder eine eventuelle Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz konnten nicht berücksichtigt werden (Brännstrom 1977). Die dadurch möglicherweise entstandenen Unterschiede konnten durch die zufällige Verteilung der Zähne auf die verschiedenen Versuchsgruppen vernachlässigt werden. Um dennoch die unterschiedlich großen Oberflächen der Zahnstümpfe, welche durch die sich an der Morphologie der Zähne orientierenden Präparation unvermeidlich war, zu berücksichtigen, wurden die Oberflächen der Stümpfe berechnet und bei der Auswertung der Ergebnisse mit einbezogen.

4.2 Zemente

Da Zirkonoxid eine sehr feste und gleichzeitig opake Struktur aufweist, können Restaurationen aus diesem Material auch konventionell mit Zinkoxidphosphatzement oder Glasionomierzement befestigt werden. Allerdings wurden aufgrund verschiedener Vorteile, wie der bessere Verbund zwischen Zahnersatz und Zahnstumpf, ein geringerer Randspalt und erhöhte Bruchfestigkeit (Blatz et al. 2004) nur Adhäsivzemente untersucht.

Da bei rein chemischen härtenden Zementen der Nachteil besteht, dass nach Anmischen wenig Einflussmöglichkeiten auf die Aushärtungsdauer vorliegen, und bei rein lichthärtenden Zementen ein Aushärten in der Tiefe, gerade bei opaken Materialien wie Zirkonoxid, nicht gewährleistet werden kann, wurden in der vorliegenden Studie nur dualhärtende Zemente verwendet. Diese ermöglichen es, den Abbindeprozess zu steuern (Tezvergil-Mutluay 2007).

Eine Studie von Ernst et al. (2008) konnte selbst ohne Lichtpolymerisation unter Verwendung dualhärtender Zemente hohe Retentionswerte erreichen.

Können allerdings die Regeln für das Verarbeiten von Kompositzementen nicht eingehalten werden, entstehen nach adhäsiver Befestigung oftmals Verfärbungen am Kronenrand. Die Verfärbungen lassen annehmen, dass in diesen Fällen kein optimaler Verbund erreicht werden konnte und sogenannte „microleakages“ entstanden sind, also Undichtigkeiten zwischen Krone und Zahn. Folgen hiervon können die Besiedlung des Spaltes von Mikroorganismen und eine Sekundärkaries sein. Ein regelrechter Verbund durch adhäsive Zemente und eine somit suffiziente Versorgung ist nur bei optimaler Verarbeitung der Materialien im Munde des Patienten zu erreichen (Naumann 2000).

Die für die Befestigung der Kompositzemente benötigte absolute Trockenlegung konnte in der In-Vitro-Studie problemlos gewährleistet werden, da die Prüfkörper während des Klebevorgangs der Kochsalzlösung entnommen und getrocknet wurden. Ob diese Voraussetzungen unter In-Vivo-Verhältnissen immer realisiert werden können, ist fraglich. Die Verwendung von Kompositzementen sollte jedoch nur dann stattfinden, wenn angemessene Verarbeitungsbedingungen vorherrschen (Edelhoff et al 2000).

4.3 Kritik an der Methodik

Um die Retentionskräfte der verschiedenen Adhäsivzemente ermitteln zu können, wurden die durchgeführten In-Vitro-Versuche gegenüber der In-Vivo-Situation stark vereinfacht. Aus diesem Grund können die Versuchsergebnisse nur eingeschränkt auf die tatsächlichen Verhältnisse in der Mundhöhle übertragen werden. Außerdem muss berücksichtigt werden, dass artifiziell Fehlerquellen in die Simulation der klinischen Situation eingebaut werden können, welche teilweise in der realen klinischen Situation nicht auftreten würden.

Die für den Versuch gewählte axiale Zugkomponente wird als Grundversuch der statistischen Festigkeitsprüfung betrachtet. Durch ihren einfachen Aufbau ermöglicht sie einen Vergleich der verschiedenen Zemente untereinander (Finger 2000). Auf das natürliche Zahnsystem wirken jedoch nicht nur Zugkraft, sondern auch horizontale, vertikale und extraaxiale Kraftkomponenten (Kirchoff 1978).

Auch der konstante Präparationswinkel von 4 Grad, welcher durch die Nutzung des Parallelometers realisiert wurde, um die Abzugswerte vergleichbarer zu machen, kann in der Praxis nicht immer eingehalten und klinisch nur als Richtwert gesehen werden.

Da alle Versuchsschritte ausschließlich von der Verfasserin durchgeführt wurden, sollten sich subjektive Fehler, die bei der Versuchsdurchführung hätten zustande kommen können, weitestgehend aufheben.

4.4 Diskussion der Ergebnisse

Aufgrund der großen Varianz der ermittelten Abzugswerte innerhalb der jeweiligen Gruppen, welche einer relativ geringen Varianz der Ergebnisse der Gruppen untereinander gegenüber steht, kann keine eindeutige Bewertung der einzelnen Zemente stattfinden. Es können jedoch Vermutungen darüber angestellt werden, welcher Kompositzement in der Praxis die besten Haftwerte erzielen kann. Die große Varianz der Ergebnisse kann teilweise durch die vereinfachten In-Vitro-

Versuchsbedingungen begründet werden, welche in Kapitel 4.1 bis 4.3 erläutert wurden.

Die Vermutung, dass trotz Varianz der Abzugswerte viele Kompositzemente verschiedener Anbieter für die adhäsive Befestigung keramischen Zahnersatzes geeignet sind, unterstützen auch die Untersuchungen von Yan et al. (2009), Sarabi et al. (2009) und Yoshida et al. (2007), welche zu dem Ergebnis kamen, dass Kompositzemente im Allgemeinen ein adäquates Befestigungssystem für Keramikrestorationen darstellen.

Hinsichtlich der p-Werte zeigt sich, dass unter Berücksichtigung der Zahnoberfläche keine signifikanten Unterschiede der Abzugswerte zu erkennen sind (vgl. Tab. 10).

In der Studie von Yan XB et al., in welcher die Haftwerte von *Panavia* mit anderen Kompositzementen verglichen wurden, konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Auch die Versuche von Ernst et al. (2005) ermittelte bei ähnlichem Versuchsaufbau keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte verschiedener Kompositzemente, darunter auch *Panavia*. Betrachtet man die Ergebnisse genauer, so fällt auf, dass in dieser Studie alle Abzugswerte ungefähr doppelt so groß sind wie die der vorliegenden Studie. So stehen die Abzugswerte der Verfasserin für *Panavia* mit einem Minimum von 1,12 N/mm² und einem Maximum von 2,571 N/mm² den Ergebnissen von Ernst et al. mit einem Minimum von 3,3 N/mm² und einem Maximum von 5,1 N/mm² gegenüber. Da in der Studie von Ernst et al. alle Versuchsergebnisse insgesamt höher ausfallen, das Verhältnis von Streuung und Differenz innerhalb dieser Ergebnisse jedoch dem Verhältnis der Abzugswerte der vorliegenden Studie zueinander entspricht, kann davon ausgegangen werden, dass die Abweichung durch Differenzen im Versuchsaufbau oder in der Durchführung der Versuche zustande kam. Diese Unterschiede sollten allerdings konstant sein, da die Verfasserin alle Versuche alleine und unter stets gleichen Bedingungen durchgeführt hat.

Diesen Ergebnissen entgegensetzen ist die Studie von Peumanns et al. (2007), welche eindeutige Unterschiede der Haftwerte verschiedener Adhäsivzemente zu CAD/CAM gefertigten Restaurationen nach thermocyclischer Behandlung ermittelte. Diese unterschiedlichen Ergebnisse unterstützen die Annahme, dass klinische Langzeitstudien für eine aussagekräftige Bewertung der Zemente essentiell sind.

Bedacht werden muss auch, dass oft ein Zirkonia Primer zum Silanisieren der Kroneninnenfläche empfohlen wird, welcher hier nicht verwendet wurde. Studien wie die von Perdigao et al. (2006) kamen jedoch zu dem Ergebnis, dass es durch das Silanisieren keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Haftwerten verschiedener Kompositzemente gibt.

Allerdings zeigte sich bei Betrachtung der Bruchflächen, dass bei insgesamt 2/3 der hier ausgewerteten Prüfkörper der Kompositzement am Zahnstumpf haften blieb, in nur 1/3 der Fälle verblieb der Zement im Zirkonoxidkäppchen. Es war also überwiegend ein besserer Verbund von Dentinadhäsiv und Kompositzement als zwischen Zement und Zirkonoxidkäppchen festzustellen. Studien von Lehmann und Kern (2009) und Atsu et al. (2006), welche höhere Haftwerte durch unterschiedliche Vorbehandlung der aus Zirkonoxid bestehenden Kroneninnenfläche erlangten, lassen vermuten, dass auch in dieser Studie durch das Konditionieren der Innenfläche der Käppchen ein stärkerer Verbund zwischen Keramik und Zement hätte erreicht werden können, wodurch teilweise höhere Haftwerte resultieren würden.

Häufiger sind Studien in der Literatur zu finden, in denen nicht die verschiedenen Adhäsivzemente untereinander verglichen werden, sondern beispielsweise unterschiedliche Zementtypen, wie Zinkoxidphosphatzement, Glasionomerezement und Kompositzement. Die Unterschiede der Retentionswerte werden kontrovers diskutiert. Einige Autoren berichten über eine stärkere Retention beim Kompositzement (Ayad et al. 1997 und Tuntiprawon 1997), bei anderen Untersuchungen sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Zementarten festzustellen (Palacios et al. 2006).

Abschließend ist zu erwähnen, dass *Panavia* als einziger der fünf untersuchten Zemente Fluorid freisetzt.

5 Schlussfolgerung

Bevor dentale Werkstoffe beim Patienten eingesetzt werden können, bedarf es einiger Tests, unter anderem hinsichtlich der Qualität, Biokompatibilität und Materialeigenschaften, welche zunächst im Labor stattfinden. Für diese In-Vitro-Untersuchungen gibt es je nach Einsatzbereich und Anforderungen an das Material bestimmte Druck-, Zug- und Biegeprüfungen nach definierten DIN- oder ISO-Normen, die die biomechanischen Eigenschaften von zahnmedizinischen Werkstoffen feststellen und vergleichen sollen (Finger 1985).

Auch wenn die Simulation der Verhältnisse der Mundhöhle nur als ein Modell angesehen (Gale und Darvell 1999) und der klinischen Situation nicht gleichgestellt werden kann, sind In-Vitro-Studien sinnvoll und notwendig, um eventuelle Risiken bei der Anwendung abzuschätzen und zu begrenzen. Es muss allerdings berücksichtigt werden, dass diese In-Vitro-Studie keine In-Vivo-Studie ersetzen kann (vgl. Kap. 4). Aufgrund der großen Varianz der Ergebnisse in diesem Versuch kann auch hier abschließend noch keine Aussage darüber gemacht werden, welcher der fünf Zemente derjenige mit den besten Haftwerten ist. Insgesamt haben alle Zemente akzeptable Werte erreichen können. Unter Berücksichtigung der Reproduzierbarkeit, welche wichtig ist, um ein konstantes und vorhersehbares Ergebnis sicher zu stellen, kann Gruppe 3 (Panavia) mit der kleinsten Standardabweichung und der niedrigsten Interquartildistanz am meisten überzeugen.

Klinische Langzeitstudien und weitere Versuche wären nun jedoch notwendig, um eine eindeutige Aussage über die Eignung der Materialien in der Praxis treffen zu können.

6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, fünf verschiedene Befestigungskomposite bezüglich ihrer Abzugskraft bei CAD/CAM-gefertigten Zirkonoxidkappchen zu untersuchen und zu vergleichen.

Hierzu wurden 50 humane und unversehrte Prämolaren und Molaren zunächst in einen T-förmigen Block aus PMMA eingearbeitet und anschließend mittels Parallelometer bei einem Konuswinkel von 4 Grad präpariert. Dieser Block stellte einerseits das Erreichen eines konstanten Präparationswinkels sicher und erlaubte andererseits das Einspannen des präparierten Zahnes samt aufgebrachtem Kappchen in die *Zwick* Universal-Prüfmaschine. Um auch die Kronenseite des Prüfkörpers in der *Zwick* Maschine befestigen zu können, wurde hier mittels PMMA eine M5 Stahlschraube aufpolymerisiert und daran eine Seilaufhängung angebracht, welche zu einem Kraftschluss führte und so einen Abzugsversuch mit Aufzeichnung der gemessenen Kräfte erlaubte.

Es kamen 5 Versuchsgruppen à 10 Prüfkörper zustande, in denen die fünf verschiedenen Kunststoffzemente mit geeigneten Adhäsivsystemen verwendet wurden: Gruppe 1: *Calibra* (*Dentsply*) mit *Futurabond DC* (*VOCO*), Gruppe 2: *Multilink Automix* (*Vivadent*) mit *Multilink Primer* (*Vivadent*), Gruppe 3: *Panavia F 2.0* (*Kuraray Dental*) mit *Ed primer II* (*Kuraray Dental*), Gruppe 4: *Bifix QM* (*VOCO*) mit *Futurabond DC* (*VOCO*) und Gruppe 5: *Vitique* (*DMG*) mit *Contax* (*DMG*).

Die Ergebnisse der Abzugsversuche zeigten eine große Varianz und können deshalb keine eindeutige Empfehlung zulassen, es besteht nach Mann-Witney-U-Test keine statistisch signifikante Differenz der Abzugswerte, berücksichtigt man die Größe der jeweiligen Zahnstumpfoberfläche.

Um eindeutige Empfehlungen aussprechen zu können, bedarf es weiterer Studien und Ergebnisse von Langzeit- und In-Vivo-Studien.

7 Literaturverzeichnis

Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesman HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 430 - 436

Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 116-121

Bassiouny MA, Grant AA. Physical properties of a visible-light-cured composite resin. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 536-541

Blatz MB, Avishai S, Kern M. Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestaurationen. *Quintessenz* 2004; 55: 33 – 41

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 268 – 274

Brännström M. The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 1977; 56: 917-923

Brännström M, Nordenvall KJ. Bacterial penetration, pulpal reaction and the inner surface of Concise enamel bond. Composite fillings in etched and unetched cavities. *J Dent Res* 1978; 57: 3-10

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853

Castagnola L, Wirz J. Verkauf und Verbrauch von Befestigungszementen in der Schweiz. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1978; 88:681-686

Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. J Dent Res 1989; 68: 476-480

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

Davidson CL, De Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res 1984; 63: 146-148

Dewald JP, Nakajima H, Milam S, Iacopino A. Desinfection/ sterilisation of extracted teeth: effect on dentinbonding strength. J Dent Res 1994; 73: 224-234

Edelhoff D, Horstkemper T, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M. Adhäsiv und konventionell befestigte Empress-1 Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 326-330

Ernst CP, Blum C, Schattenberg A, Stender E, Willershausen B. In-vitro-Retentionskräfte bei selbstadhäsiver Befestigung von Zirkonoxid-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 2008; 63

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

Ezzet KA, Hermida JC, Colwell CW, D’Lima Darryl D. Oxidized zirconium femoral components reduce polyethylene wear in a knee wear simulation. Clin Orthoped Rel Res 2004; 428: 120 - 124

Finger W. Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung In: Eichner K Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd.1, Heidelberg: Hütig, 1985: 34-46

Finger W. Bergiffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7. Aufl. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag, 2000: 385-397

Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res 2003; 82: 238–242

Gale MS, Darvell BW. Thermalcycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999; 27: 89-99

Gwinnett, AJ. Bonding of restorative resins to enamel. Int Dent J 1988; 38, 91-96

Heydecke G, Butz F, Strub JR. Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 637-640

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. München: Urban & Fischer Verlag, 2007

Inokoshi S, Willems G, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Braem M, Van Herle G. Dual cure luting composites. Part I: filler particle distribution. J Oral Rehabil 1993; 20: 133-146

Kirchoff W. Untersuchungen über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen an natürlichen Zähnen. 1. und 2. Teil. Zahnärztl Welt 1978; 87: 1014-1063

Krejci I. Zahnfarbene Restaurationen- Qualität, Potential und Indikationen. München, Wien: Hanser, 1992

Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K. Vollkeramik auf einen Blick. Ettingen: AG-Keramiken, 2006

Lehmann F, Kern M. Durability of resin bonding to zirconia ceramic using different primers. J Adhes Dent. 2009; 11: 479-483

Immich H. Medizinische Statistik. Stuttgart: Schattauer, 1974

Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme, 1993

Lampert F. Der derzeitige Stand der Composite-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztekalendar 1983; 42: 130-137

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent 1999; 81: 597-609

Luthardt R, Musil R. CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 380-384

Lutz, F. Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahn-Komposits. Zürich: Eigenverlag PAR KAR PZM, 1980

Lyons KM, Rodda JC, Hood JAA. The effect of environmental pressure changes during diving on the retentive strength of different luting agents for full cast crowns. J Prosthet Dent 1997; 78: 522-527

Mehl A. CAD/CAM und Keramik, Eine Symbiose der neuen Entwicklungen. Ästhetische Zahnmedizin 2004; 5: 260-267

Mörig G. Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestorationen. Quintessenz 2000; 51: 891-900

Naumann M: Kleben oder Zementieren? Zahnärztl Prax 2000; 4: 298-308

Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 104-114

Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006; 22: 752-758

Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to longterm thermocycling. *Oper Dent* 2007; 32: 372-379

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. *Keramik- Vollkeramik*. Seefeld: 2004, 3M Espe AG

Prati C. In vitro and in vivo adhaesion in operate dentistry; a review and evaluation. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1998; 10: 319-327

Pröbster L. Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration- ein historischer Abriss. *Quintessenz* 1997; 48: 939 - 947

Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shearbond strength of Scotch-bond 2/ Silux to dentin. *Am J Dent* 1989; 2: 269-273

Rosenstiel SF, Land MF, Cispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 280-301

Sarabi N, Ghavamnasiri M, Forooghbaksh A. The influence of adhesive luting systems on bond strength and failure mode of an indirect micro ceramic resin-based composite veneer. *J Contemp Dent Pract* 2009; 10: 33-40

Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B. Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 830-833

Stefan K. Definitive Befestigungsmaterialien. ESPertise Newsletters 2000; 12: 14-16

Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. Br Dent J 1987; 163: 149-15

Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. J Dent 2000; 28: 441-445

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

Theis KW. Glaskeramik - Ein neues Restaurationsmaterial. Phillip J 1987; 4: 38-40

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14: 231-238

Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. Dent Prax 2001; 9: 293-309

Tuntiprawon M. Roughness of tooth-surface and seating of metal crowns. J Dent Res 1997; 76: 56-61

Witkowski S. Hightech Biokeramiken für die Zukunft. Quintessenz Zahntech 2006; 1: 66-76

Yan XB, Wang Y, Zheng G, Lü PJ. Experimental study on bond strength of machinable composite resin and dentin with three kinds of resin cements. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2009; 44: 46-49

Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical properties of dual-cured resin agents for ceramic restoration. *J Prosthodont* 2007; 16: 370-376

Zitzmann NU, Galindo ML, Hagmann E, Marinello CP. Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in the anterior and posterior regions. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 239 – 241

8 Danksagung

Ich danke meiner Mutter Marietta und meiner Schwester Julia für ihre liebevolle und unermüdliche Unterstützung.

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

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

Ich danke Herrn Dipl. Phys. Manfred Grüner und seinen Mitarbeitern sowie Herrn Professor Dr. rer. nat. Bourauel und seinen Mitarbeitern für die Hilfe bei der Umsetzung der Versuche.

Ich danke der Firma DeguDent für das Herstellen der Zirkonoxid-Käppchen.