

**Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
an der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg**

(Direktor: Prof.Dr.med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

**Sektion Zahnärztliche Propädeutik**

(Leiter: Prof. Dr. med. dent. habil. Karl-Ernst Dette)



## **Untersuchungen zur Retention von Gusskronen in Abhängigkeit von Zementspaltbreite und Zementart**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Michael Rösel

geboren am 06.04.1972

in Halle

Gutachter:

1.Prof. Dr. K.-E. Dette

2.Prof. Dr. H.-G. Schaller

3.Prof. Dr. K.-P. Lange

verteidigt am 15.06.2004

**urn:nbn:de:gbv:3-000007491**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000007491>]

## Referat

Als Misserfolg der prothetisch-restaurativen Therapie ist immer wieder zu beobachten, dass sich zementierte Kronen oder Brückenanker nach einer kurzen Funktionszeit lösen. Als gängige Lehrmeinung in der Prothetik galt lange Zeit, dass eine Eigenretention vor der Eingliederung der Kronen erreicht werden sollte und dies die Voraussetzung darstellt, um Retentionsverluste zu vermeiden. Damit wird die Zementspaltbreite in Verbindung mit der Präparationsform als entscheidendes Qualitätskriterium formuliert. In der vorliegenden Arbeit sind experimentelle Untersuchungen zur Retentionskraft zementierter Gusskronen durchgeführt worden. In Abhängigkeit von verschiedenen Spaltbreiten und verschiedenen Befestigungszementen wurde die Retentionskraft gemessen. Dazu wurden Modellstümpfe und Modellkronen mit verschiedenen Platzhalterstärken für die Messungen verwendet. Dadurch ergaben sich Zementspaltbreiten von 29  $\mu\text{m}$  bis 269  $\mu\text{m}$ . Das Zementieren erfolgte mit Zinkphosphatzement, Glasionomerzement und Adhäsivzement. Um Mundbedingungen zu simulieren, wurden die zementierten Kronen einem Temperaturwechselbad unterzogen. Anschließend sind sie mit einer Gängelmaschine mechanisch belastet worden. Die Retentionskraft wurde mit einer Haftkraftprüfmaschine gemessen. Nach Auswertung der Ergebnisse war festzustellen, dass Phosphatzement in einem Spaltbreitenbereich von 65  $\mu\text{m}$  bis 170  $\mu\text{m}$  optimale Retention liefert. Glasionomerzement liefert jedoch generell höhere Werte als Phosphatzement. Auch für niedrigere und höhere Spaltbreiten sind noch ausreichende Retentionswerte zu verzeichnen. In der Verarbeitbarkeit sind beide Zemente unproblematisch. Adhäsivzement zeigt eine von der Spaltbreite weitgehende Unabhängigkeit der Retention. Sie ist in allen Bereichen ausreichend. Aufgrund des Verarbeitungsaufwandes und des Preises ist diese Zementgruppe nicht als Standardmaterial anzusehen. In der Summe der Eigenschaften zeigte in dieser Untersuchung Glasionomerzement die besten Resultate und wäre danach für Standardsituationen empfehlenswert.

Rösel, Michael: Untersuchungen zur Retention von Gusskronen in Abhängigkeit von Zementspaltbreite und Zementart

Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 71 Seiten, 2003

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>2</b>
2.1	Kronenformen und Retention	2
2.2	Dentallegierungen	5
2.3	Zemente	8
2.3.1	Phosphatzement	11
2.3.2	Carboxylatzement	14
2.3.3	Glasionomerzement	14
2.3.4	Adhäsivzement	16
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>21</b>
3.1	Herstellung der Metallstümpfe	21
3.2	Herstellung der Prüfkronen	24
3.3	Messung des Zementraumes	25
3.4	Zementieren	28
3.5	Belastungssimulation	29
3.6	Thermische Wechsellast	32
3.7	Abzugskraftmessungen	33
3.8	Datenverarbeitung und Statistik	36
<b>4</b>	<b>Untersuchungsergebnisse</b>	<b>37</b>
4.1	Spaltbreiten	37
4.2	Retentionskräfte für Phosphatzement	38
4.3	Retentionskräfte für Glasionomerzement	40
4.4	Retentionskräfte für Adhäsivzement	42
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>44</b>
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>57</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>58</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>61</b>
<b>9</b>	<b>Thesen</b>	<b>70</b>

## 1 Einleitung

Neben den verschiedenen Formen der zahnärztlich-restaurativen Maßnahmen mit plastischen Füllungsmaterialien oder Inlays/Onlays spielt bei fortschreitenden Hartschubstanzschäden oder Zahnverlust der festsitzende Zahnersatz mit Kronen und Brücken eine immer größer werdende Rolle. Bei der Herstellung des Zahnersatzes ist eine Zusammenarbeit des Zahnarztes mit dem Zahntechniker erforderlich. In der Regel sind mehrere Arbeitsschritte mit Umkehrprozessen von Positiv- in Negativformen notwendig. Passungstoleranzen sind dabei herstellungsbedingt unvermeidlich. Es gibt neben ideal passenden Kronen sowohl Kronen mit einer Spielpassung als auch solche mit Aufpassungsschwierigkeiten. Um zeitraubenden Korrekturen beim Aufpassen solcher Kronen und Brücken aus dem Wege zu gehen, erwartet der Zahnarzt vom zahntechnischen Labor Kronen, die sich spontan einsetzen lassen. Deswegen ist zu vermuten, dass „sicherheitshalber“ häufig Kronen von vornherein mit einer Spielpassung hergestellt werden. Der Zementspalt zwischen Krone und Stumpf wird dadurch größer als notwendig. Daraus folgt, dass die Kronen häufig keine Eigenretention mehr haben. Diese galt jedoch traditionell als Qualitätskriterium für eine gute Passung.

Daraus ergibt sich die Frage, ob beim Verzicht auf die klassische Forderung der Eigenretention der Krone nach dem Zementieren mit einer verminderten Haftung zu rechnen ist.

Ziel der Untersuchung war die Messung der Retentionskraft von zementierten Kronen auf Modellstümpfen in Abhängigkeit von der Breite des Zementspaltes und der Zementart.

Das In-vitro-Experiment sollte sich an einer prothetischen Standardversorgung, der Gusskrone auf einer Hohlkehlpräparation, orientieren. Dabei sollten die Befestigungsmaterialien der Prüfkronen einer künstlichen Alterung in Form eines thermischen und eines mechanischen Belastungszyklus ausgesetzt werden, um die Stabilität der Zementfuge unter möglichst natürlichen Bedingungen zu prüfen.

Aus ethischen Gründen ist das nur im Experiment in vitro möglich.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Kronenformen und Retention

Eine breite Anwendung von Gusskronen erfolgte in den 50er Jahren des 20. Jahrhunderts (STRUB 1994). Dadurch wurden die gelöteten Ring-Deckelkronen (Metallbandkronen) abgelöst. Ein weiterer bedeutender technologischer Schritt war die Einführung der Metallkeramik in den 60er Jahren. Die metallkeramische Verblendung ist heute als Standard für zahnfarbenen Zahnersatz anzusehen (ALT und STRUB 1994).

Die klinische Erfolgswahrscheinlichkeit von Kronen- und Brückenversorgungen ist als hoch einzustufen. Festsitzende Restaurationen versehen unter Praxisbedingungen viel länger ihren Dienst, als noch vor Jahren angenommen wurde. Die durchschnittliche klinische Funktionsperiode von Kronen und Brücken wird heute auf 15 bis 25 Jahre geschätzt (KERSCHBAUM et al. 1991). Erst nach dieser Zeit sind mehr als 50 % der ursprünglich eingegliederten Restaurationen verloren oder durch neue ersetzt. So fand KARLSSON (1986) von 944 untersuchten Kronen nach 10 Jahren noch 93,3 % der Einzelkronen in Funktion. RÜGER (1979) berichtet über 87,7 % nach 10 Jahren und 65,8 % nach 18 Jahren noch im Mund verweilende Kronen und Brücken bei einer Anzahl von 353 Kronen/Brücken. ERPENSTEIN et al. (1992) fanden bei Nachuntersuchungen an eigenen Patienten nach 15 Jahren noch rund 84 % der Kronen in Funktion und gingen davon aus, dass vor der 10-Jahres-Grenze nur ca. 1 % pro Jahr in Verlust geraten oder erneuert werden müssen. Von 9996 nachverfolgten Einzelkronen zeigten Vollgußkronen nach 12 Jahren bei LEEMPOEL (1987) die günstigsten Ergebnisse von allen untersuchten Kronenarten.

Ein weiterer signifikant positiver Faktor für die Verweildauer von Kronen ist die Vitalität des Zahnes (LEEMPOEL 1987). Nach 10 Jahren ist bei ca. 15 % der Zahnstümpfe ein Vitalitätsverlust und bei ca. 4 % eine apikale Parodontitis festzustellen (KERSCHBAUM 1983). Ein Pfeilverlust durch Zahnextraktion tritt selten ein. Das betrifft nur 2,1 % der Zahnstümpfe (ERPENSTEIN et al. 1992).

Trotz dieser positiven Bilanz gibt es zahlreiche Hinweise auf Fehler und Misserfolgsgründe. So fanden FUHR et al. (1972), dass es vermutlich durch okklusale Traumata, extraaxiale Belastungen oder fehlende Kontaktpunkte an 13 von 14 untersuchten Kronen zu pathologischen Veränderungen des parodontalen Gewebes gekommen war. Daher sollte die klinische Wertung einer Einzellkrone nicht ohne Beurteilung der gesamten biologischen und funktionellen Einheit geschehen. So waren Retraktionen des Gingivalsaumes oder abstehende Kronenränder bei etwa der Hälfte aller nachuntersuchten Kronen nachzuweisen (FUHR et al. 1971).

Nach HÜTTNER (1971) haben 44,6 % der Kronen abstehende Kronenränder und fehlende Kontaktpunkte.

Die meisten „nicht erfolgreichen Kronenversorgungen“ können jedoch wiederholt werden. Bei KERSCHBAUM (1986) sind ca. 2/3 der Kronenversorgungen neu mit Kronen/Brücken therapiert, bei LEEMPOEL (1987) sind sogar drei Viertel der Überkronungen neu angefertigt worden. Daraus kann man schlussfolgern, dass neben Kronenrandkaries und ästhetischen Problemen auch Retentionsverlust als Neuversorgungsgrund eine Rolle spielt.

Die Häufigkeit der Lösung einer Restauration vom Zahn, die eine Rezementierung nötig macht, wird in der Literatur unterschiedlich beschrieben. Hier ist die große Variabilität (0 – 14 %) erstaunlich.

Hauptversagensgrund von Teilkronen sind Dezementierungen (MEYER 1999).

Da ausreichend retentive Präparationen selten sind (NORDLANDER 1998), ist auch der Retentionsverlust bei Gusskronen ein relativ häufiger Versagensgrund.

Tab.1: Literaturübersicht zur Häufigkeit von Dezementierungen bei Einzelkronen

Autor	Jahr	Retentionsverlust
GLYN JONES	1972	13,7 % nach 5 Jahren
MCLEAN	1972	0-4,5 % nach 2-5 Jahren
ERPENSTEIN und DIEDRICH	1977	0 % nach 3,2 Jahren
KERSCHBAUM und IMM	1983	4,9 % nach 1-10 Jahren
LEEMPOEL et al.	1985	1 % nach 1-11,5 Jahren

Tab.2: Literaturübersicht zur Häufigkeit von Dezementierungen bei Brücken

Autor	Jahr	Retentionsverlust
NYMAN und LINDHE	1979	3,3 % nach 6,2-8 Jahren
KARLSSON	1986	12,6 % nach 10 Jahren

Als einflussreichste Faktoren für die Loslösung vom Kronen- oder Brückenpfeiler werden nach VOß und MEINERS (1989) bezeichnet:

- Konvergenzwinkel der Präparation
- Klinische Länge und Rauigkeit des Stumpfes
- Passform und Innenrauigkeit der Restauration
- Reinigungs- und Trocknungsmethode für Stumpf und Krone
- Mechanische Eigenschaften des Befestigungszementes
- Methodik des Anrührens des Befestigungszementes
- Widerstandsfähigkeit der Restauration gegen Kau- und Artikulationskräfte

Mit der „Passform“ wäre zugleich die Zementspaltbreite bzw. Eigenretention umschrieben.

Eigenretention beschreiben KAUFMANN et al. (1966) als den Grad des Kontaktes zwischen Zahn und Kroneninnenflächen. Die meisten Autoren sehen allerdings keinen Zusammenhang zwischen der Eigenretention und den späteren Retentionswerten nach dem Zementieren (KAUFMANN et al. 1966, JØRGENSEN und Esbensen 1968, LOREY und MYERS 1968, MARKER et al. 1987).

Nach MARKER et al. (1987) haben 70 % der Kronen mit Eigenretention weniger Retention nach dem Zementieren als Kronen, die mit Platzhalter hergestellt worden sind. Ohne Platzhalter hergestellte Kronen haben 32 % weniger Retention als Kronen mit zwei Schichten Platzhalter (VERMILYEA et al. 1983).

In einer Metaanalyse ermittelten GOODACRE et al. (2001), dass der okklusale Konvergenzwinkel, also der doppelte Präparationswinkel für eine „funktionierende“ Präparation 10 - 20 ° betragen sollte. Das bedeutet einen Winkel für jede Seitenfläche von 5 - 10 °.

Kleinere Präparationswinkel führen zu ungünstigen Abflussbedingungen für den Befestigungszement mit der Folge einer Passungsungenauigkeit im endgültigen Sitz. Die Stumpfhöhe sollte mindestens 3 mm für Prämolaren und 4 mm für Molaren betragen. Wenn diese Umstände nicht gegeben sind, werden vertikale Rillen zur Retentionsverbesserung empfohlen (WILSON und CHAN 1994).

Ist die Präparation zu konisch gestaltet, genügen oftmals geringe Abzugskräfte zum Lösen der Restauration (KIMMEL 1981, ZIDAN und FERGUSON 2003).

## **2.1 Dentallegierungen**

Schon im Altertum wurden für Zahnersatz neben anderen Werkstoffen, wie Knochen, Elfenbein und Holz auch Gold und Goldlegierungen verwendet. In Ägypten wurden Mumien Schädel gefunden, deren Zähne Schienen aus Golddrähten aufwiesen. Von den Etruskern sind kunstvolle, aus Goldbändern gefertigte Vorrichtungen bekannt, die zur Verankerung künstlicher Zähne am Restgebiss dienten. Gelötete Goldringe aus dieser Epoche können als Vorläufer von Kronen betrachtet werden. Erst gegen Ende des 19.



Jahrhunderts jedoch wurden die Edelmetalle in der Zahnheilkunde systematisch eingesetzt. Dem Stand der Goldschmiedetechnik entsprechend wurde Zahnersatz durch Zusammenlöten verformter Bleche gefertigt. Erst mit Einführung der Gießtechnik eröffneten sich neue Wege (STRUB 1994). Neben den hochgoldhaltigen Legierungen wurden aus wirtschaftlichen Überlegungen sehr bald goldreduzierte Legierungen und Nichtedelmetalle eingesetzt (VOß und MEINERS 1989).

Legierungen sind Lösungen oder Mischungen zweier oder mehrerer Metalle in- oder miteinander. Die Lösung oder Mischung eines Metalles mit Nichtmetallen wird nur dann als Legierung bezeichnet, wenn der Metallcharakter bewahrt bleibt (HOFFMANN-AXTHELM 1996).

Folgende Legierungsgruppen mit ihren wesentlichen Eigenschaften gelangen gegenwärtig zum Einsatz in der Zahnmedizin:

#### Edelmetall-Dentallegierungen (hochgoldhaltige, goldreduzierte)

- Gute mechanische Eigenschaften
- Gut verarbeitbar
- Gut gießbar, geringe Empfindlichkeit gegenüber Verarbeitungsfehlern
- Gusskontraktion der Legierungen gut abgestimmt mit der Einbettmassexpansion, daher gute Einstellung der Passung möglich
- Mundbeständigkeit
- Hoher Preis

#### Nichtedelmetall-Dentallegierungen (CoCrMo, NiCr, CoCr)

- Nachteile in Verarbeitbarkeit
- Abweichungen (z.B. Überhitzen der Schmelze) beeinträchtigen die mechanischen Eigenschaften und damit die Belastbarkeit
- Hoher Elastizitätsmodul (weitspannende Brückenkonstruktionen)

- Gefahr allergischer Reaktionen auf Nickel (bei NiCr)
- Kritische Bewertung der Biokompatibilität
- Kostengünstig

nach Heraeus-Kulzer (1995)

In Deutschland werden etwa 900 Dentallegierungen von verschiedenen Herstellern angeboten (KAPPERT 1994). Je nach Anforderung an die Materialeigenschaften, z.B. bestimmte Härte, steht für jede Aufgabe im zahnärztlichen Bereich ein ausreichendes Angebot der Industrie an Legierungen zur Verfügung.

Aufgrund ihrer unterschiedlichen Zusammensetzung unterscheiden sich die Legierungen in Härte, Belastbarkeit und Deformation unter Last (Elastizitätsmodul).

Als Härte wird der Widerstand eines Feststoffes gegen elastische oder teilplastische Verformung, z.B. durch Eindringen anderer Körper, oder gegen Zerstörung der Oberfläche (Abrieb) bezeichnet.

Die Härte spielt für die Stabilität unter Belastung eine große Rolle. Deformationen der Krone können eine Ursache für die Lösung der Kronen sein.

Je nach resultierenden Eigenschaften werden die Legierungen in vier Typen unterteilt. Wobei sich die Legierungstypen III und IV insbesondere für Gusskronen eignen.

## 2.3 Zemente

In der Zahnheilkunde dienen Zemente zur Befestigung von indirekten Restaurationen, aber auch als provisorisches und definitives Füllmaterial, Unterfüllungsmaterial und Wurzelfüllmaterial.

Die zurzeit im Einsatz befindlichen Zemente haben zum Teil eine annähernd 200 Jahre dauernde konsequente Weiterentwicklung durchlaufen, die vor allem auf eine werkstoffkundliche Verbesserung der Eigenschaften abzielte.

Die dentalen Befestigungszemente haben die Aufgabe, den Spalt zwischen Restauraionswerkstoff und Zahnhartsubstanz auszufüllen und damit die Retention zu bewerkstelligen. Das bedeutet, einen dauerhaften Halt der Restauration auf dem Zahnstumpf zu gewährleisten.

Die klassischen Zemente sind Substanzen, die man durch das Mischen eines basischen Pulvers mit einer Säurelösung erhält.

Das Retentionsprinzip zwischen Restauration und Stumpf beruht auf einer Verriegelung durch die Zementkörner, also einer mikromechanischen Verankerung der Zementkörner in den Mikrorauigkeiten des Zahnstumpfes einerseits und der Kroneninnenfläche andererseits.

Abweichend dazu nehmen die Adhäsivzemente eine Sonderrolle ein, da hier durch Vernetzungsvorgänge langkettige Moleküle entstehen (siehe Kapitel 2.3.4) und spezielle Haftungsmechanismen hinzukommen.

Die verschiedenen Eigenschaften der Zemente werden in den einzelnen Kapiteln besprochen.

Die nach dem Zementieren zwangsläufig verbleibende Zementfuge stellt einen entscheidenden Schwachpunkt aller gegossenen Restaurationen dar.

In der zahnärztlichen Prothetik galt lange Zeit eine Spaltbreite von 30 – 50 µm als optimal (DREYER-JOERGENSEN 1958). MARXKORS et al. (1971) erweiterten diese Forderung auf 100 µm. In der Praxis sind dagegen durchaus Randschlussfehler von 300 µm bis 500 µm zu beobachten (KERSCHBAUM und FABER 2001).

Die Mundflüssigkeit und eine stärkere mechanische Belastung sind bei der Auflösung des Zementes aus der Fuge ein beschleunigender Faktor (SCHWICKWERATH 1979). Eine nicht korrekte Verarbeitung/Anmischung

verstärkt die Löslichkeit des Befestigungszementes (OSBORNE und WOLFF 1991). Das Zusammenspiel dieser Faktoren bestimmt die Beständigkeit der Zementfuge und damit die Dauerhaftigkeit der Retentionsfunktion des Zementes. Der Grad der Auswaschung an der Zementfuge bestimmt die Menge der Plaqueanlagerung. Das Risiko einer Sekundär-/Randkaries erhöht sich (VOß und MEINERS 1989).

Jede Art von Zement benötigt einen gewissen Raum zwischen präpariertem Zahnstumpf und Kroneninnenfläche. Je nach größter Korngröße des Zementmaterials muss ein entsprechender Hohlraum vorhanden sein. Das vollständige Platzieren der Restauration kann durch einen zu geringen Zementspalt beeinträchtigt werden. Ist in der Krone der Stempeldruck zu groß, ist eine erhöhte zervikale Diskrepanz messbar (TUNTIPRAWON 1997).

Als zervikale Diskrepanz bezeichnet man den Abstand zwischen dem Oberrand der präparierten Stufe und dem unteren Kronenrand. Diesen Spalt soll dann der Zement ausfüllen. Dabei ist die Erhöhung der Krone vor allem abhängig von dem vorgegebenen Zementspaltraum (WANG et al. 1992, WILSON 1994, TUNTIPRAWON et al. 1996, TUNTIPRAWON 1997).

Nach DEMMEL et al. (1971) kann der zervikale Randspalt, der allein durch den Zement verursacht wird, bei komplizierten, den Zementabfluss behindernden Stumpf-Präparationsformen bei 100 µm bis 195 µm liegen. Auch nach MARXKORS et al. (1971) kann durch die Zementierung ein relativ großer Abstand zwischen Krone und Stumpf hervorgerufen werden, der möglicherweise nach dem Zementieren okklusale Suprakontakte hervorruft. MARXKORS et al. (1971) nennen einen Betrag bis zu 200 µm.

Bei einem Zementspaltraum von 0 µm verhindern die Korngröße und Viskosität des Zementes eine Näherung der Kroneninnenwand an die Stumpfwände. Bei einem Zementspaltraum von 30 µm beträgt der Abstand zwischen den Wänden nach dem Zementieren nicht weniger als ca. 40 µm (WILSON 1994). Weiterhin konnte WILSON zeigen, dass bei Phosphatzement und einem Zementraum von 20 µm ca. 200 µm zervikale Diskrepanz und bei 30 µm ca. 100 µm zervikale Diskrepanz durch das nicht vollständige Platzieren resultiert. Die Zunahme der zervikalen Diskrepanz beim Zementieren, abhängig von verschiedenen Platzhalterschichtstärken ist vielfach für Phosphatzement untersucht worden (GRAJOWER et al. 1989, WILSON 1994, CARTER und WILSON 1997).

So vermindert sich einerseits die Fläche, die Retention bereitstellt und andererseits wird der Abstand zwischen Kroneninnenwand und Stumpfseitenfläche durch den Zement vergrößert.

Weiterhin ist ein nicht vollständiges „Aufsetzen“ der Krone vom Präparationswinkel (KIMMEL 1981), der Viskosität des Zementes (JØRGENSEN 1963), der Einsetzkraft (WANG et al. 1992), der Zementviskosität (PILO und CARDASH 1998), der Gestaltung der Stufe und anderen Faktoren abhängig (WANG et al. 1992).

Ein weiterer Faktor beim Zementieren ist die Kronendeformation, die besonders bei Zementen mit zu hoher Viskosität auftritt. Durch Platzhalter kann dies nicht vollständig korrigiert werden. Dünnere Kronen deformieren mehr als dickere Kronen. Nur eine okklusale Entlüftung oder niedrige Viskositätswerte der Zemente verhindern die Deformationen. Für VMK-Kronen oder Vollkeramikrestaurationen wird wegen der verbleibenden Spannung nach dem Zementieren vermutet, dass dadurch Spätfrakturen auftreten (WILSON et al. 1990).

Auch die Präparationsform der Stufe kann Einfluss auf die zervikale Diskrepanz haben, denn durch den scharfen Winkel der Stufenpräparation kann eine Abflussbehinderung zustande kommen (WANG et al. 1992).

Die zervikale Diskrepanz ist dabei abhängig von dem Winkel der Stufenpräparation. Eine 90° Stufe behindert den Abfluss des Zementes stärker als eine 135° Stufe (BOTTINO et al. 2002).

Die beiden konventionellen Zemente Phosphatzement und Glasionomerezement sind elastisch nicht verformbar. Auf Kräfteinwirkungen reagieren sie spröde und zeigen Aussprengungen und Brüche. Kunststoffzemente haben dagegen einen geringeren Elastizitätsmodul und zeigen sich flexibler (LI und WHITE 1999).

Aufgrund dieser Eigenschaften der Zemente empfehlen LYONS et al. (1997) nach Untersuchungen bei Tauchern, die unterschiedlichen Drücken ausgesetzt sind, Kronen mit Adhäsivzement einzugliedern. Auch MUSAJO et al. (1992) beobachteten bei Druckwechsel (Druckkammerversuche) eine Verringerung der Retention und empfehlen Präparationen mit hoher Retention anzustreben, wenn Personen Druckwechsel ausgesetzt sind.

### 2.3.1 Phosphatzement

Die Entwicklung dentaler Befestigungszemente ging von Zinkphosphatzementen aus. Zinkphosphatzemente wurden erstmals 1877 erwähnt.

Nach BREUSTEDT (1964) beschrieb Rostaing di Rostagni 1877 einen Zement aus geglühtem Zinkoxid-Pulver und einer Anrührflüssigkeit aus Phosphorsäure als „Dentinmagne“. Auf das Jahr 1878 geht der sogenannte Fletcherzement zurück, der aus Kalk-, Kieselerde- und Tonerdepulver und wiederum Phosphorsäure als Anrührflüssigkeit bestand.

Phosphatzemente entstehen aus der Reaktion von Phosphorsäure (Flüssigkeit) mit Zinkoxid (Pulver). Das ZnO-Pulver kann je nach Fabrikat noch verschiedene Zusätze enthalten (MnO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, CaO). Als Anrührflüssigkeit dient eine 50 - 70 %ige H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>-Lösung, welche zur Verminderung der Abbindegeschwindigkeit mit Ca-, Mn-, Mg- und Zn-Oxiden versetzt worden ist (BREUSTEDT 1964).

Werden Pulver und Flüssigkeit zu einer plastischen Masse verarbeitet, so diffundiert die Phosphorsäure zunächst in die Randbezirke der als Kristallkonglomerate aufzufassenden Pulverkörner. Dabei bilden sich unter Freiwerden von Wasser, von der Peripherie zum Zentrum des Kornes fortschreitend, Zonen von primärem, sekundärem und tertiärem Zinkphosphat. Dadurch, dass sich die Kristallite in den Randzonen gegenseitig verzahnen, kommt es zur primären Erhärtung. Es entsteht ein heterogener fester Körper, der im wässrigen Milieu oft sauer reagiert. Die primäre Erhärtung ist abgeschlossen, wenn die Masse wie Tafelkreide bricht. In der Aushärtungsphase gehen die sauren Randzonen immer mehr in tertiäres Zinkphosphat (Zn<sub>4</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>(OH)<sub>2</sub>) über.

Während der Abbindereaktion hat der Zement einen teigigen Zustand, in dem er stets sauer reagiert. Am Ende der Abbindung zeigen Phosphatzemente eine Erhärtungskontraktion, die im wesentlichen auf der Wasserabgabe beruht.

Die Abbindereaktion ist exotherm. Sie wird vom Pulver- Flüssigkeitsverhältnis beeinflusst. Dieses Verhältnis beeinflusst darüber hinaus die mechanischen Eigenschaften des abgebundenen Zementes, nämlich die Festigkeit, genauso wie die Löslichkeit und die Toxizität.

Ein hohes Pulver/Flüssigkeits-Verhältnis verkürzt die Verarbeitungszeit. Gleichzeitig wird die Härte gesteigert und die Löslichkeit verringert, dies wirkt sich auf die Auswaschung der Zementfuge aus. Durch einen hohen Pulveranteil vergrößert sich aber auch die Filmdicke. (WINDELER 1979). Im Durchschnitt liegt die erreichbare Filmdicke bei 25µm (NAUMANN 2000).

Durch eine Verringerung des Pulveranteils um 30 % (z.B. für eine flüssigere Konsistenz beim gleichzeitigen Einsetzen von mehreren Kronen) kommt es auch zu einer 30 %igen Reduktion der Druckfestigkeit mit nachteiligen Wirkungen für die Stabilität der Zementfuge.

Die Druckfestigkeit von Phosphatzementen beträgt 62 - 101 MPa.

Gegenüber anderen Zementen weist Phosphatzement eine relativ hohe Löslichkeit auf (ROSENSTIEL 1998).

Bei Untersuchungen mit einem modularen Teilchen-Analysator sind für Harvard® -Zement Korngrößen von 0,5 µm bis 40 µm gemessen worden. Für die zementierungsbedingte Verbreiterung des Randspaltes sind die Fraktionen der großen Korndurchmesser entscheidend. So waren bei PATYK et al. (1996) 99,5 % der Körner kleiner als 20 µm. An anderer Stelle wird von größten Korngrößen von 40 µm bis 50 µm berichtet (MEIßNER 1997).

Als Nachteil bei der Verwendung von Phosphatzement treten gelegentlich Hypersensibilitäten nach dem Zementieren an den Stümpfen auf. Beim Abbindeprozess sinkt der pH-Wert auf 1,8 und beträgt nach 5 min noch 3,4. Die Hypersensibilitäten sind neben dem niedrigen pH-Wert mit dem sogenannten „Säurestoß“, auch auf forcierte Austrocknung des Dentins (z.B. Entfettung durch Alkohol) zurückzuführen (MILLER 1997).

Phosphatzemente besitzen keine Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz. Die Haftkraft zwischen Krone und Stumpf beruht auf einer Verriegelung durch die Zementkörner. Deswegen sollten die Oberflächen von Stumpf und Krone nicht zu glatt oder gar poliert sein. Das wird durch die Präparation mit Diamanten bestimmter Körnung erreicht. Nachglätten mit einem „rotberingten“ Diamanten oder andere glättende Maßnahmen sind im Sinne der Retentionsverbesserung nicht angezeigt (AYAD et al. 1997).

Nach GOODACRE et al. (2001) spielt die Oberflächenrauigkeit als Variable für die Retention einer Krone jedoch nur bei Phosphatzement eine statistisch

gesicherte Rolle. Ähnliches fand auch TUNTIPRAWON (1997) für Phosphatzement.

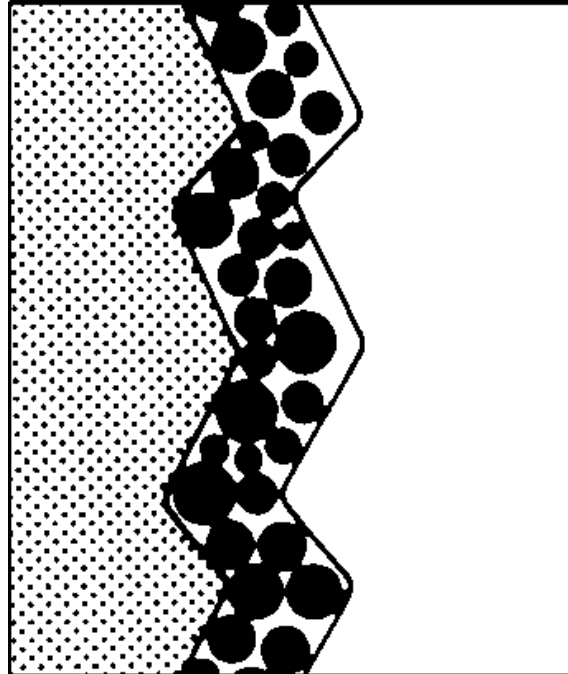


Abb.1: Retention durch Verriegelung der Zementkörner,  
nach MARXKORS und MEINERS (1989)

Das Material ist weitgehend dimensionsstabil und kostengünstig. Zementreste sind leicht zu entfernen. Die Verarbeitung ist einfach und wenig störanfällig (Voß und MEINERS 1989, EDELHOFF et al. 2000, NAUMANN 2000)

In der Praxis sind Zinkoxidphosphatzemente zum Einsetzen von prothetischen Restaurationen mit Abstand am weitesten verbreitet und haben sich seit über 100 Jahren klinisch bewährt (GORODOWSKY und ZIDAN 1992).

Ein vorheriges Kühlen von Pulver und Flüssigkeitskomponenten sowie der Mischplatte vor Mischbeginn verlängert die Abbindezeit (Voß und MEINERS 1989).

In einer Untersuchung von GHONEIM et al. (2002) wird gezeigt, dass Zinkoxidphosphatzement eine starke antibiotische Wirkung gegen ein breites Spektrum an im Mund vorkommenden Keimen zeigte.



### **2.3.2 Carboxylatzement**

Die bei den Phosphatzementen für die Pulpenempfindlichkeit verantwortlich gemachte Phosphorsäure wurde hier durch Polyacrylsäurelösung ersetzt. Dieser Schritt war erst durch die Entwicklung wasserlöslicher Polymere möglich.

Diese Polycarboxylatzemente haben eine vergleichsweise geringere Festigkeit gegenüber Phosphatzement (NAUMANN 2000).

Es zeigen sich keine Pulpasensibilitäten, die Bioverträglichkeit ist sehr gut (STEFAN 2000).

Als erste Zemente haben sie eine Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz, die über die Kalziumatome vermittelt wird (JANDA 1996). Neben der geringen Druck- und Biegefestigkeit ist die Abbindeschumpfung vergleichsweise hoch. Auch bei Carboxylatzementen hängt die Löslichkeit stark vom Anmischverhältnis ab (NAUMANN 2000). So muss beim Carboxylatzement besonders darauf geachtet werden, dass keine Reduktion des Pulver/Flüssigkeitsverhältnisses erfolgt. Dies würde die ohnehin schon geringe Festigkeit weiter herabsetzen und zu einer schnelleren Auswaschung der Zementfuge führen (ROSENSTIEL 1998).

Die mittlere Filmstärke liegt unter 25 µm (ROSENSTIEL 1998). Im Experiment fanden YU et al. (1995) für Carboxylatzement die kleinste zu erreichende Filmstärke von 7,4 µm. Die Druckfestigkeit von Carboxylatzementen beträgt zwischen 67 und 91 MPa.

### **2.3.3 Glasionomerzement**

Auch bei den Glasionomerzementen wurde die Phosphorsäure durch Polyacrylsäure ersetzt, zugleich jedoch der Pulveranteil modifiziert.

Glasionomerzemente entstehen beim Reagieren einer wässrigen Lösung einer Polyalkensäure mit einem Pulver aus säurelöslichem Aluminiumsilikatglas.

Zur Verlängerung der Verarbeitungszeit konnte durch Zusatz von Weinsäure der Abbindemechanismus optimiert werden. Nach dem Anmischen extrahiert

die Weinsäure Kalziumionen aus den Silikatgläsern. Dadurch wird die Vernetzung durch die Polycarbonsäuren vorübergehend gebremst.

Der Glasionomerzement hat jetzt eine gelartige Konsistenz. Nach Fortschreiten der Reaktion werden dann massenweise Kalziumionen freigesetzt, die ein rasches Erhärten des Zementes zur Folge haben. Darauf folgt, bedingt durch das spätere Herauslösen der Aluminiumionen aus den Silikatgläsern, die zweite Härtungsstufe. Die zweiwertigen Kalziumionen werden durch dreiwertige Aluminiumionen ersetzt. Es entsteht ein stabiles Aluminium-Polycarboxylat. Dieser Prozeß kann Minuten bis Stunden dauern (KULLMANN 1989).

Glasionomerzemente sind in der Abbindephase feuchtigkeitssensibel. Dem kann durch Auftragen eines Schutzlackes (Ketac-Glaze®, Espe, Seefeld), oder durch 10-minütiges Belassen des Überschusses begegnet werden. Auch übermäßiges Austrocknen kann so verhindert werden.

Aufgrund der hochviskösen Säure kommt es beim Anmischen leicht zu pulverarmen Mischungen. Glasionomerzemente reagieren empfindlich auf Störungen des Anmischverhältnisses, daher ist grundsätzlich ein Kapselsystem zu empfehlen (KERN et al. 1996).

Neben hoher Festigkeit weisen diese Zemente eine Fluoridfreisetzung auf, die kariostatische Wirkung erreichen soll (STEFAN 2000). Die Fluoridfreisetzung ist jedoch nur während der ersten Stunden nach Applikation und nur in geringerem Maße als beim Zähneputzen nachweisbar (NAUMANN 2000). Nach RAGGIO et al. (2002) gibt es innerhalb der Glasionomerzemente große Unterschiede im Maß der Fluoridfreisetzung.

Glasionomerzemente haben eine Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz. Das soll auf eine Bindung zwischen der Carboxylat-Gruppe der Polyacrylsäure und den Kalziumionen im Hydroxylapatit zurückgehen. Die Haftungswerte am Dentin lagen jedoch unter denen am Schmelz (KULLMANN 1986).

Auch bei Glasionomerzementen treten Hypersensibilitäten nach dem Zementieren auf, sie zeigen im Vergleich zu Phosphatzement keinen Unterschied in der Häufigkeit des Auftretens (BEBERMEYER und BERG 1994, METZ und BRACKETT 1994, KERN et al. 1996).

Beim Abbindevorgang treten je nach Präparat pH-Werte von 0,9 bis 1,6 auf.

Der Glasionomerzement Ketac-Cem® (Espe, Seefeld) hat für die größte Korngrößenfraktion mit Werten unter 20 µm den kleinsten Wert im Vergleich mit

anderen Zementen. Zusätzlich hat der Zement eine günstige Kornverteilung in dem Sinne, dass 98 % der Partikel unter 10 µm liegen. Des Weiteren hat Glasionomerzement mit Druckfestigkeiten von 122 – 162 MPa bessere Festigkeitswerte als Phosphatzement und Carboxylatzement (ROSENSTIEL 1998, NAUMANN 2000).

Bei Glasionomerzement sind bei geringeren Rauigkeiten der Stumpfoberfläche auch Retentionseinbußen zu verzeichnen, die aber nicht so gravierende Auswirkung auf die Haftwerte haben (AYAD et al. 1997).

Der Hersteller des Kronenentfernungsgerätes CORONAFlex 2005 (KAVO, Bad Biberach), empfiehlt bei Kronen, die mit Glasionomerzement eingegliedert wurden, das Entfernungsgerät nicht einzusetzen. Die Haftwerte der Glasionomerzemente an der Zahnhartsubstanz werden als zu hoch angesehen, so dass Schäden für das Parodont oder die Zahnhartsubstanz eintreten könnten.

#### **2.3.4 Adhäsivzement**

In den 40er Jahren des 20. Jahrhunderts wurden die „kalthärtenden Akrylharze“ entwickelt, die in den 70er Jahren zu Materialien verändert wurden, die aus einer kaltpolymerisierenden Monomermatrix und Füllstoffen bestehen. Diese als „Komposit“ bekannten Dentalmaterialien werden auch als Befestigungszemente eingesetzt. Der Anteil der Füllstoffe und die Größe der Teilchen variieren beträchtlich. Je nach System sind die Adhäsivzemente autopolymerisierend (chemisch- oder dunkelhärtend), dualhärtend (licht- und chemischhärtend) oder rein lighthärtend. Die Dualhärtung erlaubt dem Behandler, den Abbindevorgang des Kunststoffzementes an den Stellen zu beginnen, die dem Licht zugänglich sind, während das Befestigungsmaterial an den lichtunzugänglichen Stellen autopolymerisierend nachhärtet. Kompositzemente sind speziell für vollkeramische Arbeiten aufgrund der hohen Transluzenz und Ästhetik sehr gut geeignet. Die Retentionswirkung beruht in erster Linie auf mikromechanischer Verankerung zwischen dem Schmelzprismengefüge beziehungsweise der Dentinoberfläche und der Rauigkeit der Kroneninnenfläche. Hier kann eine

definierte Rauigkeit durch Sandstrahlen mit den Korngrößen von 50 µm bis 250 µm geschaffen werden. Ebenfalls kann eine mikromechanische Verankerung an der Kroneninnenfläche, vorzugsweise bei NEM-Legierungen, durch elektrolytische Ätzung vermittelt werden. Im Falle einer Metallkrone, wie in dieser Untersuchung, kann eine zusätzliche Haftung durch einen sogenannten Metallprimer auf chemischer Basis erfolgen.

Grundlage für die Haftung am Schmelz ist die Ätzbarkeit des Hydroxylapatits mit Säuren. Dabei entsteht an der Schmelzoberfläche durch die partielle Demineralisation eine mikroretentive Oberfläche zwischen den Schmelzprimen, die senkrecht zur Schmelzoberfläche angeordnet sind. Der Verbund von Dentin zu Kunststoff ist in der Festigkeit als geringer zu bewerten, als der von Schmelz zu Kunststoff. Die Qualität des Dentins beeinflusst die Haftkraft wesentlich (PRATI 1998). Diesen Verbund zu verbessern, ist momentan Schwerpunkt vieler Forschungsarbeiten.

Dazu werden als Haftvermittler sogenannte Primer (Dentinhaftvermittler) mit entsprechenden Bondingsystemen (ungefüllte Matrixkomposite) eingesetzt.

Ziel eines Dentinhaftvermittlers ist ein adhäsiver, zum Teil chemischer Verbund zwischen einem hydrophoben Polymerkomposit (Bonding) und der hydrophilen Dentinoberfläche.

Bezüglich des Haftmechanismus können Dentinhaftvermittler unter Einbeziehung der Schmierschicht (smear layer) von solchen mit Auflösung der Schmierschicht unterschieden werden. Der einzige Weg zur Entfernung der Schmierschicht ist eine chemische Vorbehandlung (BERRY et al. 1987).

Durch vorherige Konditionierung werden die Dentintubuli eröffnet, um eine intratubuläre Adhäsivpenetration zu ermöglichen. Weiterhin soll die Adhäsivschicht die konditionierten Kollagenfasern dreidimensional umfließen und dadurch den Dentin-Komposit-Verbund bewerkstelligen.

Als vorbereitende Maßnahme wird empfohlen, vor der Primerapplikation auch das Dentin anzuätzen. Dadurch werden durch Auflösen von Hydroxylapatit Hohlräume geschaffen, in die eine Hybridschicht gelangt (REINHARDT 1997).

Es darf auf keinen Fall zu lange geätzt werden, um die Kollagenfaserschicht nicht zu zerstören. Mit der schrittweisen Durchsetzung der „total-etch“-Technik war es notwendig, überwiegend hydrophile Monomere einzusetzen. Diese

erzielen auch bei erhöhtem Flüssigkeitsausstrom eine gute Penetration in die Kanälchen.

Der Mechanismus der Penetration von Monomeren in das Dentin ist nach HALLER (1994) aber von Produkt zu Produkt verschieden. Bei allen Systemen wird jedoch die Benetzbarkeit der hydrophilen Dentinoberfläche mit der hydrophoben Polymerphase des Komposits durch hydrophile Primersysteme verbessert, die nach Penetration in die teilweise vorkonditionierten Dentingrenzflächen chemo-mikromechanisch haften und zu einer Verzahnung des Bondings führen (RIEHTE 1994). Dieser Primer kann ein Teil des Zementsystems oder ein universeller Dentinprimer sein.

Die Anbindung des hydrophoben Komposits an die feuchte Dentinoberfläche stellt das Hauptproblem in der Dentinhaftung dar (VAN MEERBEEK et al. 1994) Die Herstellung des Haftverbundes mit den modernen Dentinhaftvermittlern folgt dabei prinzipiell einem gemeinsamen Muster (Schaller 1999):

- Auflösung oder Präzipitation der Schmierschicht und Demineralisation des Dentins
- Benetzung des freigelegten Dentins und der Kollagenfasern mit hydrophilen Monomeren
- Infiltration des Kollagengeflechtes und der Tubuli mit Monomeren
- Polymerisation dieser Haftverbundschicht

Die meisten Dentinhaftvermittler sind als Mehrkomponentensysteme aufgebaut. Moderne Primer sind die sogenannten „one-bottle“ -Systeme, die ihre klinische Bewährung noch zeigen müssen.

Zwischen der Adhäsivschicht und dem Komposit (adhäsiver Befestigungszement) kann es zur Bildung von Spalten, den Mikroleakages kommen. Dort ist ein Angriffspunkt für die Besiedelung mit Bakterien zu sehen.

Adhäsivzemente bilden mit dem präparierten Stumpf und einer vollkeramischen Krone einen Verbund (interne Schienung), der mit konventionellen Zementen nicht erreicht werden kann. Diese Verbundfestigkeit erhöht sowohl die Retention, als auch die Abscherfestigkeit. Fragile Vollkeramikrestorationen sollten nur adhäsiv eingesetzt werden. Eine Zementierung mit Kompositzementen ist sehr zeit- und materialintensiv und sollte nur unter

Beachtung aller Kautelen erfolgen, denn bei unvollständiger oder fehlerhafter Ausführung der Arbeitsschritte oder Kontamination der Zementierflächen mit Speichel zeigen sich signifikant geringere Werte für die Verbundfestigkeit (LUDWIG 1995). Es empfiehlt sich eine absolute Trockenlegung.

Die Zementfuge bleibt durch die praktisch nicht vorhandene Löslichkeit und die Elastizität auch nach mechanischer Belastung stabil und zeigt die beste Randschlussqualität (LI und WHITE 1999, JANKE et al. 2002). Allerdings sind solche Ergebnisse nur bei optimaler Verarbeitung im Mund zu erreichen (LUDWIG 1998, NAUMANN 2000).

Bei einer Untersuchung von ROSIN (2000) ist bei Kunststoffzementen nach mechanischer und thermischer Belastung kein 'microleakage' (Randundichtigkeiten) entstanden. Bei den beiden konventionellen Zementen sind dagegen 'microleakages' zu verzeichnen.

Komposite sind praktisch unlöslich. Schwierig ist nach MITCHELL et al. (1999) jedoch die Entfernung der Zementüberschüsse und die Ausarbeitung der Zementfuge. Dadurch ist eine Provokation von Parodontalproblemen verstärkt möglich (EDELHOFF et al. 2000).

Je kleiner die Distanz zwischen Pulpa und Komposit (Dentindicke), desto häufiger führt die Anwendung zu Pulpairritationen (ROSENSTIEL 1998). Diese sollen auf den Restmonomergehalt, die Temperaturerhöhung beim Polymerisieren und die Absorption der Lichtenergie beim Härten zurückzuführen sein. Als Nachteil der Komposite gilt weiterhin, dass sie durch Wasseraufnahme quellen.

Bei ROSENSTIEL (1998) gilt die Filmdicke bei Adhäsivzementen als ein Hauptproblem. Sie ist bei Kompositzementen oft größer als 25 µm.

Nach TUNTIPRAWON (1997) ist bei Adhäsivzementen die Erhöhung der Krone beim Zementieren im Gegensatz zu den anderen Zementarten am größten. Das resultiert aus den im Vergleich zu den konventionellen Zementen größeren Filmstärken (STRUTZ et al. 1994). Es sollte somit auf eine genügend dicke Platzhalterschicht geachtet werden. Auch darf die Spaltbreite nicht zu gering sein, um den Polymerisationsvorgang nicht zu stören.

Neuere Komposite haben geringere Quellungswerte und geringere Filmstärken (PIWOWARCZYK et al. 2002).

Selbst bei einer minimal-retentiven Präparation sind die Retentionswerte für Adhäsivzemente noch hoch (NAUMANN 2000). Deshalb empfehlen ERGIN und GEMALAZ (2002) bei minimal retentiven Präparationen die Befestigung der Restauration mit einem Adhäsivzement.

Auch hier sind jedoch bei geringeren Rauigkeiten der Stumpfoberfläche Retentionseinbußen zu verzeichnen, die aber nicht so gravierende Auswirkung auf die Haftwerte haben (AYAD et al. 1997).

Der Einsatz des Kronenentfernungsgerätes CORONAFlex 2005 (KAVO Dental GmbH, Biberach) verbietet sich bei Kronen, die mit Adhäsivzement eingegliedert wurden. Das stellt wie bei Glasionomorzementen eine vom Hersteller angegebene Kontraindikation dar. Schäden für das Parodont oder die Zahnhartsubstanz sind unvermeidlich.

Tab.3: Vergleich der Eigenschaften der Zemente, modifiziert nach Rosenstiel (1998)

	Phosphatzement	Glasionomorzement	Adhäsivzement
Haftung	keine	Zahnhartsubstanz Metalle	Zahnhartsubstanz Metalle
Löslichkeit	hoch	niedrig	praktisch unlöslich
Biokompatibilität	in Diskussion (Phosphorsäure)	in Diskussion (Polyakrylsäure)	in Diskussion (Restmonomer)
Handhabung/ Aufwand	einfach	einfach	hoch
Fluoridfreisetzung	nein	ja	nein
Schrumpfung	keine	keine	hoch
Druckfestigkeit	mittel	hoch	sehr hoch
Überschuss- entfernung	leicht	moderat	schwierig
Ästhetik	opaque	opaque	transluzent (Chamäleoneffekt)

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Herstellung der Metallstümpfe

In Vorbereitung der Untersuchung war es erforderlich, Durchschnittswerte von Kronenstumpfpräparationen zu ermitteln, um geeignete künstliche Stümpfe herstellen zu können.

Dazu wurden Messungen an Sägeschnittmodellstümpfen vorgenommen, die in einem zahntechnischen Labor (Natural Design Zahntechnik, Fischer und Gäher, Halle) beim Ausgießen von Präzisionsabdrücken der präparierten Zähne angefallen waren. Die Abdrücke stammten von verschiedenen Zahnärzten. Die Sägeschnittmodelle waren einer zufälligen Auswahl unterlegen. Es sind 35 Prämolaren- und 35 Molarenstümpfe mit einem Messschieber (Schieblehre 0-200 mm, Bahr, Hamburg) vermessen worden.

Dabei wurden an jedem Stumpf 5 Werte gemessen. Je 2 mal der erste und zweite Durchmesser am oberen Ende des Stumpfes, je 2 mal der erste und zweite Durchmesser am unteren Ende des Stumpfes, also direkt oberhalb der Präparationsgrenze. Diese beiden Werte der meist ovalen Stümpfe wurden gemittelt, getrennt für den oberen und unteren Stumpfanteil. Als letzter Wert ist die Höhe des Stumpfes gemessen worden.

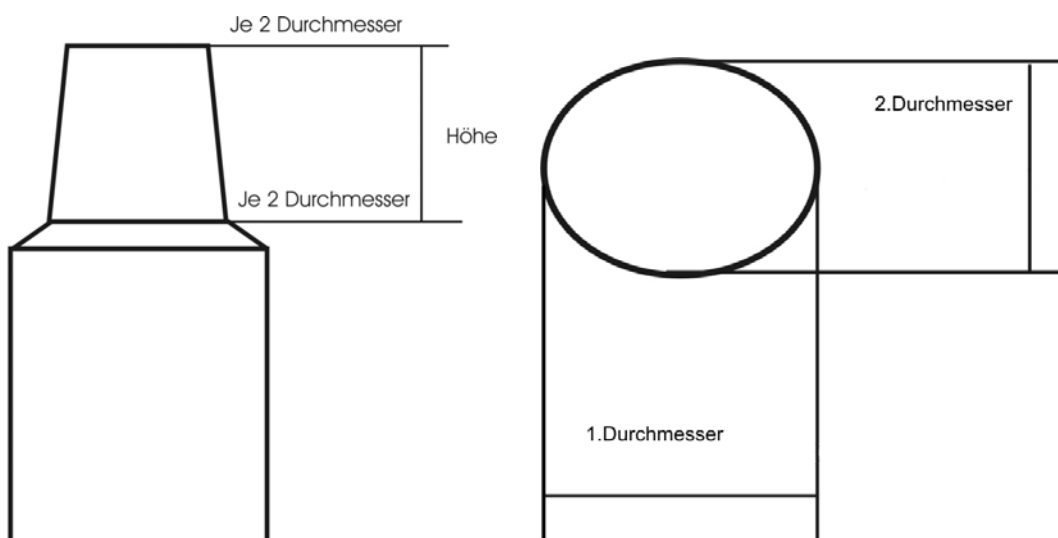


Abb.2: Messstellen an den Sägeschnittmodellstümpfen



Die Werte der 70 Stümpfe wurden gemittelt und daraus ein Stumpfmodell erstellt. Dabei ist ein Stumpfmodell aus den Werten der Prämolaren und Molaren entstanden, welches die durchschnittlichen Stumpfmaße der Seitenzähne beinhaltet.

Der obere Durchmesser an allen vermessenen Stümpfen lag mittelwertig bei 5,9 mm, der Durchmesser an der Stufe betrug mittelwertig 7,5 mm. Daraus resultiert bei einer Höhe von 5 mm ein durchschnittlicher Präparationswinkel von jeweils 4,5 Grad. Diese Werte wurden zur Herstellung der künstlichen Stümpfe verwendet. Aus herstellungstechnischen und methodischen Gründen wurde der Stumpf rotationssymmetrisch gefräst. Die ermittelten Stumpfmaße sind ähnlich den Werten, die von anderen Autoren angegeben werden (WILSON und CHAN 1994, ERNST et al. 1998).

Nach diesen Maßen sind mit Unterstützung durch die Feinmechanische Werkstatt des Fachbereiches Physik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg 25 Stümpfe aus Nickel angefertigt worden.

Die Stümpfe weisen eine Länge von insgesamt 66 mm auf, damit sie für die Abzugsversuche am gegenüberliegenden Ende in die entsprechende Maschine eingespannt werden können.

Die Metallstümpfe für diese Untersuchung sind so gefertigt, dass die Stumpfhöhe oberhalb der Stufe 5 mm beträgt. Die Stufe wurde mit 1,25 mm bewußt breit gestaltet. Die Stufe ist mit einem um 45 Grad gegenüber der Horizontalen abfallenden Winkel ausgestattet. Das soll das Zentrieren der Kronen beim späteren Zementieren selbstständig gewährleisten.

Die Stümpfe wurden mit Strahlsand der Korngröße 150 µm angeraut. Das entspricht annäherungsweise der Rauigkeit beim Präparieren mit einem „grünberingten“ Diamanten. Daraus resultiert eine Rautiefe von cirka 125 µm, welche zur Retention beiträgt (TUNTIPRAWON 1997).

Als Material wurde Nickel gewählt, da hier ein ähnlicher Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK = linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient) wie bei Zahnschmelz und Dentin auftritt.

Der thermische Ausdehnungskoeffizient  $\alpha$  entspricht der Längenänderung  $\Delta l$  pro Ausgangslänge  $l$  und 1 Kelvin Temperaturänderung.

$$\alpha = \frac{\Delta l}{l \cdot \Delta K}$$

Daraus resultieren nach MARXKORS und MEINERS (1989) für Zahnmaterial und das hier verwendete Stumpfmaterial ähnliche Längenänderungen (siehe Tab.4).

Tab.4: WAK-Werte ausgewählter Materialien ( $\cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ )

Nickel	13
Schmelz	11
Dentin	8 –9

Bezogen auf den ermittelten mittleren Stumpfdurchmesser (mittlerer Durchmesser 7,2 mm) heißt das, dass pro Grad Temperatursteigerung der Durchmesser um 0,093  $\mu\text{m}$  zunimmt.



Abb.3: Metallstumpf

### 3.2 Herstellung der Prüfkronen

Für die Untersuchung sollten Prüfkronen mit definierten Spaltmaßen entstehen. Also waren Platzhalter mit bestimmten Maßen notwendig.

Als Platzhalter kommen Stumpflacke oder tiefgezogene Kunststofffolien zum Einsatz. In der Praxis wird meist Stumpflack benutzt (EAMES et al. 1978, CAMPAGNI et al. 1986, GRAJOWER et al. 1989). Damit können jedoch keine definierten Spaltmaße erzeugt werden. Daher wurde für die vorliegende Versuchsanordnung das Adapta-Folien-Tiefzieh-System (Adapta®, BEGO, Bremen) eingesetzt. Durch unterschiedliche Kombinationen der 0,1 mm und 0,6 mm dicken Folien sind nach dem Tiefziehen verschiedene Dicken des Platzhalters entstanden. Damit wurden verschiedene Passungsgrade und Zementspaltbreiten erreicht.

Die Prüfkronen sind direkt auf den Stümpfen aus Modellierwachs (PREPON®, Heraeus Kulzer, Dormagen) modelliert worden.

Die Platzhalterfolien wurden vor dem Einbetten aus der Wachsmodellation entfernt.

An die Oberkante der Kronen ist eine Befestigungsmöglichkeit für die späteren Abreißversuche in Form eines Ringes modelliert worden.



Abb.4: Krone mit Befestigungsring in Wachs modelliert

Als Metall wurde für die Versuchszwecke auf das preisgünstige Phantommetall Sident® (Bergbau- und Hüttenkombinat, Freiberg/Halsbrücke) zurückgegriffen. Sident® beinhaltet neben 78 % Silber noch Zinn und andere Nichtedelmetalle (Cu, Sb, Zn, Cd u.a.). Die Legierung hat einen Schmelzbereich von 835 – 880 °C. Das Verhalten von Sident® ist ähnlich einer hochgoldhaltigen Legierung.

Die insgesamt 25 Wachskronen sind mit der Einbettmasse Vakumit® (Dental Chemie Ludwig Böhme GmbH, Hohenbocka) eingebettet und mit dem Horizontalschleudergussautomaten TS 3 ® (Degussa, Düsseldorf) gegossen worden.

Die Innenflächen der Kronen sind der Literaturempfehlung folgend mit 150 µm Strahlsand abgestrahlt worden (ERNST et al. 1998).

### **3.3 Messung des Zementraumes**

Der entstehende Zementpaltraum an den axialen Flächen des Stumpfes ist einerseits von der Technologie des Tiefziehverfahrens mit den Platzhalterfolien und andererseits von den üblichen Fertigungstoleranzen im Gussverfahren abhängig.

Zu den Fertigungstoleranzen gehört die Art und Weise des Einbettens und Gusses mit den verwendeten Materialien.

Obwohl diese Faktoren bei den Experimenten konstant blieben, zeigen die Erfahrungen der Praxis, dass Maßabweichungen unvermeidlich sind.

Der andere, bereits erwähnte Faktor ist die Dicke des Platzhalters (WILSON 1994).

Versuche hatten gezeigt, dass es nicht möglich war, mit einer bestimmten Vorgehensweise ein definiertes Spaltmaß reproduzierbar einzustellen. Durch das Tiefziehen wird die ursprünglich 0,1 mm oder 0,6 mm starke Folie in nicht genau vorhersagbarer Weise gestreckt und dabei in der Stärke reduziert.

Dabei spielt der unterschiedliche Erweichungsgrad der Folie eine Rolle. Daher ist durch Kombinationen aus den 0,1 mm und 0,6 mm dicken Folien beim

Modellieren der Kronen jeweils ein unterschiedlicher Spaltraum entstanden. So musste für jede der 25 Stumpf-Krone-Kombinationen der entstandene Spaltraum ausgemessen werden. Dafür wurde eine 1971 von McLEAN und VON FRAUNHOFER angegebene Methode eingesetzt.

Zur Vorbereitung der Messungen wurde in die Krone ein dünnfließendes Silikon (Xantopren Comfort light®, Haereus Kulzer, Dormagen) gefüllt und diese unmittelbar danach auf den entsprechenden Stumpf gesetzt. Nach dem Erhärten des Silikons wurde der Stumpf entfernt. Das dünnfließende Silikon verblieb in der Regel in der Krone. War dies nicht der Fall, konnte es vom Stumpf behutsam entfernt und in die Krone zurückversetzt werden. Der so entstandene Kroneninnenraum wurde mit andersfarbigem Silikon ausgefüllt (Xantopren Comfort medium®, Heareus Kulzer). Nach dem Aushärten des Silikonmaterials ist der so entstandene Silikonstumpf aus der Krone entfernt worden.



Abb.5: Ausgehärteter und aus der Krone entfernter Silikonstumpf

Anschließend wurde der Silikonstumpf mit einem Skalpell quer zerteilt. Dabei entstanden jeweils zwei Stumpfhälften mit im Querschnitt runden Schnitt-

flächen. Am Rand dieser Flächen markierte sich um das innere Silikon dann das ursprünglich den Spaltraum ausfüllende andersfarbige Silikon als Streifen.

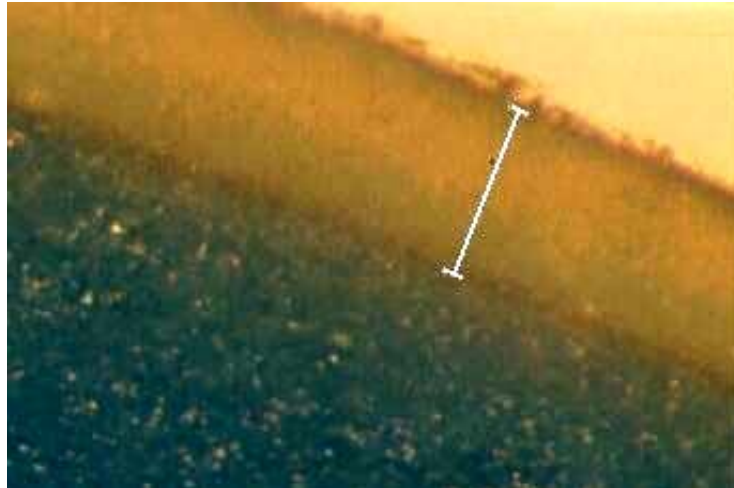


Abb.6: Schnittfläche des Silikonstumpfes bei 200 -facher Vergrößerung  
Die Markierung zeigt die Platzhalterschicht.

In Abbildung 5 ist die Schnittfläche des Silikonstumpfes mit dem am Rand verlaufenden Streifen des andersfarbigen Silikons dargestellt. Die Platzhalterstärke (siehe weiße Strecke) wurde jeweils an den gegenüberliegenden Seiten und nach Drehung des Stumpfes um 90 Grad gemessen. Somit sind pro Schnittfläche vier Strecken zur Vermessung herangezogen worden.

Die Punkte wurden zufällig ausgewählt. Nach PILO und CARDASH (1998) hat der genaue Punkt der Messung an der Stumpfaußenfläche keinen Einfluß auf die Ergebnisse, da zwischen lingualer, bukkaler und mesialer oder distaler Zementspaltbreite keine signifikanten Unterschiede existieren.

Für die Messungen wurde als Messmikroskop ein Stereomikroskop Zeiss® Stemi 2000 (Firma Zeiss, Jena) benutzt. Mittels des Okularmikrometers konnten die Strecken vermessen werden. Aus diesen Werten der vier vermessenen Strecken wurde der Durchschnittswert ermittelt.

Dies stellt nun die mittlere Spaltbreite dar, die später der Zement einnehmen wird.

### 3.4 Zementieren

Nach dem Messen der Zementierungsfuge wurden die 25 Kronen auf ihre entsprechenden Stümpfe nach Herstellerangaben zementiert. Die Verarbeitungskriterien sind den Hinweisen der jeweiligen Hersteller entnommen und wurden dementsprechend umgesetzt. Alle Zementierungen sind bei Zimmertemperatur durchgeführt worden. Der Zementierdruck ist ähnlich der klinischen Durchführung am Patienten mit dem Druck der Hand entstanden. Durchschnittlich üben Zahnärzte dabei in den ersten Sekunden des Zementierens eine Kraft von 59 N aus. Danach verringert sich die Kraft für den restlichen Zeitraum des Zementierens auf durchschnittlich 20 – 30 N (BLACK und AMOORE 1993).

Nach MCLEAN und VON FRAUNHOFER (1971) haben Zementierungskräfte über 50 N und ein Zementierungsdruck über eine Minute keinen signifikanten Effekt auf die Reduzierung der Zementfilmdicke.

Die erste Versuchsreihe mit den Krone-Stumpfkombinationen wurde mit Phosphatzement durchgeführt. Phosphatzement ist der einzige Zement in dieser Untersuchung, der keine Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz beziehungsweise an Metalloberflächen hat (NAUMANN 2000).

Daher sind die Zementreste nach dem Abziehen der Kronen relativ leicht entfernbar und eine erneute Befestigung mit einem anderen Material ist leicht möglich. Dennoch führt eine erneute Befestigung mit Phosphatzement zu einer erheblichen Reduktion der Haftkraft (CARTER und WILSON 1997). Dieses Phänomen ist bei anderen Befestigungsmaterialien nicht so ausgeprägt (AYAD et al. 1998). Daher ist Phosphatzement als zuerst eingesetztes Material am besten geeignet.

Das Zementieren mit Glasionomerezement ist in der zweiten Versuchsreihe nach Reinigung und Abstrahlen der Kroneninnenflächen durchgeführt worden.

Das entspricht einer Rezementierungstechnik, die auch von anderen Autoren benutzt wurde (HEMBREE und COOPER 1979, GEGAUFF und ROSENSTIEL 1989). Das beeinflusst die Werte dergestalt, dass sich die Retentionswerte verringern (CARTER und WILSON 1997, AYAD et al. 1998). Somit ist

anzunehmen, dass bei einer primären Zementierung mit Glasionomerezement die Retentionswerte noch höher sind.

Der Adhäsivzement wurde als dritte Zementierungsart eingesetzt. Die Retentionswerte für Adhäsivzement sind daher nach zweimaligem Reinigen und Abstrahlen der Kronen entstanden. Nach GEGAUFF und ROSENSTIEL (1989) ist aber bei Adhäsivzementen der Retentionsverlust durch die Reinigung der Krone und des Stumpfes am geringsten.

Die zementierten Kronen wurden bis zur endgültigen Aushärtung bei Zimmertemperatur gelagert.

### **3.5 Belastungssimulation**

Nach dem Aushärten wurde jede Stumpf-Krone-Kombination mechanisch belastet. Für eine gezielte Kausimulation kam eine Gängelmaschine unter der Zielsetzung zur Anwendung, eine definierte Anzahl von simulierten Kaubelastungen auf die zementierten Kronen auszuüben. Die mechanische Belastung ist ein wichtiger Faktor bei der Desintegration des Zementes.

In Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Physik und Biophysik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg wurde das Gerät so gebaut, dass die speziellen Anforderungen an die gewünschten In-vitro-Versuchsbedingungen erfüllt werden konnten.

Die Gängelmaschine bestand aus den Grundelementen einer Basisplatte und eines vertikalen Trägerelementes mit einem Schlitten, welcher in senkrechter Richtung beweglich war. Wesentliche Bauteile der Gängelmaschine wurden dem Produktangebot der Firma Isel-Automation (Eiterfeld) entnommen. Das Trägerelement besaß zusätzlich die Funktion einer vertikalen Führungsschiene für den beweglichen Schlitten, welcher durch einen Seilzugmechanismus über einen Schrittmotor präzise Auf- und Abwärtsbewegungen durchführte. Das bewegliche Schlittenelement wurde mit einer Befestigungsmöglichkeit für verschiedene Gewichte versehen, um die Kraft bei den Kaubelastungszyklen genau einstellen zu können. Die Prüfkronen und der Modellstumpf sind in einem gefrästen Acrylblock unter dem Schlitten angebracht. Die Aufhängung des



Schlittens an einem Seilzug sicherte das Aufsetzen des Schlittens mit den Gewichten auf der Krone mit immer gleicher Belastung.

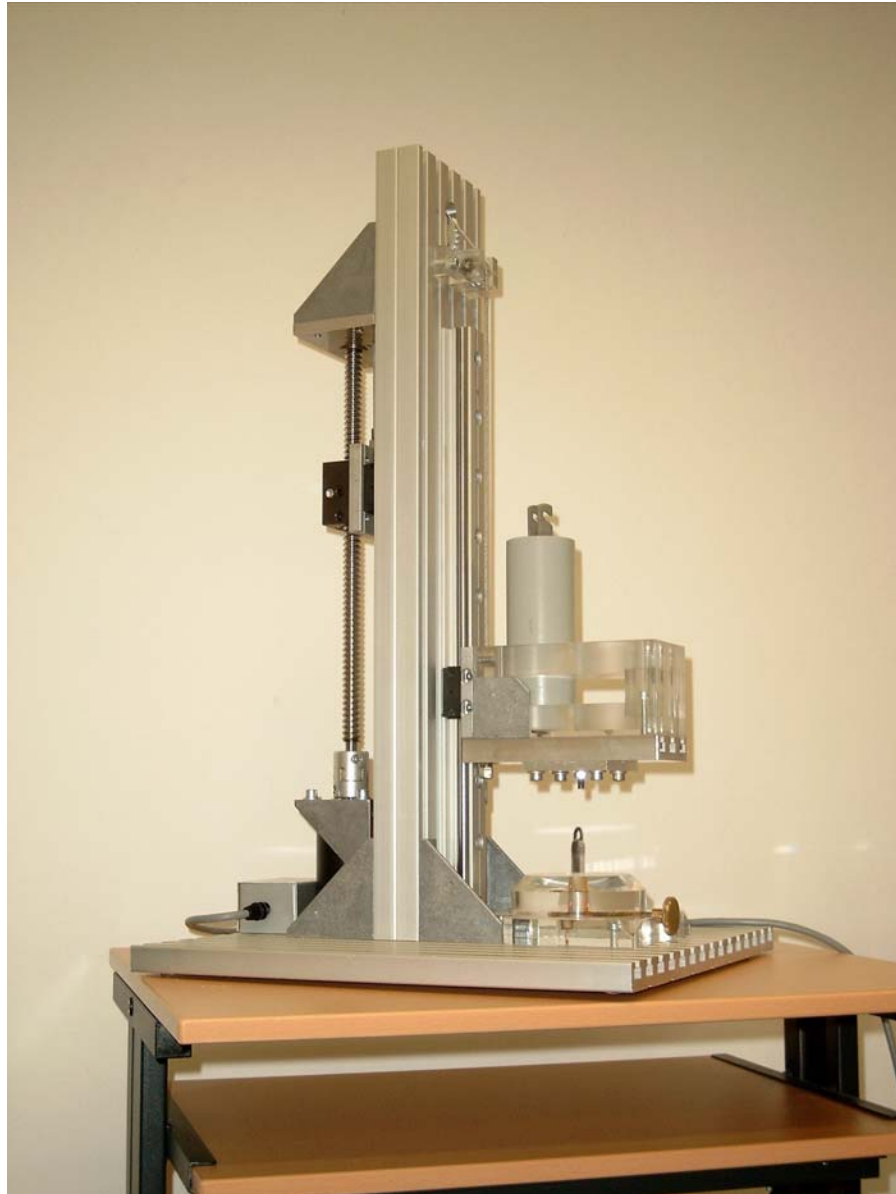


Abb.7: Gängelmaschine

Die Prüfkörper wurden stehend in den Acrylblock der Gängelmaschine eingesetzt. Der Schlitten wurde mit einem Gewicht mit einer Masse von 3 kg beladen. Dies erzeugte aufgrund der nach unten gerichteten Bewegung des Schlittens beim Absenken eine höhere Krafteinwirkung auf die Krone als der Masse des Gewichtes entspricht.

Die dynamische Führung der Gewichte übertrug nach Messungen durch das Institut für Medizinische Physik und Biophysik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eine Kraft von 40 N auf die Krone.

Dies entspricht den normalen durchschnittlichen Belastungen beim Kauen und wird selten überschritten. DE BOEVER et al. (1978) postulieren Kaukräfte von 10-50 N, ERNST et al. (1998) berichten von durchschnittlich 40 N und KREJCI et al. (1990) von 17,5-50 N. Andere Autoren, z.B. HEYDECKE et al. (1999) wählten 25 N, ROSIN et al. (2000) nutzten 40 N und JANKE et al. (2002) setzten 50 N für Kaukraftsimulationen ein.

Um eine gezielte Vorgabe der Bewegungsabläufe der Gängelmaschine zu garantieren, ist eine computergestützte Systemsteuerung auf MS-DOS Basis eingesetzt worden. Die Impulsgebung für den Schrittmotor, die Einstellung der Anzahl der Bewegungsabläufe und der Arbeitshöhe wurde durch die computertechnische Steuerung ermöglicht. Somit konnte auf einem Monitor die genaue Anzahl der Auf- und Abwärtsbewegungen (Zyklenzahl) beziehungsweise die noch verbleibende Zyklenzahl angezeigt werden.

Der Bewegungsablauf der Gängelmaschine war so programmiert, dass nach der Belastung des Prüfkörpers mit 40 N der Schlitten sofort wieder in die Ausgangsstellung ging. Für jeden Prüfkörper ist die mechanische Belastung auf 1000 Belastungszyklen festgelegt worden. Andere Autoren benutzten ähnliche oder eine höhere Zahl von Belastungszyklen (DUBOIS et al. 1999, HEYDECKE et al. 1999, JANKE et al. 2002).

### 3.6 Thermische Wechsellast

Nach den mechanischen Belastungen wurden die Prüfkörper einem thermischen Belastungswechsel unterzogen, um die In-vitro-Bedingungen der Untersuchungen den natürlichen Bedingungen im Mund anzupassen.

Dazu diente das Thermozyklriergerät „Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version2.5“ (Willytec, München). Die Geräteeinheit ist um das elektronisch gesteuerte Schwenkarmgerät platziert. Rechts und links des Zentralgerätes sind die Tauchwannen so platziert, dass der Schwenkarm die Proben in die Wannen einsenken kann. Am Schwenkarm ist ein Probenkorb aus Metallgitter befestigt, in dem die Prüfkörper eingelegt werden können.



Abb.8: Thermozyklriergerät

Die Tauchwannen sind jeweils mit einer programmierbaren Heizeinheit (Thermostat DC 10, Firma HAAKE, Karlsruhe) mit Umlaufpumpe versehen. Die eine Tauchwanne ist zusätzlich mit einem Kühlgerät (Durchflusskühler DK 15, Firma HAAKE, Karlsruhe) über einen flexiblen Schlauch verbunden. Mit Hilfe der beiden Heizeinheiten und der Kühleinheit kann so die Temperatur jedes

Wasserbades genau eingestellt werden. Mit der im Gerät integrierten Programmierereinheit wird der Schwenkarm gesteuert. Man kann die Zyklenzahl ebenso einstellen, wie die jeweilige Eintauchzeit des Probenkorbs in die unterschiedlich temperierten Bäder. Ebenfalls kann eine genaue Abtropfzeit/Unterbrechungszeit eingestellt werden.

Das eine Tauchbad wurde auf 5°C gekühlt, das gegenüberliegende Tauchbad auf 55°C erhitzt. Das entspricht den Temperaturvorgaben anderer Untersuchungen (JUNTAVEE und MILLSTEIN 1992, DUBOIS et al. 1999, ROSIN et al. (2000), FRANKENBERGER 2002). In weiteren vergleichbaren Untersuchungen mit thermischen Wechsellasten sind gleiche oder leicht abweichende Werte für die Tauchbäder gewählt worden, so z.B. bei ROSIN et al. (2000) 5°C und 55°C, bei LUDWIG (1995) 15°C bis 65°C und 5°C und 60°C bei EHRENBURG (2000). Das gleicht den Temperaturschwankungen, die bei der Nahrungsaufnahme (kalte Speisen, heiße Getränke) real in der Mundhöhle vorkommen können.

Das Thermozykliegerät war so programmiert, dass der Probenkorb mit den Prüfkörpern pro Belastungszyklus für jeweils 30 s in dem 5°C und darauf in dem 55°C temperierten Wasserbad eingetaucht wurde, um den Temperatúrausgleich der Probe mit dem Wasserbad zu gewährleisten. Dieser Zyklus wiederholte sich für jede Probe 5000-mal. In der Literatur schwankt die Zyklenzahl erheblich und reicht von 500 bei JUNTAVEE und MILLSTEIN (1992) bis 8000 bei EHRENBURG (2000).

### **3.7 Abzugskraftmessungen**

Die Haftkraftmessungen sind im Labor der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie mit einer Universalprüfmaschine vom Typ Z 005 (Firma Zwick Roell, Ulm) in Kombination mit der Prüfsoftware testXpert V.7.11 zur Datenerfassung und -verarbeitung durchgeführt worden.

- Prüfvorschrift:
- Einzelzyklus
  - keine Vorkraft
  - Querhauptgeschwindigkeit 1 mm/min
  - $F_{\max} = 5000 \text{ N}$



Abb.9: Haftkraftprüfmaschine

Zur Versuchsdurchführung war es sinnvoll, den Prüfkörper gelenkig in die Maschine einzuspannen. Durch den Einspannvorgang sollte keine Kraft auf die Verbundzone Krone-Stumpf ausgeübt werden.

In der Mitte der unteren Traverse der Maschine ist über ein Stahlseil eine kleine Spannvorrichtung angebracht worden. In dieser wurde der Metallstumpf am Ende fest eingespannt. Um eine Verbindung mit dem Kraftaufnehmer herzustellen, wurde in die Öse der Krone mit Hilfe eines extra gefertigten Metallhakens als Zwischenstück, wiederum ein Stahlseil in den entsprechenden Haken eingehängt und mit der Handsteuerung die obere Traverse in Position gebracht.



Abb.10: Eingespannter Prüfkörper

Es wurde darauf geachtet, dass die Proben gelenkig aufgehängt sind, so dass nur axiale Abzugskräfte wirken. Nachfolgend konnte am Computer das Versuchsprogramm gestartet und nach Ablauf des Testzyklus das Ergebnis gespeichert werden.

Die gemessenen Kräfte wurden graphisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm erfasst. In Anwendung der Prüfsoftware erfolgte eine Angabe der Abrisskräfte.

### 3.8 Datenverarbeitung und Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte unter Anwendung des Statistikprogrammes „Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) für Windows in der Version 10.0.7. Die deskriptive Statistik befasste sich mit dem Ordnen von Daten, der tabellarischen und graphischen Darstellung, sowie der Zusammenfassung der einzelnen Messwerte durch Kennzahlen wie arithmetischen Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler und Median (HARMS 1998). Die Streuung als Grundeigenschaft von Verteilungen wird durch die Standardabweichung und den Hälftespielraum beschrieben, welche den Bereich der mittleren 50 % der Werte umfasst (FLETSCHER und FLETSCHER 1998). Das Box- und Whiskerdiagramm nach Tukey stellt eine geeignete Methode dar, Häufigkeitsverteilungen miteinander zu vergleichen. Der Boxplot ist eine graphische Darstellungsform, die sich ausschließlich an den beobachteten Werten orientiert (HAERTING 2001).

Zur Prüfung, ob die Ergebnisse nicht nur das Resultat einer zufallsbedingten Streuung waren, wurde als statistischer Test ein zweifaktorieller Mittelwertvergleich (Mehrfachvergleich) durchgeführt, wobei die unterschiedlichen Befestigungszemente sowie die unterschiedlichen Spaltbreiten als Faktoren gewählt wurden. Das Signifikanzniveau für den zweifaktoriellen Mittelwertvergleich wurde mit 0,05 festgesetzt. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit (p-Wert) kleiner beziehungsweise gleich 0,05 bedeutet statistische Signifikanz auf dem 5%-Signifikanzniveau.

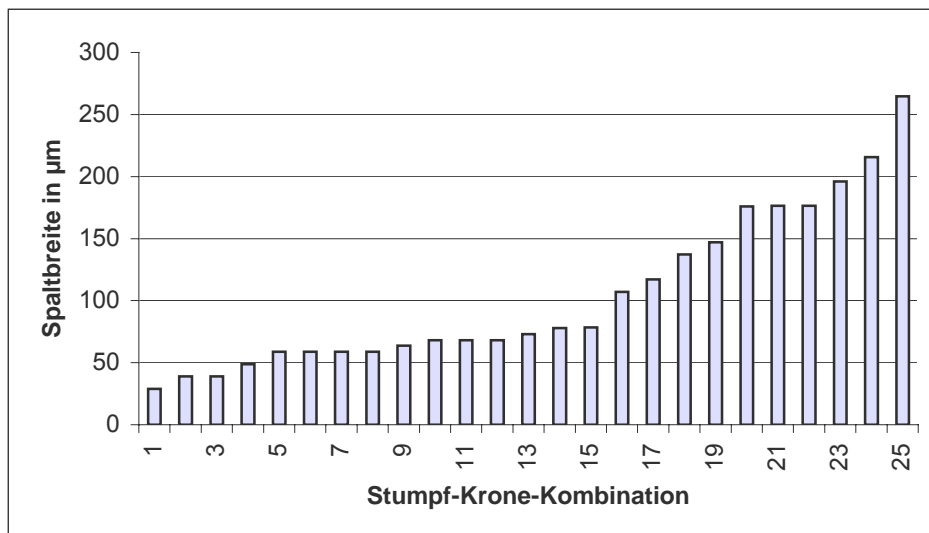
## 4 Untersuchungsergebnisse

### 4.1 Stärke der Zementfuge

Die gezielte Einstellung verschiedener Spaltmaße für die Zementfuge ergab Werte im Bereich von 29  $\mu\text{m}$  aufsteigend bis zum Maximalwert von 269  $\mu\text{m}$ . Somit werden die zahnärztlich relevanten Bereiche abgedeckt. Diese Zementspalträume entsprechen den Werten in der zahnärztlichen Praxis (PILO und CARDASH 1988). Darin liegt auch das geforderte Optimum von 50  $\mu\text{m}$  bis 100  $\mu\text{m}$  (GRAJOWER et al. 1989, DIAZ-ARNOLD 1991).

Die Messungen der Spaltbreiten ergaben einen Mittelwert von 104,1  $\mu\text{m}$ .

Das Gefühl der Eigenretention vermitteln nur die Stumpf-Krone-Kombinationen 1 bis 8. Dies entspricht Zementfugenbreiten von 29  $\mu\text{m}$  bis 59  $\mu\text{m}$ . Die Stumpf-Krone-Kombinationen 16 bis 25, also die mit den größten Spalträumen sind schon von der Haptik als „nichtpassend“, also mit zu großer Spielpassung empfunden worden. Besonders die Kombinationen 23 bis 25 vermitteln ein deutliches Gefühl des „Nichtpassens“.



**Abb.11:** Die 25 Stumpf-Krone-Kombinationen mit den gemessenen Spaltbreiten in  $\mu\text{m}$



## 4.2 Retentionskräfte für Phosphatzement

Die durchschnittliche Retentionskraft der mit Phosphatzement befestigten Kronen betrug 944,49 N. Die höchste Abzugskraft von 1354 N wurde bei einem Zementspaltraum von 78  $\mu\text{m}$  erzielt. Der geringste Retentionswert betrug 428 N bei einer Spaltbreite von 48,7  $\mu\text{m}$ .

Tab.5: Ergebnisse der Haftkraftmessung  
für Phosphatzement in N

Mittelwert	944,5
Standardfehler des Mittelwertes	51
Median	935,1
Standardabweichung	255,01

Bei geringen Spaltbreiten bis zirka 60  $\mu\text{m}$  ist eine geringere Retentionskraft festzustellen. Auch imponiert eine sehr unregelmäßige Haftkraft in dieser Kategorie. Die Werte schwanken erheblich.

Ein Zementpaltraum von 60  $\mu\text{m}$  bis zirka 180  $\mu\text{m}$  scheint ein Bereich zu sein, in dem für Phosphatzement die größten Retentionskräfte erreicht werden. Die Werte liegen fast alle auf einem hohen Niveau.

Über 180  $\mu\text{m}$  sind stark abfallende Kräfte gemessen worden. Bei weiter ansteigenden Zementpaltbreiten haben die Haftwerte eine noch weiter abnehmende Tendenz (siehe Abb.11, Seite 39).

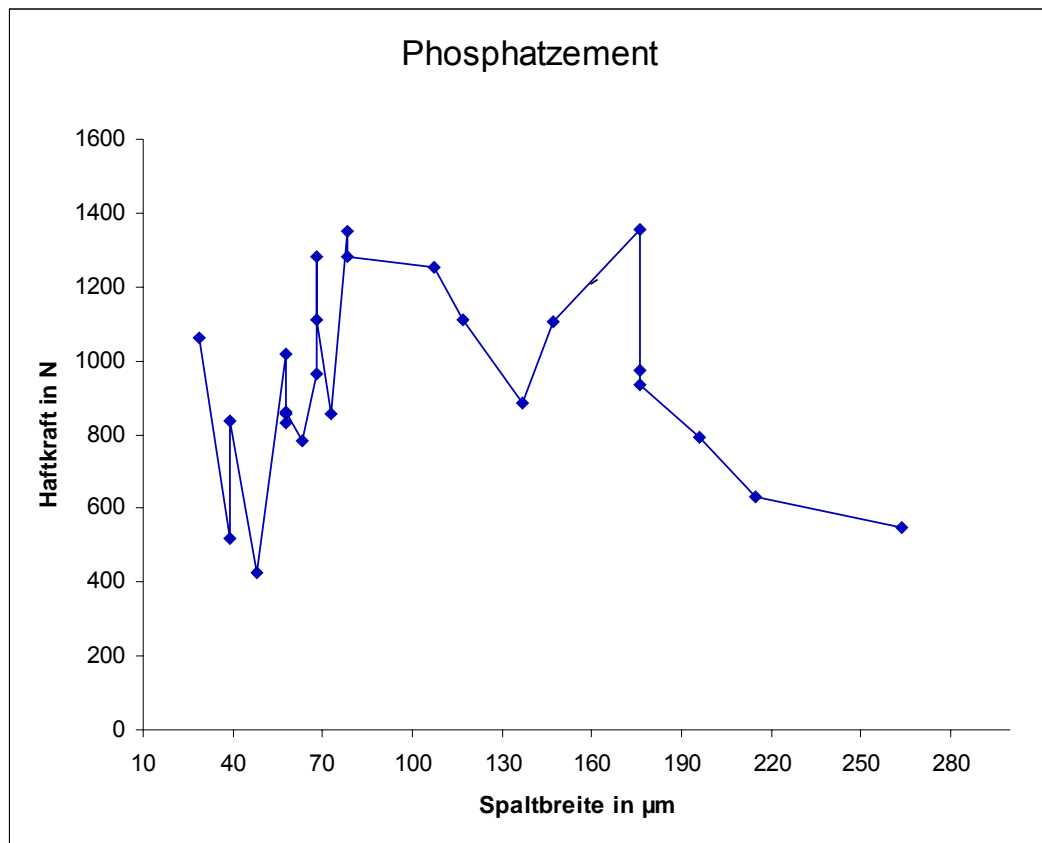


Abb.12: Haftkraftwerte für Phosphatzement

Zum statistischen Vergleich der Retentionswerte wurden die Spaltbreitenbereiche und Messwerte in drei Klassen unterteilt. Der Klasse 1 sind alle Werte von der Spaltbreite unter 60 µm, der Klasse 2 die 60 – 110 µm großen Zementspalträume und der Klasse 3 die über 110 µm zugeordnet worden.

Beim Post-Hoc-Test (Mehrfachvergleich) ist zwischen Klasse 1 und Klasse 2 für die Haftkraftwerte eine statistisch signifikante Differenz festgestellt worden ( $p = 0,14$  LSD;  $p = 0,41$  nach Bonferroni). Zwischen den Klassen 2 und 3 sowie 1 und 3 sind keine signifikanten Unterschiede ermittelt worden.

### 4.3 Retentionskräfte für Glasionomerzement

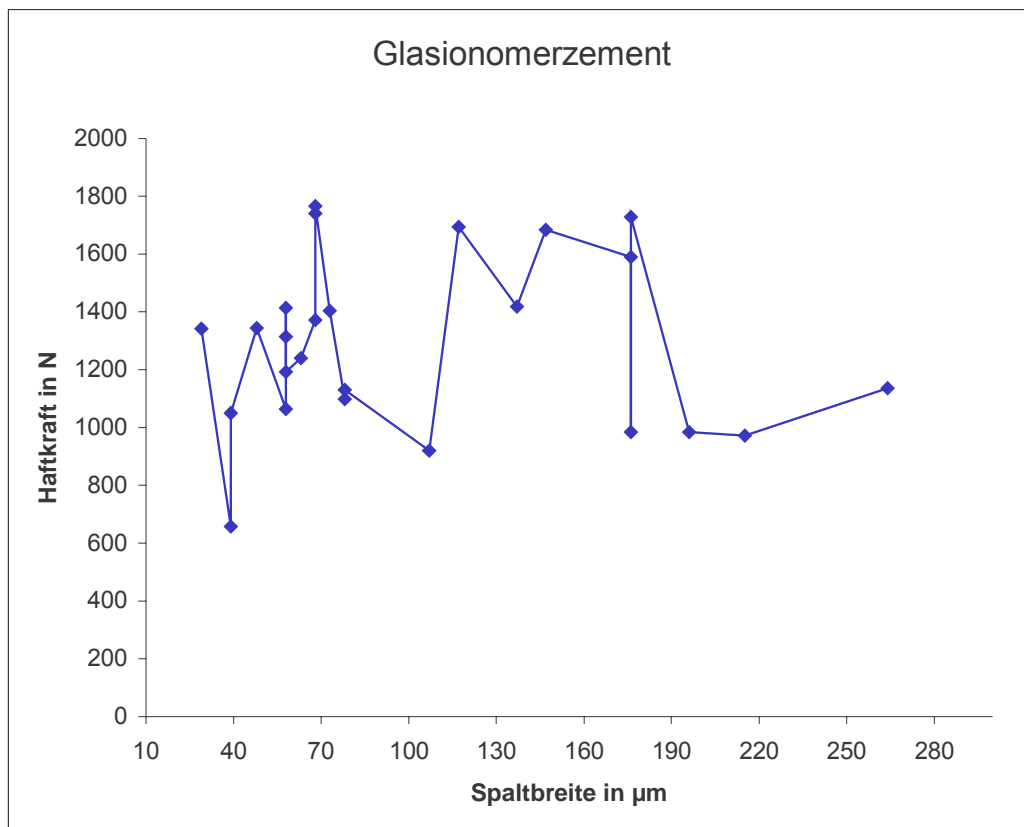
Die durchschnittliche Retentionskraft der mit Ketac Cem® befestigten Kronen betrug 1290 N. Die höchste Abzugskraft von 1766 N wurde bei einem Zementspaltraum von 68 µm erzielt. Der geringste Retentionswert betrug 659 N bei einer Spaltbreite von 39 µm.

Tab.6: Ergebnisse der Haftkraftmessung  
für Glasionomerzement in N

Mittelwert	1290
Standardfehler des Mittelwertes	59,4
Median	1315
Standardabweichung	297

Schon bei geringen Spaltbreiten sind bei Ketac Cem® hohe Haftkräfte gemessen worden. Bis auf einen Messwert liegen alle Abzugskräfte jeweils über 900 N. Ein Zementpaltraum von zirka 50 µm bis 180 µm scheint ein Bereich zu sein, indem auch für Ketac Cem® die größten Retentionskräfte erreicht werden. Die Werte liegen gegenüber den Werten des Phosphatzementes auf einem höheren Niveau.

Bei Spaltbreiten über 180 µm sind auch für Glasionomerzement abfallende Kräfte gemessen worden. Allerdings bleiben sie gegenüber Phosphatzement auf einem hohen Niveau.



**Abb.13:** Haftkraftwerte für Glasionomerzement

Zum statistischen Vergleich der Retentionswerte wurden die Spaltbreitenbereiche und Messwerte wie bei Phosphatzement in drei Klassen unterteilt. Die Klassen sind wieder in Bereiche von unter 60  $\mu\text{m}$ , 60 – 110  $\mu\text{m}$  und Werte über 110  $\mu\text{m}$  unterteilt.

Für Glasionomerzement ergaben sich zwischen den Klassen keine statistisch signifikanten Unterschiede.

#### 4.4 Retentionskräfte für Adhäsivzement

Die durchschnittliche Retentionskraft der mit Calibra® befestigten Kronen betrug 1256,2 N. Die höchste Abzugskraft von 1595 N wurde bei einem Zementspalraum von 176,5 µm erzielt. Der geringste Retentionswert betrug 983 N bei einer Spaltbreite von 58,8 µm.

Tab.7: Ergebnisse der Haftkraftmessung  
für Adhäsivzement in N

Mittelwert	1256,2
Standardfehler des Mittelwertes	33,8
Median	1226
Standardabweichung	169,2

Die Werte bei Calibra® liegen insgesamt auf einem hohen Niveau. Der Minimalwert von 983 N und der Maximalwert von 1595 N liegen nicht so weit auseinander wie die Minimal- und Maximalwerte der anderen Zemente. Es imponieren über den gesamten Spaltbreitenbereich recht einheitliche Abzugskräfte. Die Abzugskräfte scheinen von den Spaltbreiten unabhängig zu sein.

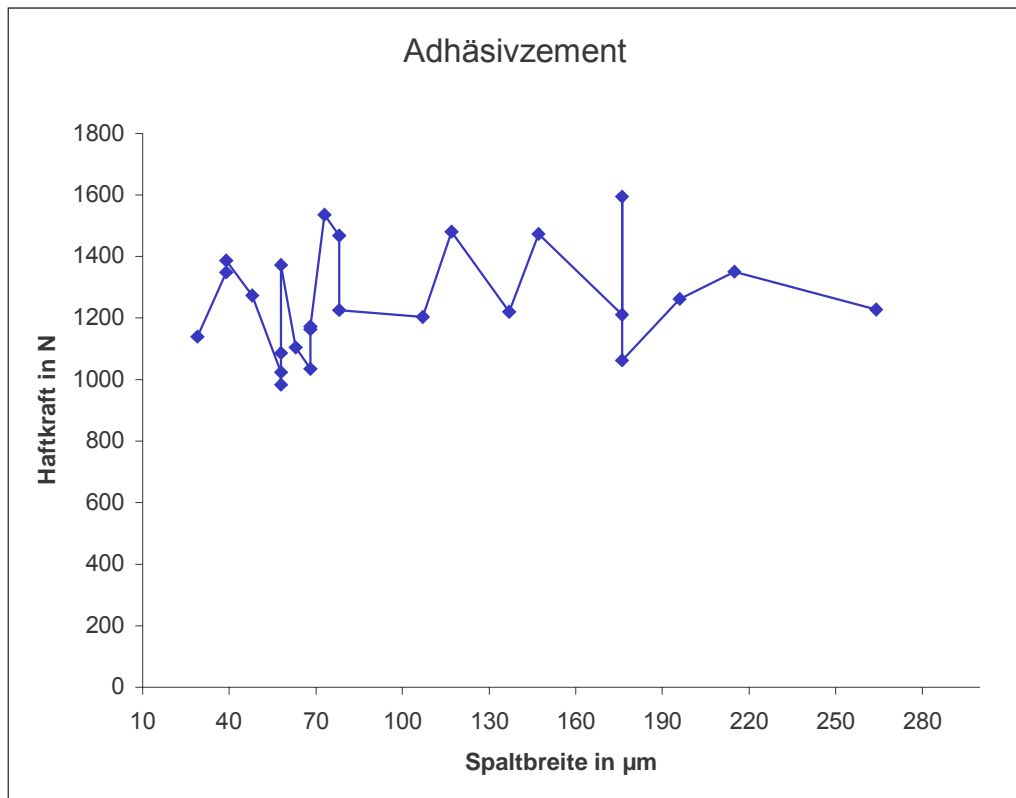


Abb.14: Haftkraftwerte für Adhäsivzement

Zum statistischen Vergleich der Retentionswerte wurden wie bei Phosphatzement und Glasionomerezement die Spaltbreiten in die gleichen drei Klassen unterteilt.

Für den Adhäsivzement ergaben sich zwischen den Klassen keine statistisch signifikanten Unterschiede.

## 5 Diskussion

In einer experimentellen Untersuchung sollte geprüft werden, inwieweit unterschiedlich große Zementspaltbreiten an zementierten Gusskronen die Retention beeinflussen. Weiterhin sollte untersucht werden, wie sich in diesem Zusammenhang unterschiedliche Befestigungszemente verhalten. Es wurden Phosphatzement, ein Glasionomerezement und ein Adhäsivzement miteinander verglichen.

Die Literaturübersicht hatte gezeigt, dass ein Vergleich der Zemente Phosphatzement (Harvard®), Glasionomerezement (Ketac-Cem®) und Adhäsivzement (Calibra®) bei Haftkraftmessungen in Abhängigkeit vom Zementspaltraum an künstlichen Stümpfen und Kronen noch nicht vorgenommen wurde.

Die Retention einer Krone wird nach HUBER (1984) als Funktion der Größe der präparierten Zahnfläche, des Präparationswinkels und der Oberflächenrauigkeit unter der Voraussetzung beschrieben, dass die physikalischen Eigenschaften des Befestigungszementes als Konstante betrachtet werden.

In dieser Untersuchung wurden künstliche Stümpfe verwendet. Der Vorteil dieser Methode ist, dass eine Standardisierung und Gleichheit der Retentionsflächen und der Stufe erreicht werden können.

Die Güte und Eigenschaften der Stumpfoberflächen sind dabei immer gleich.

Die Verwendung natürlicher Stümpfe lässt derartige Vergleichswerte nicht zu, da unter klinischen Bedingungen keine standardisierten Präparationsformen möglich sind. Dies ist der Grund, warum sich auch andere Autoren für Metallstümpfe entschieden haben (WILSON et al. 1990, WANG et al. 1992, STRUTZ et al. 1994, WILSON 1994).

Die Metallstümpfe wurden nach Durchschnittswerten von eigens dafür vermessenen Prämolaren- und Molarenstümpfen hergestellt. Dazu wurden je 35 Modellstümpfe aus einem zahntechnischen Labor ausgemessen (siehe Kapitel 3.1). Somit sind Stumpfmaße verwandt worden, die auch in der Praxis vorkommen.

Andere Autoren bevorzugten für experimentelle Untersuchungen natürliche Zähne (GORODOVSKY und ZIDAN 1992, TUNTIPRAWON et al. 1996, ERNST et al. 1998, MITCHELL et al. 1999).

Bei natürlichen Zähnen sind nach PRATI (1998) die Haftungswerte der Zemente am Dentin stark abhängig von der Beschaffenheit des Dentins. Sklerosiertes Dentin, zu feuchtes oder trockenes Dentin z.B. verringert die Haftung der Kunststoffzemente am Dentin. Der Abstand der Dentinoberfläche zur Pulpa, also die Dentindicke, bestimmt die Weite der Dentintubuli und damit die Haftkräfte (SCHALLER et al. 1994). Diese zusätzlichen und schwer kontrollierbaren Einflussfaktoren sollten in der Versuchsreihe umgangen werden.

Der Versuchsaufbau orientiert sich an der Zielsetzung einer praxisrelevanten Simulation von Mundbedingungen, wie wechselnden Temperaturen (Thermozyklieren) im feuchten Milieu und mechanischen Kausimulationen mit einer anschließenden Haftkraftmessung.

Bei normaler Kautätigkeit werden Kaukräfte von unter 50 N, je nach Nahrungsbeschaffenheit meist auch unter 17,5 N gemessen (DE BOEVER et al. 1978). Bei parafunktionellen Bewegungen können allerdings Kraftspitzen von bis zu 800 N und mehr gemessen werden (HELKIMO et al. 1975). Die hier verwendete Kausimulationskraft von 40 N entspricht somit der Kraftentwicklung beim „normalen“ Kauen. Durch Thermocyclieren werden die in der Mundhöhle auftretenden Temperaturschwankungen simuliert. Die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der beteiligten Materialien könnten den Verbund an den Grenzflächen Kronenmetall – Zement – Kronenstumpf beeinflussen und eine Lockerung herbeiführen.

Die Retentionswerte wurden in Abhängig von den mittleren Zementspaltbreiten im Bereich von 29 - 269  $\mu\text{m}$  ermittelt. Die Kronen mit geringen Spaltbreiten (Klasse 1, 29 - 60  $\mu\text{m}$ ) verfügen über eine deutliche Eigenretention. Bei den Kronen der Klasse 2 (60 - 110  $\mu\text{m}$  mittlere Spaltbreiten) ist größtenteils auch noch Eigenretention vorhanden. Allerdings geht diese bei den größeren Spaltbreiten dieser Klasseneinteilung verloren. Alle Kronen der Klasse 3 (110 - 269  $\mu\text{m}$ ) besitzen keine Eigenretention, wobei die Kronen mit den größten Spaltbreiten als extrem „nicht passend“ empfunden werden.



Der in der Praxis erwünschte passgenaue Guss wird neben der Präzision von Abformung und Modell gusstechnisch von mehreren Faktoren bestimmt: Dies sind einerseits das thermische Kontraktionsverhalten der Legierung und andererseits das Volumenverhalten der Einbettmasse und die geometrische Anordnung der Gussobjekte in der Gießform. So können durch einen unterschiedlichen Erstarrungsablauf innerhalb der Gussobjekte Spannungen auftreten, die sich später in Passungsungenauigkeiten äußern. All diese Faktoren sind Bestandteile einer „Präzisionskette“, die nur bei einem standardisierten Ablauf zu einem gleichbleibenden Ergebnis führt (STRUB 1994). Das heißt, dass im klinischen Vorgehen „passende“ und zur Eingliederung geeignete Kronen entstehen. Um dies mit größerer Sicherheit zu erreichen, wird in den Laboratorien nicht selten zu viel Lack auf die Stümpfe aufgetragen. Damit wird oft mangelnde Perfektion überdeckt (MEYER 1999). Im Ergebnis vergrößert sich der notwendige Abstand zwischen Zahnstumpf und Kroneninnenfläche, also der Zementspaltraum zu stark. Bestätigt wird dies durch Untersuchungen von PILO und CARDASH (1998). An überkronen natürlichen Zähnen, die extrahiert und vermessen wurden, fanden die Autoren okklusal eine mittlere Zementdicke von 302  $\mu\text{m}$  und bukkal/lingual von durchschnittlich 116/109  $\mu\text{m}$ . Als eine der Ursachen wird inadäquater Platzhaltereinsatz benannt. Nach DIAZ-ARNOLD (1991) gilt für die Fugenstärke zwischen Stumpfoberfläche und Innenfläche der Krone 80  $\mu\text{m}$  als Optimum. In einer in-vitro-Untersuchung zeigten GRAJOWER et al. (1989), dass andererseits ohne Benutzung eines Platzhalterlackes beim Zementiervorgang die zervikale Diskrepanz um 650  $\mu\text{m}$  anstieg. Erst nach einer viermaligen Benutzung des Platzhalterlackes wurde die Differenz nach dem Zementieren auf 29  $\mu\text{m}$  eingeschränkt. GRAJOWER et al. (1989) zeigten damit, dass eine Schichtstärke des Lackes unter 65  $\mu\text{m}$  die zervikale Diskrepanz deutlich vergrößert.

Nach JUNTAVEE und MILLSTEIN (1992) sind die Retentionswerte zementierter Kronen auf Zahnstümpfen mit großen Aufbaufüllungen oder vollständigen Stumpfaufbauten abhängig vom Füllungsmaterial oder Stumpfaufbaumaterial. So haben adhäsiv auf Kompositaufbauten eingesetzte Restaurationen eine mehr als doppelt so hohe Retention wie solche, die mit Glasionomer- oder Phosphatzement eingesetzt wurden. Auch auf

Amalgamaufbauten zeigt Glasionomerzement die niedrigsten Retentionswerte. Der Hersteller des Glasionomerzementes Ketac Cem® fordert für die Abbindereaktion Feuchtigkeit. Diese kann unter anderem aus den Dentintubuli kommen. Bei ausgedehnten Stumpfaufbauauffüllungen ist dies nicht der Fall. Bei den in dieser Untersuchung eingesetzten Metallstümpfen ist naturgemäss auch kein Flüssigkeitsausstrom möglich. Die Abbindereaktion des Glasionomerzementes fand im trockenen Milieu statt. Die unter klinischen Bedingungen vorkommende Mundfeuchtigkeit optimiert die Abbindereaktion. Es wären also unter Mundbedingungen höhere Haftkräfte zu erwarten.

Die in vitro ermittelten Haftungswerte sind unter Vorbehalt zu werten. Die klinische Situation wurde nur andeutungsweise simuliert und viele Faktoren konnten nicht berücksichtigt werden, z.B. der Flüssigkeitsstrom aus den Dentintubuli und eventuelle Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz (BRÄNNSTRÖM 1977). Dennoch können die hier gemessenen Werte Tendenzen aufzeigen und Richtungen für zusätzliche In-vivo-Studien aufweisen.

### PHOSPHATZEMENT

Bei sehr kleinen Spaltbreiten ( $< 60 \mu\text{m}$ ) traten in dieser Untersuchung bei mit Phosphatzement eingesetzten Kronen geringere Retentionswerte als im Vergleich zu denen der Klasse 2 (Spaltbreite  $60 - 110 \mu\text{m}$ ) auf. WILSON und CHAN (1994) berichten ebenfalls über eine kritische Zementfilmstärke bei Phosphatzement. Wird diese unterschritten, kann Phosphatzement seine Retentionsfähigkeit nicht voll erreichen. Es wird angenommen, dass dies auf die Eigenschaften des Zementes zurückzuführen ist.

OTANI und GOTO (1979) vermuten, dass dieser Effekt auf eine ungenügende Reaktion zwischen den Zementpulverkörnern in der Matrixphase beruht. Es wird angenommen, dass dies die Erklärung für die geringen Retentionswerte bei zu geringen Zementfilmstärken ist.

Bei den geringen Spaltbreiten ist darüber hinaus die Abfließfähigkeit des Zementes nicht ausreichend und ein ungenügendes Platzieren der Krone auf dem Stumpf ist die Folge. Daraus resultiert eine große zervikale Diskrepanz.

Zusätzlich ist dadurch die zur Retention nutzbare Fläche verringert. Dies wird als weitere Erklärung für die geringen Retentionswerte bei diesen Spaltbreiten angesehen.

In der Praxis erhöht sich also beim Zementieren die vorher geringe Spaltbreite und bildet eine zu große Zementfuge zwischen der präparierten Stufe und dem Kronenrand. Die Angriffsfläche des Zementes vergrößert sich, da Phosphatzement eine geringe Festigkeit hat und im abgebundenen Zustand spröde ist. Ebenfalls hat Phosphatzement eine hohe Löslichkeit (SCHWICKERATH 1979). Somit ist die Zementfuge anfällig für Belastungen.

Nach JANKE et al. (2002) führt das zu Aussprengungen des Zementes.

Bei mittleren Spaltbreiten von 80  $\mu\text{m}$  bis 180  $\mu\text{m}$  scheint ein Haftkraftoptimum für Phosphatzement zu bestehen.

Die Kronen lassen sich vollständig auf den Stumpf setzen. Die Zementierung und die Abbindereaktion verlaufen ungestört. Die ganze Retentionsfläche kann genutzt werden.

Durch das vollständige „Sitzen“ der Krone auf dem Stumpf und die dadurch geringe zervikale Diskrepanz mit einer kleineren marginalen Zementfuge scheint eine gewisse Widerstandsfähigkeit und Stabilität gegenüber den simulierten Belastungen zu resultieren. Bei diesen Zementfilmdicken ist die Haftkraft für Phosphatzement in der vorliegenden Untersuchung am größten.

Auch GRAJOWER et al. (1989), Dixon et al. (1992) und PILO und CARDASH (1998) fordern eine mindestens 50 – 80  $\mu\text{m}$  dicke Platzhalterschicht. Bei den dann erreichten Zementfilmstärken wird auch bei diesen Autoren die Retentionswirkung als optimal angesehen.

Die Differenz der Retentionswerte zwischen der Klasse 1 mit geringster Spaltbreite und der Klasse 2 mit den mittleren Spaltbreiten ist statistisch signifikant. Bei Spaltbreiten über 180  $\mu\text{m}$  sind die Haftkräfte in dieser Untersuchung stark abnehmend. Bei JUNTAVEE und MILLSTEIN (1992) nehmen die Retentionswerte ab einer Spaltbreite von über 150  $\mu\text{m}$  ebenfalls ab.

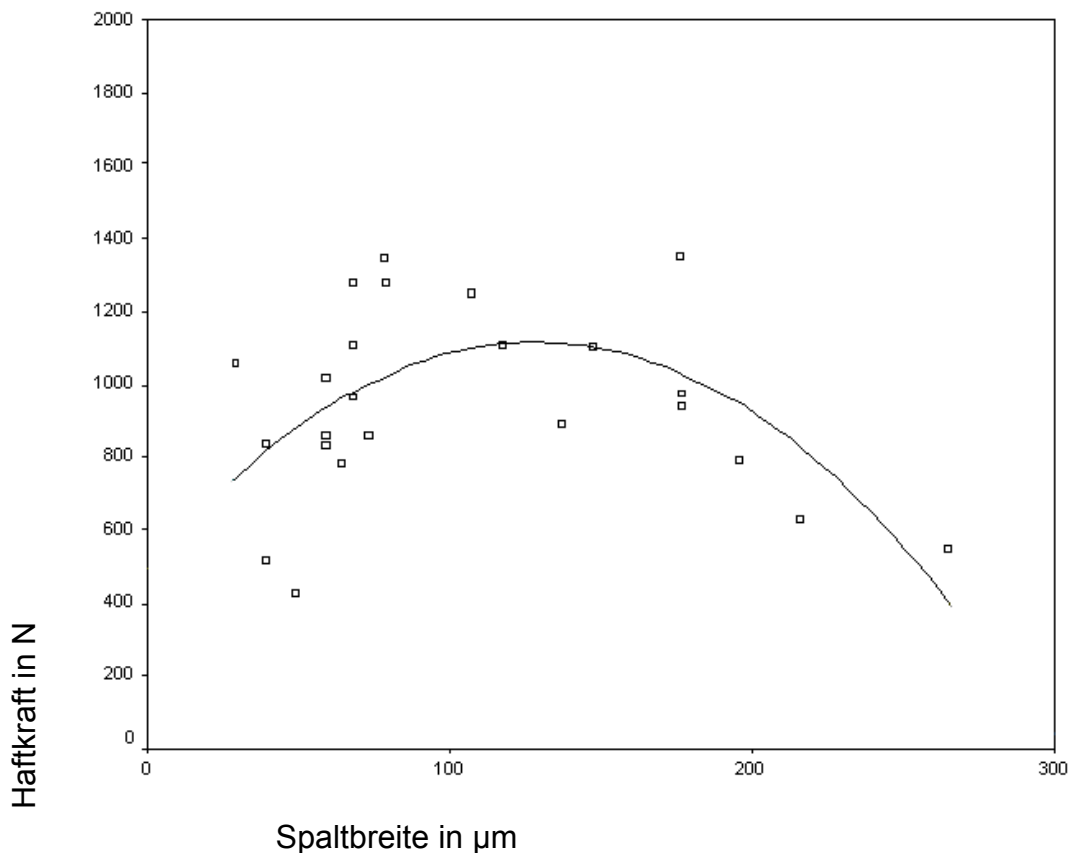
Durch die ausgeprägte „Nichtpassung“ dieser Kronen ist die Zementfuge zwischen Zahn und Kronenrand sehr breit.

Die geringe Druckfestigkeit und hohe Löslichkeit des Phosphatzementes haben nach SCHWICKERATH (1979) den einwirkenden Belastungen wenig

entgegenzusetzen. Phosphatzement ist nicht verformbar. Auf Krafteinwirkung reagiert er spröde und zeigt Aussprengungen und Brüche (LI und WHITE 1999).

An der Zementfuge stellt sich bei Phosphatzement die größte Tiefen- und Verlustflächenzunahme ein (JANKE et al. 2002). Damit werden die geringen Haftwerte, die in dieser Klasse mit ansteigender Spaltbreite weiter stark abnehmen, erklärt. Infolge der zunehmenden Schwächung und der großen Sprödigkeit bricht der Zement in sich. Daher ist es erklärlich, dass sowohl Zementreste an der Kroneninnenwand als auch am Stumpf verbleiben.

In Abbildung 15 ist die quadratische Regression der Haftkraftwerte für Phosphatzement in Abhängigkeit von den Spaltbreiten grafisch dargestellt. Mit einem Regressionskoeffizienten von 0,3413 kann die quadratische Regression als gültig betrachtet werden. Mit ihr kann eine Voraussage über die optimale Zementfugenbreite für das Haftkraftmaximum von Phosphatzement getroffen werden.



**Abb.15:** Quadratische Regression für die Haftkraftwerte von Phosphatzement

Die vergleichsweise geringeren Haftkräfte bei Phosphatzement bieten andererseits die Möglichkeit der Kronenentfernung. Eine risikoarme Entfernung des festsitzenden Ersatzes ist meist in toto möglich. Dazu können Kronenentfernungsgeräte eingesetzt werden.

### GLASIONOMERZEMENT

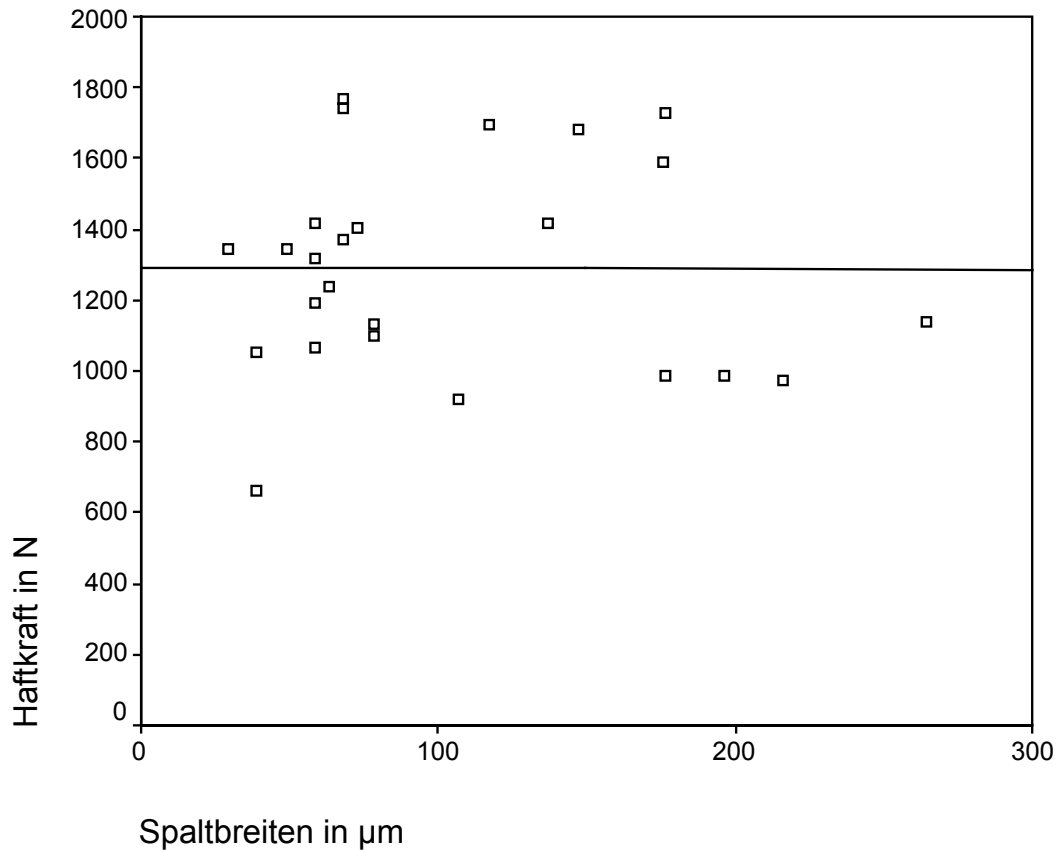
Nach der Rezementierungstechnik ist in der vorliegenden Untersuchung davon auszugehen, dass die Retentionswerte für Glasionomerzement bei einer Erstzementierung (ohne vorheriges Reinigen und Abstrahlen der Kroneninnenfläche und des Stumpfes zur Beseitigung der Zementreste) noch höher ausgefallen wären.

Deshalb kann angenommen werden, dass die hier gemessenen Werte niedriger sind, als diejenigen, welche bei „normalem“ Zementieren erreicht worden wären.

Auch die fehlende Restfeuchte beim Abbindevorgang des Zementes ist vermutlich ein nicht zu vernachlässigender Faktor. Es ist davon auszugehen, dass bei optimaler Abbindereaktion mit Restfeuchtigkeit die Abzugskräfte noch über den gemessenen Werten gelegen hätten.

Da bei Glasionomerzement nach MEISSNER (1997) die geringste Filmstärke erzielt werden kann, ist hier die Vergrößerung der zervikalen Diskrepanz nicht so deutlich wie bei Phosphatzement. Auch KERN et al. (1994) stellte diesen Unterschied zwischen Phosphatzement und Glasionomerzement fest. Da die Vergrößerung der zervikalen Diskrepanz auch bei geringen Spaltbreiten nicht so ausgeprägt ist, kann fast die gesamte Retentionsfläche genutzt werden.

Demzufolge fallen bei der Zementierung mit Glasionomerzement gegenüber Phosphatzement bei geringen Spaltbreiten (Klasse 1) die Retentionswerte nicht so stark gegen die der Klasse 2 ab. Statistisch ist zwischen den Haftkraftwerten zwischen den Klassen 1 und der Klasse 2 kein Unterschied nachweisbar.



**Abb.16:** Haftkräfte von Glasionomerzement mit Anpassungslinie der linearen Regression

Auch bei Verwendung von Glasionomerzement sollten die Spaltbreiten trotzdem nicht zu gering gewählt werden (WANG et al. 1992), damit eine minimale zervikale Diskrepanz erreichbar wird.

Auch für Glasionomerzement scheinen Spaltbreiten um 100  $\mu\text{m}$  (entspricht Klasse 2) optimal zu sein.

Eine Verbreiterung des Zementraumes auf 100  $\mu\text{m}$  bis 180  $\mu\text{m}$  führt jedoch noch nicht zu Retentionsverlusten. Im Gegenteil, für Glasionomerzement werden in diesem Bereich die besten Haftkraftwerte erreicht, obwohl die Zementfuge groß ist. Glasionomerzement hat eine große Festigkeit und eine geringe Löslichkeit. Diese Eigenschaften scheinen auch bei den großen Zementfugenstärken die Stabilität des Zementes dauerhaft zu gewährleisten. Die Dauerhaftigkeit bezieht sich auf die durchgeführten Versuchsbedingungen.

Ob die Ergebnisse über mehrere Jahre unter In-vivo-Bedingungen gleichermaßen so ausfallen würden, kann hier nicht beurteilt werden.

Statistisch sind keine Unterschiede zwischen den drei Klassen der Zementfugenbreiten nachweisbar.

Die Retentionswerte scheinen von den Spaltbreiten weniger abhängig zu sein, wie das bei Phosphatzement der Fall ist. Glasionomerezement reagiert auf Spaltbreitenveränderungen in bezug auf die Haftwerte also tolerabler.

Auch bei Spaltbreiten größer als 180 µm sind die Retentionswerte auf einem hohen Niveau. Sie liegen alle über 900 N. Im Vergleich zu den erreichten Werten mit Phosphatzement sind diese Werte sehr gut.

### ADHÄSIVZEMENT

Die Retentionswerte für diese Zementklasse sind nach zweimaligem Reinigen und Abstrahlen der Kronen und Stümpfe ermittelt, sie entsprechen also der Rezementierungstechnik. Die so gemessenen Werte sind demnach ebenfalls also niedriger anzusehen. Auch hier wären bei Erstzementierung höhere Messwerte zu erwarten gewesen (AYAD et al. 1998). Da für Adhäsivzemente die Auswirkungen der Rezementation nach GEGAUFF und ROSENSTIEL (1989) am geringsten sind, konnte diese Zementgruppe als letzte gewählt werden.

In den vorgenommenen Untersuchungen unterscheiden sich die Retentionswerte für Glasionomerezement und Adhäsivzement sowohl innerhalb der Klassen, als auch untereinander statistisch nicht signifikant.

In der Literatur werden die Unterschiede in den Retentionswerten der beiden Zementarten kontrovers diskutiert. Bei einigen Autoren hat der Kunststoffzement die stärkere Retention (TJAN und LI 1992, AYAD et al. 1997 und TUNTIPRAWON 1997). Bei anderen Untersuchungen sind die Werte für Glasionomerezement höher oder gleich (ERNST et al. 1998).

Die Ursache dafür könnte in den unterschiedlichen Primersystemen und Legierungen vermutet werden (ERNST et al. 1998).

Die Untersuchungen zeigen, dass die Retentionswerte für Calibra® dicht beieinander liegen.

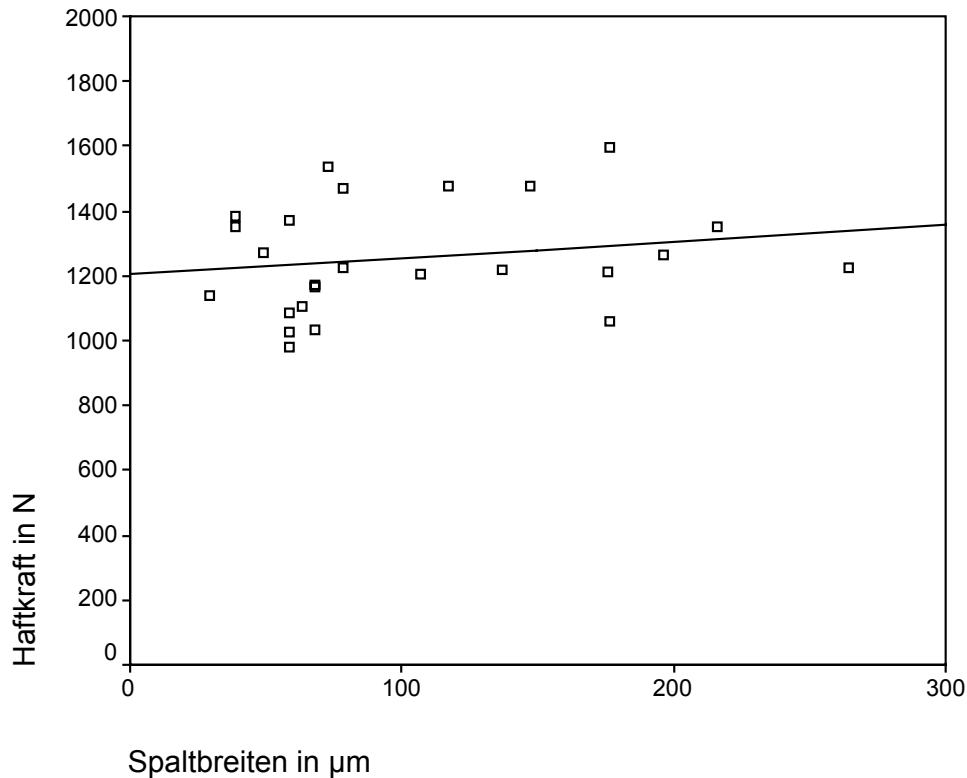


Abb.17: Haftkraftwerte von Adhäsivzement mit Anpassungslinie der linearen Regression

In Abbildung 17 ist erkennbar, dass die Werte sowohl im kleinen und mittleren als auch im großen Spaltbreitenbereich auf einem hohen Niveau liegen. Die Haftkräfte scheinen unabhängig von der Zementfilmstärke zu sein. Dies kommt in der grafischen Darstellung der Anpassungslinie zum Ausdruck. Die statistische Auswertung der verschiedenen Spaltbreitenklassen ergab auch keine gesicherten Differenzen.

Bei allen Zementfilmstärken kann die Retention als gesichert angesehen werden.

ERNST et al. (1998) beschreiben eine unvollständige Polymerisation bei Filmstärken unter 20 µm. Das kann die teilweise geringfügig niedrigeren



Retentionswerte bei den kleineren mittleren Spaltbreiten erklären. Diese Unterschiede waren nicht statistisch signifikant.

Ebenfalls retentionsmindernd könnte die von TUNTIPRAWON (1997) beobachtete starke Vergrößerung der zervikalen Diskrepanz bei Adhäsivzementen sein. Daraus folgt eine Verringerung der zur Retention zur Verfügung stehenden Fläche.

Der in dieser Untersuchung verwendete Adhäsivzement Calibra® besitzt nach Herstellerangaben jedoch eine Filmstärke von nur 12 µm – 18 µm. Dadurch sollte keine starke Vergrößerung der zervikalen Diskrepanz verursacht werden. Kunststoffzemente haben einen geringeren Elastizitätsmodul als andere Zementarten (LI und WHITE 1999). Auf mechanische Belastung reagieren sie elastisch und mit der geringsten Zementfugenauflösung. Das stabilisiert den Verbund auch bei einer großen Zementfuge über lange Zeit. Durch eine große Zementfugenstärke ist die Gefahr einer Erhöhung der Krone beim Zementieren unterbunden. Auch sind in diesem Bereich die Retentionswerte in einem sicheren Bereich.

Die Zementfuge bleibt durch die praktisch nicht vorhandene Löslichkeit und die bestehende hohe Elastizität auch nach mechanischer Belastung stabil und zeigt die beste Randschlussqualität (JANKE et al. 2002).

Aus diesem Grund sollte besonders bei Adhäsivzementen mit viel Platzhalterlack gearbeitet werden, so dass ein Zementpaltraum von mindestens 80 µm entsteht.

Regelrechte Verbunde mit Kunststoffzement sind allerdings nur bei optimaler Verarbeitung im Mund zu erreichen (LUDWIG 1998, NAUMANN 2000).

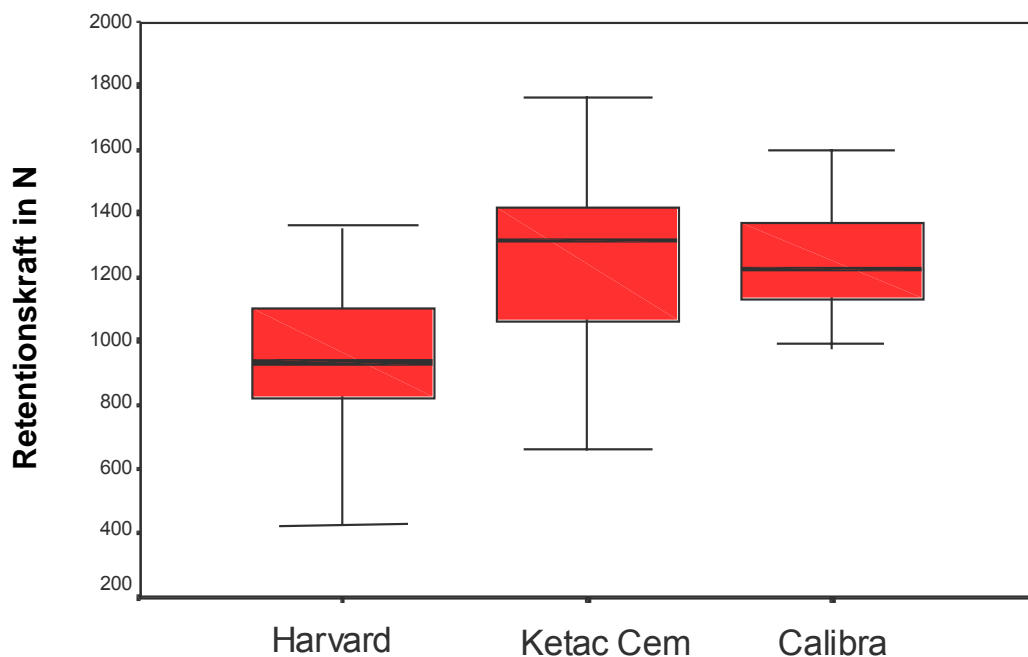
Ist dies nicht der Fall, werden bei adhäsiver Befestigung nach einiger Zeit Verfärbungen am Kronenrand sichtbar.

Unter klinischen Bedingungen ist dies oft zu beobachten. Also kann angenommen werden, dass selten ein optimaler Verbund erreicht wird. Es sind somit 'microleakages' entstanden. Adhäsivzemente sollten somit nur dann zur Anwendung kommen, wenn klinisch optimale Verarbeitungsbedingungen möglich sind (EDELHOFF et al. 2000).

Unter diesen Voraussetzungen können Adhäsivzemente bei Restaurationen angezeigt sein, die nach konventionellen Zementen ein Retentionsversagen aufwiesen. Die Retention kann dadurch verbessert und damit die Tragedauer verlängert werden.

Keinesfalls aber dürfen grobe Ungenauigkeiten entschuldigt werden – im Gegenteil sollte vor „Edelpfusch“ gewarnt werden (NAUMANN 2000).

Für einen Vergleich der drei untersuchten Zemente sind die Kräfte grafisch dargestellt (siehe unten). Im abgebildeten Box- und Whisker-Diagramm nach Tukey existieren keine Extremwerte die außerhalb der Whisker liegen. Die Werte der klassischen Zemente streuen jeweils stärker als die des Adhäsivzementes. Auch die Werte des Hälftespielraums bei dem Kunststoffzement liegen relativ dicht beieinander, was wiederum für eine mäßige Streuung der Werte spricht.



**Abb. 18:** Retentionskräfte dargestellt im Box- und Whiskerdiagramm nach Tukey unter Angabe des Medianwertes und Hälftespielraums aller drei Zementarten

In dem Diagramm der Mittelwerte mit Standardfehler (Abb.19) ist erkennbar, dass Phosphatzement den niedrigsten Mittelwert hat. Der Standardfehler, als ein Ausdruck der Variabilität des Mittelwertes (HAERTING 2001), ist bei dem Adhäsivzement besonders klein. Dies spricht beim Adhäsivzement Calibra® für die Unabhängigkeit der Retentionswerte von der Zementfugenbreite.

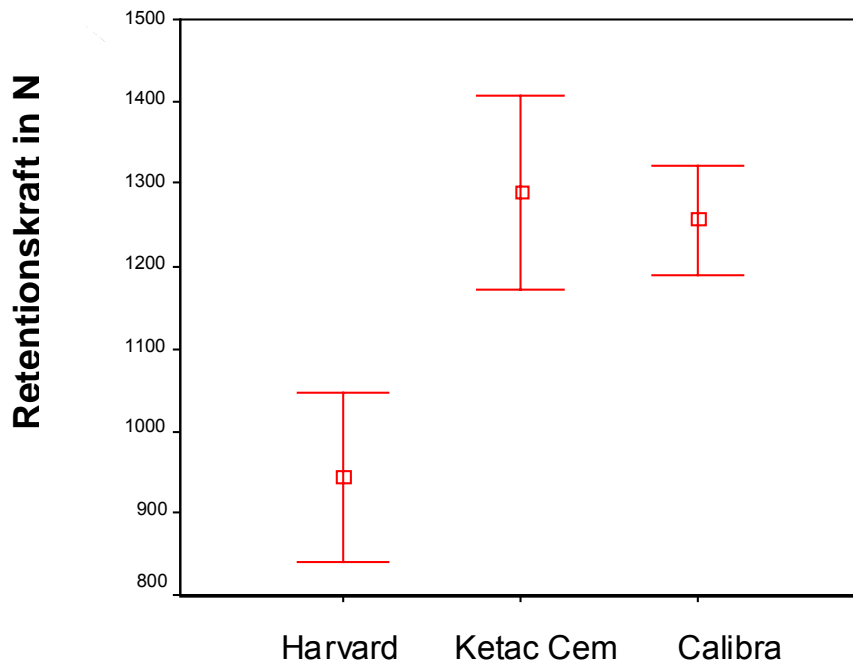


Abb.19: Mittelwerte und Standardfehler

## 6 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass das klassische Befestigungsmaterial Phosphatzement nur bei geeigneter Zementspaltbreite optimale Ergebnisse liefert. Die optimale Spaltbreite liegt im Bereich von 65 µm bis 130 µm. Für die Praxis bedeutet dies, dass die Kronen nur eine leichte Eigenretention aufweisen sollten. In diesem Bereich kann die Retention als gesichert angesehen werden. Liegt die Spaltbreite unterhalb von 65 µm, besteht die Gefahr, dass das vollständige Platzieren der Gussarbeiten nicht gewährleistet ist und Kronenerhöhungen die Folge sind.

Die Untersuchungen über Glasionomerezemente zeigen, dass die Retention in allen Spaltbereichen, die über 50 µm liegen, gesichert ist. Der Toleranzbereich bezüglich der Schwankungen der Zementfugenbreite ist relativ groß.

Im Sinne einer gesicherten Verarbeitung von Glasionomerezementen sollte dem Kapselsystem der Vorzug gegeben werden.

Bei der Verwendung von Adhäsivzementen findet sich über alle vorliegenden Spaltbreiten eine gesicherte Retention. Allerdings sollte der Platzhalter für die Spaltbreite aufgrund der großen Filmdicke des Materials nicht kleiner als 80 µm sein. Da die Kosten von Adhäsivzementen sehr hoch liegen und sie aufwendig zu verarbeiten sind, wird die Verwendung in Standard-situationen nicht durchsetzbar sein. Bei Ausnahmesituationen allerdings können sie ergänzend hilfreich sein.

Im Ergebnis der Untersuchungen ist Glasionomerezement in der Summe aller Eigenschaften der optimale Befestigungszement für die Eingliederung von Guss- und VMK – Kronen. Im Hinblick auf die Toleranz bei der Verarbeitung und die günstigen Kosten kann bei sehr guter Passung auch Phosphatzement als klassischer Befestigungszement für Standardsituationen angesehen werden.

Der Wunsch der Zahnärzte besteht jedoch darin, ein universelles Befestigungsmaterial zur Verfügung zu haben. Vielversprechende Materialien werden angeboten, die ihre klinische Bewährung noch zeigen müssen. Ein in neuester Zeit vorgestelltes Material ist der selbstadhäsive Kunststoffzement RelyX™ Unicem (Espe, Seefeld). Er kann ohne Konditionierung der Zahnstümpfe und Kroneninnenflächen verarbeitet werden. RelyX™ Unicem

bietet konventionelle Anwendung bei adhäsiven Merkmalen (GLOMB 2002). Die klinische Bewährung muss noch untersucht werden.

Ein weiteres vielversprechendes Material ist der neue kunststoffverstärkte Glasionomierzement GC FujiCEM® (GC GERMANY GmbH, München), mit einer Filmstärke von nur 3 µm und guter Haftung an der Zahnhartsubstanz (Herstellerangabe). Auch hier liegen noch keine Langzeiterfahrungen vor.

## **7 Zusammenfassung**

Ziel der experimentellen Untersuchungen war es, den Einfluss von Zementspaltbreiten in Verbindung mit verschiedenen Zementarten auf die Retention von Kronen zu überprüfen.

Für die Untersuchung wurden künstliche Modellstümpfe verwendet, da diese reproduzierbare Standardmaße ermöglichen. Die Maße dieser Stümpfe sind nach einer Voruntersuchungen an realen Stumpfpräparationen festgelegt worden. Damit sollte eine möglichst weitgehende Simulation klinischer Bedingungen erfolgen.

Auf die Stümpfe wurden Kronen aus einer Phantomlegierung (Sident®) gegossen, nachdem gezielt verschiedene Platzhalter mit dem Ziel aufgebracht waren, verschiedene und messbare Spaltbreiten zu erreichen.

Vergleichsmessungen erfolgten mit drei Befestigungszementen. Harvard® (Hofmann Richter) als Phosphatzement, Ketac Cem® (Espe) als Glasionomierzement und Calibra® (DeTrey – Dentsply) als Vertreter der Adhäsivzemente. Der Versuchsaufbau orientierte sich an Grundforderungen für In-vitro-Haftkraftmessungen. Mittels einer modifizierten Gängelmaschine konnten mechanische Belastungen der Kronen simuliert werden. Zusätzlich wurden die Versuchskörper einer thermischen Wechsellast unterzogen. Die Retentionskräfte der zementierten Kronen wurden mit einer Haftkraftprüfmaschine gemessen.

Die Auswertung der Untersuchungsergebnisse ergab folgende Ergebnisse:

Die Haftkraftmessungen ergaben eine eindeutige Abhängigkeit von der Spaltbreite zwischen Kroneninnenfläche und Stumpfoberfläche. Die größten Abweichungen der Abzugskräfte traten sowohl bei sehr geringen als auch bei sehr großen Spaltbreiten auf. Das gilt für die beiden klassischen Zemente Phosphatzement und Glasionomerzement. Für Adhäsivzement ergab sich keine Abhängigkeit der Haftkräfte von verschiedenen Spaltbreiten.

Weiterhin war festzustellen, dass die drei verschiedenen Befestigungszemente unterschiedliche mittlere Haftkräfte aufwiesen.

Im einzelnen erbrachten die Messungen bei Phosphatzement, dass im Spaltbereich von ca. 65  $\mu\text{m}$  bis 130  $\mu\text{m}$  die höchsten Retentionskräfte erreichbar waren. In dem darunter liegenden Bereich resultiert vermutlich aufgrund der Korngröße und Fließfähigkeit eine Kronenerhöhung mit Spaltverbreiterung. Die optimale Platzierung ist also meist nicht möglich. Im Spaltbereich oberhalb 130  $\mu\text{m}$  ist durch die Werkstoffeigenschaften des Zementes eine Instabilität die Folge.

Bei Glasionomerzementen sind generell höhere Retentionswerte als bei Phosphatzementen festzustellen. Auch bei höheren Spaltbreiten sind noch ausreichende Retentionswerte zu verzeichnen. In der Verarbeitbarkeit sind beide klassischen Zemente unproblematisch.

Der Adhäsivzement zeigt eine von der Spaltbreite weitgehende Unabhängigkeit der Retention. Sie ist in allen Bereichen ausreichend. Da der Werkstoff in den unterschiedlichen Spaltbreiten seine Stabilität behält, resultiert eine relativ feste Verbindung. Als problematisch kann der hohe Verarbeitungsaufwand und speziell die Entfernbarkeit der Zementüberschüsse angesehen werden. Dies und der vergleichsweise hohe Preis können dafür verantwortlich gemacht werden, dass Adhäsivzemente als Standardzemente wohl keine weite Verbreitung erlangt haben.

Die Phosphatzemente und die Glasionomerzemente können beide als klassische Befestigungszemente angesehen werden. Zusätzlich sollte angemerkt werden, dass eine ausreichende klinische Passfähigkeit der Gussobjekte nach wie vor notwendig ist. Nur dann lassen sich optimale und

ausreichende Retentionswerte erreichen, wobei die Werte bei Glasionomorzementen etwas höher liegen.

Die ursprüngliche Fragestellung, ob Kronen und Brücken vor der Zementierung eine Eigenretention haben müssen, sollte differenziert beantwortet werden.

Bei den Spaltbreiten von 25 µm bis ca. 50 µm war eine sehr starke Eigenretention feststellbar. In diesem Bereich ist der Zementiervorgang gestört. Es resultiert eine vergrößerte zervikale Diskrepanz. Die Retentionswerte sind niedrig.

Im Zementfugenbereich zwischen 50 µm und 80 µm besteht auch noch eine Eigenretention. In diesem Bereich ist der Zementiervorgang ungestörter und die Retentionswerte sind optimal.

Demzufolge sollten Kronen hergestellt werden, die gerade noch über eine wahrnehmbare Eigenretention verfügen.

## 8 Literaturverzeichnis

- 1 Alt KW, Strub JR: Metalle in der Zahnmedizin und ihre Verarbeitung aus klinischer Sicht. Curriculum Prothetik Band II, Quintessenz, Berlin, Chicago, London (usw.), 1994, S. 627- 630
- 2 Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M: Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. J Prosthet Dent 77 (1997) 116-121
- 3 Ayad MF, Rosenstiel SF, Woelfel K: The Effect of Recementation on Crown Retention. Int J Prosthodont 11 (1998) 177–182
- 4 Bebermeyer RD, Berg JH: Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zink phosphat cements. Quintessenz 25 (1994) 209-214
- 5 Berry EA, Von der Lehr WN, Herrin HK: Dentin surfaces treated for the removal of the smear layer: an SEM study. J Am Dent Assoc 115 (1987) 65-67
- 6 Black S, Amooore JN: Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns. Physiol Meas 14 (1999) 387-393
- 7 Bottino MA, Takahashi FE, Itinoche MK, Oyafuso DK, Lopes AG: The influence of margin design and luting cement on cervical adaptation of crowns. Abstract IADR/AADR/CADR, March 2002
- 8 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 56 (1977) 917-923
- 9 Breustedt A: Lehrmaterialien für das Selbststudium auf dem Gebiet der stomatologischen Werkstoffkunde, Humboldt-Universität Berlin, 1964, S.
- 10 Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML: Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. Quintessenz 33 (2002) 95-100
- 11 Campagni WV, Wright W, Martinoff JT: Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. J Prosthet Dent 55 (1986) 324-328
- 12 Carter S, Wilson PR: The effects of die spacing on post-cementation crown elevation and retention. Aust Dent J 42 (1997) 192-198



- 13 De Boever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM: Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40 (1978) 326-333
- 14 Demmel R, Eichner K, Voß R: Der Kronenrand; Diskussion nach einer Tonbandaufzeichnung überarbeitet und auf die wesentlichen Gedankengänge gekürzt. *Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971) 742-748
- 15 Diaz-Arnold AM: The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent* 66 (1991) 614-618
- 16 Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR: Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent* 68 (1992) 885-890
- 17 Dreyer-Jørgensen K: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 42 (1958) 461
- 18 Dubois RJ, Kyriakakis P, Weiner S, Vaidyanathan TK: Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *J Prosthet Dent* 82 (1999) 161-166
- 19 Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD Jr, Cohen KS: Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc* 96 (1978) 432-437
- 20 Edelhoff D, Horstkemper T, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M: Adhäsiv und konventionell befestigte Empress-1 Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 55 (2000) 326-330
- 21 Ehrenberg DS: Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after occlusal loading and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 84 (2000) 139-148
- 22 Ergin S, Gemalmaz D: Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent* 88 (2002) 491-497
- 23 Ernst CP, Wenzl N, Steder E, Willershausen B: Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent* 79 (1998) 461-472
- 24 Erpenstein H, Dietrich P: Nachuntersuchung zur Kariesanfälligkeit und gingivalen Irritation von Teilkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 32 (1977) 10

- 25 Erpenstein H, Kerschbaum T, Fischbach H: Verweildauer und klinische Befunde bei Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 47 (1992) 315-319
- 26 Fletscher RH, Fletscher SW: Klinische Epidemiologie. Grundlagen und Anwendungen. Ullstein Medical, Wiesbaden, 1998
- 27 Frankenberger R: Zur Haftung eines neuen Universalzementes, Tagungsbeitrag Jahrestagung der DGZMK, 2002
- 28 Fuhr K, Kares K, Siebert G: Nachuntersuchungen festsitzenden Zahnersatzes. Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 716-724
- 29 Fuhr K, Siebert G, Clüsserath G: Vergleiche systematischer Befunderhebungen bei Nachuntersuchungen festsitzenden Zahnersatzes. Dtsch Zahnärztl Z 27 (1972) 530-534
- 30 Fusayama T, Kimiko I, Hosoda H: Relief of resistance of cement of full cast crowns. J Prosthet Dent 14 (1964) 95-106
- 31 Gegauff AG, Rosenstiel SF: Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. J Prosthet Dent 61 (1989) 655-658
- 32 Glomb C, Ein Zement für alle Fälle, RelyX™ Unicem: Adhäsive Merkmale - konventionelle Anwendung, Dent-Trend™, 3M ESPE 9 (2002) 2-3
- 33 Glyn Jones JC: The success rate of anterior crowns. Br Dent J 132 (1972) 399
- 34 Ghoneim AS, Monaco EA, Haraszthy V: In vitro investigation of antibacterial properties of six dental luting cements. Abstract IADR/AADR/CADR, March 2002
- 35 Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA: Tooth preparation for complete crowns: An art form based on scientific principles. J Prosthet Dent 85 (2001) 363-376
- 36 Gorodowsky S, Zidan O: Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. J Prosthet Dent 68 (1992) 269-274
- 37 Grajower R, Zuber Y, Lewinstein I: Improving the fit of crowns with die spacers. J Prosthet Dent 61 (1989) 555-563
- 38 Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern, Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 750
- 39 Harms V: Biomathematik, Statistik und Dokumentation: Eine leicht verständliche Einführung. 7.Auflage, Harms, Kiel - Moenkenberg, 1998

- 40 Härtling J: Biometrie für Humanmedizin und Pflege- und Gesundheitswissenschaft, Vorlesungsskript Wintersemester 2001/2002, Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Informatik des Klinikums der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, 2001
- 41 Helkimo E, Carlsson G, Cornell Y: Biteforce in patients with functional disturbances of the masticatory system. J Oral Rehabil 2 (1975) 397
- 42 Hembree JH, Cooper EW: Effect of die relief on retention of cast crowns and inlays. Oper Dent 4 (1979) 104-107
- 43 Heraeus-Kulzer: Edelmetall-Dentallegierung. 6.Auflage, Heraeus-Kulzer GmbH, 1995, S. 9 - 25
- 44 Heydecke G, Butz F, Strub JR: Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 54 (1999) 637-640
- 45 Hoffmann-Axthelm W: Lexikon der Zahnmedizin, 6.Auflage, Quintessenz, Berlin, Chicago, London (usw.), 1996
- 46 Huber HP: Die Einwirkung rotierender Instrumente auf die Präparationsgrenze von Kronenstümpfen. Dtsch Zahnärztl Z 39 (1984) 795-799
- 47 Hüttner G: Nachuntersuchungen von Kronen und Brückenzahnersatz in bezug auf den Kronenrand und das marginale Parodontium. Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 724-729
- 48 Ikami K, Fukushima M, Usami Y, Iwaku M: Effects of surface conditioners on dentine structure. J Dent Res 71, abstract 861,1999
- 49 Janda R: Zahnärztliche Befestigungsmaterialien. Dent Echo 1 (1996) 36-38
- 50 Janke A, Schulz A, Niedermeier W: Formstabilität von Befestigungsmaterialien im Kronenrandspalt bei dynamischer Belastung in vitro. Tagungsbeitrag Jahrestagung der DGZMK, 2002
- 51 Jørgensen KD: Factor affecting the film thickness of zink phosphat cements. Acta Odont Scand 21 (1963) 479-501
- 52 Jørgensen KD, Esbensen AL: The relationship between the film thickness of zinc phosphate cement and the retention of veneer crowns. Acta Odont Scand 26 (1968) 169-174

- 53 Juntavee N, Millstein PL: Effect of surface roughness and cement space on crown retention. J Prosthet Dent 68 (1992) 482-486
- 54 Kappert H: Metalle in der Zahnmedizin und ihre Verarbeitung aus klinischer Sicht. In: Strub JR (Hrsg.): Curriculum Prothetik Band II, Quintessenz, Berlin, Chicago, London (usw.), 1994, S. 597- 610
- 55 Karlsson S: A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. J Oral Rehabil 13 (1986) 423
- 56 Kaufmann EG, Colin L, Schlagel E, Coelho DH: Factors influencing the retention of cemented gold castings: the cementing medium. J Prosthet Dent 16 (1966) 731-739
- 57 Kern M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR: Clinical Comparison of postoperative sensitivity for glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. J Prosthet Dent 75 (1996) 159-162
- 58 Kern M, Schaller HG, Strub JR: Randschluß von Konuskronen vor und nach der Zementierung. Quintessenz 45 (1994) 37
- 59 Kerschbaum T: Zur Bedeutung von Nachuntersuchungen in der zahnärztlichen Prothetik. Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983) 990-997
- 60 Kerschbaum T: Überlebenszeiten von Kronen- und Brückenzahnersatz heute. Zahnärztl Mitt 76 (1986) 231-235
- 61 Kerschbaum T, Faber FJ: Randschluss von Kronen aus dem Ausland. Zahnärztl Mitt 91 (2001) 44-46
- 62 Kerschbaum T, Imm C: Nachuntersuchungsergebnisse von stiftverankertem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 36 (1983) 1007
- 63 Kerschbaum T, Paszyna T, Klapp S, Meyer G: Verweilzeit- und Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 46 (1991) 20-24
- 64 Kimmel K: Die zahnärztliche Präparationstechnik - Grundlagen – Situationsanalyse, Arbeitskonzept. Dtsch Zahnärztl Z 36 (1981) 619-623
- 65 Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (1990) 953-959

- 66 Kullmann W: Werkstoffkundliche Eigenschaften von Glasionomer-Zementen im Vergleich zu konventionellen Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 41 (1986) 660-666
- 67 Lautenbach E: Wörterbuch Zahnmedizin, Verlag für Zahnmedizin, Hanau, 1992
- 68 Leempoel P: Levensduur en nabehandlingen van kronen en conventionele bruggen in de algemene praktijk. Habilitationsschrift, Nijmegen 1987
- 69 Leempoel P, Eschen S, de Haan A, van't Hof M: An evaluation of crowns and bridges in a general dental practice. J Oral Rehabil 12 (1985) 515
- 70 LI ZC, White SN: Mechanical properties of dental luting cements J Prosthet Dent 81 (1999) 597-609
- 71 Lorey RE, Myers GE: The retentive qualities of bridge retainers. J Am Dent Assoc 76 (1968) 568-572
- 72 Ludwig K: Fehlervermeidung bei adhäsiver Befestigung von Restaurationen aus Keramik und Komposit. Dtsch Zahnärztebl 3 (1995) 104
- 73 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 78 (1997) 522-527
- 74 Marker VA, Miller AW, Miller BH, Swepston JH: Factors affecting the retention and fit of gold castings. J Prosthet Dent 57 (1987) 425-430,
- 75 Marxkors R, Eichner K, Voß R: Der Kronenrand; Diskussion nach einer Tonbandaufzeichnung überarbeitet und auf die wesentlichen Gedankengänge gekürzt. Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 742-748
- 76 Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Carl Hanser Verlag, 4. Auflage, 1989, S. 283
- 77 McLean JW, Von Fraunhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 3 (1971) 107-111
- 78 McLean JW: Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice. Br Dent J 132 (1972) 95
- 79 Meißner C: Passgenauigkeit und Randdichte der prothetischen Versorgung. Zahnarzt Magazin 4 (1997) 33-34

- 80 Metz JE, Brackett WW: Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in a general practice. *J Prosthet Dent* 71 (1994) 13-15
- 81 Meyer G: Goldinlays sind Uhrmacherarbeit. *Dtsch Zahnärztl Wochenschr (DZW-Spezial)* 1 (1999) 36
- 82 Miller M: Befestigungszemente - Indikation und Alternativen. *Phillip Journal* 14 (1997) 385-386
- 83 Mitchell CA, Pinado MR, Geary L, Douglas WH: Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation. *J Prosthet Dent* 81 (1999) 668-677
- 84 Musajo F, Passi P, Girardello GB, Rusca F: The influence of environmental pressure on retentiveness of prosthetic crowns: a experimental study. *Quintessenz* 23 (1992) 367-369
- 85 Naumann M: Kleben oder Zementieren? *Zahnärztl Prax* 4 (2000) 298-308
- 86 Nordlander J: The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 60 (1981) 148-151
- 87 Nyman S, Lindhe J: A longitudinal study of combined periodontal and prosthetik treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodont* 50 (1979) 163
- 88 Osborne JW, Wolff M: The effect of powder/liquid ratio on the in vivo solubility of polycarboxylate cement. *J Prosthet Dent* 66 (1991) 49-51
- 89 Otani H, Goto T: Retention of crowns as affected by film thickness of zinc phosphate cement and taper angle of crowns. *Shika Rikogaku Zasshi* 52 (1979) 217-220
- 90 Patyk A, Hülsmann M, Rinke S: Untersuchung zur Partikelgröße zahnärztlicher Befestigungszemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 48 (1996) 372-375
- 91 Pilo R, Cardash HS: In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent* 79 (1998) 621-625
- 92 Piwowarczyk A, Windmueller B, Lauer HC, Mahler A: In-Vitro Study of the Mechanical Properties of Luting Cements. Abstract IADR/AADR/CADR, March 2002
- 93 Prati C: In vitro and in vivo adhaesion in operate dentistry; a review and evaluation. *Pract Periodont Aesthet Dent* 10 (1998) 319-327

- 94 Raggio DP, Takeuti ML, Rodrigues C: Fluoride release and uptake of five glass ionomer cements. Abstract IADR/AADR/CADR, March 2002
- 95 Reinhardt KJ: Aktuelle Perspektiven der Dentin-Haftvermittlung. Phillip J 14 (1997) 367-377
- 96 Rieth P: Kariesprophylaxe und konservierende Therapie. Farbatlanten der Zahnmedizin Band 6, 2.Auflage, Thieme Verlag, 1994
- 97 Rosenstiel SF: Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent 80 (1998) 280-301
- 98 Rosin M, Splieth C; Wilkens M, Meyer G: Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. J Dent 28 (2000) 577-582
- 99 Rüger K: Nachuntersuchungen zur Langzeitprognose von festsitzendem Zahnersatz. Med. Diss., Zürich 1979
- 100 Schaller HG: Schmelz- und Dentinhaftung. Dtsch Zahnärztl Z 6 (1999) 54-60
- 101 Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B: Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 830-833
- 102 Schwickerath H: Randspalt und Löslichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 34 (1979) 664-669
- 103 Stefan K: Definitive Befestigungsmaterialien. ESPERtise Newsletters 12 (2000) 14-16
- 104 Strub JR: Metalle in der Zahnmedizin und ihre Verarbeitung aus klinischer Sicht. Curriculum Prothetik Band II, Quintessenz, Berlin, Chicago, London (usw.), 1994, S. 675- 700
- 105 Strutz JM, White SN, Yu Z, Kane CL: Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. J Prosthet Dent 72 (1994) 128-132
- 106 Tjan AHL, Li T: Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. J Prosthet Dent 67 (1992) 478-484
- 107 Tuntiprawon M: Roughness of tooth-surface and seating of metal crowns. J Dent Res 76 (1997) 56-61

- 108 Tuntiprawon M, Pivruang J, Raksantikul P: Effect of cement thickness of retention and seating of full crown. Abstract of 12<sup>th</sup> Annual Scientific Meeting of IADR (SEA), 1996
- 109 Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts G, Van Herle G: Dentin-haftung: Mechanismen und klinische Resultate. Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 977-984
- 110 Vermilyea SG, Kuffler MJ, Huget EF: The effects of die relief agent on the retention of cast full coverage castings. J Prosthet Dent 50 (1983) 207-211
- 111 Voß R, Meiners H: Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde, Band 4, Hanserverlag, 1989, 394- 408
- 112 Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D: Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. J Prosthet Dent 67 (1992) 786-790
- 113 Wilson PR: Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns: J Prosthet Dent 71 (1994) 560-564
- 114 Wilson PR, Chan DC: The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. J Prosthodont 2 (1994) 74-78
- 115 Wilson PR, Goodkind RJ, Delong R, Sakaguchi R: Deformation of crowns during cementation. J Prosthet Dent 64 (1990) 601-609
- 116 Windeler AS: Powder enrichment effects on film thickness of zink phosphat cement. J Prosthet Dent 42 (1979) 299-303
- 117 Yu Z, Strutz JM, Kipnis V: Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. J Prosthodont 4 (1995) 251-255
- 118 Zidan O, Ferguson GC: The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. J Prosthet Dent 89 (2003) 565 - 571



## **Erklärung**

Die vorliegende Arbeit einschließlich der Untersuchungen und statistischen Auswertung wurde selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt.

Halle, den 15.10.2003

.....

Ich erkläre weiterhin, dass frühere Promotionsversuche mit der gleichen oder einer anderen Dissertation nicht erfolgt sind. Die vorliegende Arbeit wird erstmalig und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht.

Halle, den 15.10.2003

.....

## Lebenslauf

Name: Michael Rösel

Geburtsdatum: 06.04.1972

Geburtsort: Halle

Eltern: Angelika Rösel, geb. Strutz  
Dr. med. dent. Walter Rösel

Familienstand: ledig, 1 Kind

Bildungsweg:

1978-1988 Polytechnische Oberschule „Hans Eisler“ in Halle

1988-1990 Erweiterte Oberschule „Thomas Müntzer“ in Halle

1990 Abitur

1990-1991 Ableistung des Zivildienstes

1991-1993 Studium der Medizin an der Martin-Luther-Universität  
Halle-Wittenberg

1992 Naturwissenschaftliche Vorprüfung

1993-1998 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-  
Universität Halle-Wittenberg

1996 Zahnärztliche Vorprüfung

1998 Staatsexamen im Fach Zahnmedizin  
und Approbation als Zahnarzt

seit Dezember 1998 wissenschaftlicher Mitarbeiter des Zentrums  
für Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde  
Universitätspoliklinik für Zahnärztliche  
Prothetik

Halle, den 15.10.2003

## **Danksagung**

All jenen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, möchte ich an dieser Stelle herzlichen Dank aussprechen.

Für die Überlassung des interessanten und praxisrelevanten Themas sowie die stets förderliche fachliche Betreuung der Arbeit möchte ich an dieser Stelle Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. K.-E. Dette (Leiter der Sektion Zahnärztliche Propädeutik der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg) meinen ganz besonderen Dank aussprechen.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Dr. H.-G. Schaller (Leiter der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie an der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg) für die Nutzung der Universalprüfmaschine (ZWICK Z 005) und somit die Realisierung der Abzugsversuche.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr. A. Christ (Institut für Medizinische Physik und Biophysik der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg) sowie Herrn Benkwitz (Feinmechanische Werkstatt des Fachbereichs Physik der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg) für die technische Umsetzung der Versuchsdurchführung.

Mein besonderer Dank gilt Frau DL I. Haufe (Universitätsrechenzentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Weiterhin danke ich Frau Hoba (Außenstelle der Universitäts- und Landesbibliothek der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die freundliche Unterstützung im Rahmen der Literaturrecherche.

Schließlich möchte ich mich bei meinem Vater Dr. W: Rösel und meiner Lebensgefährtin Frau K. Godau bedanken, die mir stets hilfreich mit Unterstützung und Geduld zur Seite standen.