

Aus dem
Institut für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Untersuchung des Randspaltes und der Löslichkeit von
Befestigungskunststoffen bei Zementierung vollkeramischer
Restorationen mittels Microcomputertomographie**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité –
Universitätsmedizin Berlin

von
Triantafyllos Mitsas
aus Athen

Datum der Promotion: 4. März 2022

„Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in:

*Publikation 1: Triantafyllos Mitsas, Nikolaos Kopsahilis, Kurt-Jürgen Erdelt, Ingrid Peroz
Non-Invasive Evaluation of the Solubility of Three Resin Cements (Abstract)
2012 Pan European Region Meeting (Helsinki, Finland)*

*Publikation 2: Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in:
Ingrid Peroz, Triantafyllos Mitsas, Kurt Erdelt, Niko Kopsahilis
Marginal adaptation of lithium disilicate ceramic crowns cemented with three different
resin cements.
Clinical Oral Investigations 2018“*

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Abstrakt	5
2 Abstract	6
3 Einleitung	7
3.1 Terminologie der marginalen Passung	10
3.2 Untersuchungsmethoden der marginalen Passung	13
3.3 Die Microcomputertomographie (μ CT oder microCT) und die marginale Integrität	18
3.4 Anzahl der Messungen	23
3.5 Größe der marginalen Passung	24
3.6 Faktoren	25
3.7 Künstliche Alterung der Proben	26
3.8 Löslichkeit	27
3.8.1 Methoden und Prüfverfahren	27
3.8.2 Die Verbindung zwischen Randspalt und Löslichkeit	29
3.8.3 Löslichkeit von Befestigungskunststoffen	30
3.8.4 Spezifikationen für die Löslichkeit und die Wasseraufnahme von Kunststoffen	37
3.8.5 Löslichkeit und Wasseraufnahme von Adhäsiven	42
3.9 Fragestellung	43
4 Material und Methode	44
4.1 Lagerung der Zähne	44
4.2 Präparation	44
4.3 Herstellung der Kronen	45
4.4 Zementierung	45
4.5 Sockelung	49
4.6 Kausimulation	50
4.7 Die Micro-Computer-Tomographie (μ CT)	51

4.8	Beurteilung des Randspaltes	55
4.9	Statistische Analyse	57
4.10	Qualitative Analyse	57
5	Ergebnisse	58
5.1	Marginaler Randspalt	58
5.2	Absolute marginale Diskrepanz	63
5.3	Zementlöslichkeit	67
5.4	Qualitative Analysis	73
6	Diskussion	77
6.1	Methodenkritik	77
6.2	Randspalten	79
6.3	Löslichkeit	88
6.4	Schlussfolgerung	95
7	Literaturverzeichnis	96
8	Anhang	142
8.1	Eidesstattliche Versicherung	142
8.2	Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen	143
8.3	Lebenslauf	144
8.4	Publikationsliste	145
8.5	Danksagung	146

1 Abstrakt

Einleitung: Die Befestigungskunststoffe werden immer öfter für das Zementieren von vollkeramischem Zahnersatz verwendet. Der Randspalt und die Löslichkeit diese Kunststoffe sind wichtige Faktoren einer erfolgreichen Eingliederung.

Microcomputertomographie bietet die Untersuchung diesen Faktoren nach künstlicher Alterung ohne Zerstörung der Prüfkörper an.

Methodik: 39 vollkeramischen Kronen wurden aus Lithium-Disilikat Glaskeramik hergestellt und mit drei verschiedene Befestigungskunststoffe eingesetzt: Relyx Unicem, Variolink II und Panavia F2.0. Die künstliche Alterung wurde durch Kausimulation parallel mit Thermocycling durchgeführt. Die Löslichkeit der Kunststoffe und der Randspalt der Kronen vor und nach Kausimulation wurden mittels Microcomputertomographie gemessen. Der Randspalt wurde mit der Messung des marginalen Randspaltes und der marginalen Diskrepanz bewertet.

Ergebnisse: Panavia F2.0 zeigte vor und nach Kausimulation die beste Werte für marginale Randspalt (118 μ m bzw. 124 μ m) und Marginale Diskrepanz (145 bzw. 154 μ m), folgt von Unicem (Randspalt 164 μ m bzw. 155 μ m und Diskrepanz 213 μ m bzw. 209 μ m) und Variolink II (Randspalt 317 μ m bzw. 320 μ m und Diskrepanz 412 μ m bzw. 406 μ m). Der Art des Befestigungskunststoffes und nicht die künstliche Alterung beeinflusst statistisch der Randspalt und die Diskrepanz. Die Löslichkeit beträgt für Panavia F2.0 1,2 μ m, für Unicem 5,9 μ m und für Variolink II 34,5 μ m.

Schlussfolgerung: Panavia F2.0 zeigte die beste Werte für marginale Anpassung und Löslichkeit. Je größer der Randspalt einer Restauration ist, desto größer ist die Löslichkeit des Kunststoffes. Microcomputertomographie bietet die Möglichkeit für eine zerstörungsfreie Untersuchung mehreren Faktoren einer vollkeramischen Restauration.

2 Abstract

Introduction: Resin cements are increasingly used for cementing all-ceramic restorations. The marginal gap and the solubility of these resins are important factors of successful cementation. Microcomputertomography (μ CT) allows the study of these factors after artificial aging without destroying the test specimens.

Materials und methods: 39 all-ceramic crowns were made from lithium disilicate glass-ceramic and fixed on 39 prepared premolars with three different resins: Relyx Unicem, Variolink II and Panavia F2.0. Artificial aging was carried out by thermal cycling and simultaneous mechanical loading (TCML). The solubility of the resins and the marginal adaptation of the crowns before and after TCML were measured by means of microcomputer tomography. The marginal gap was evaluated by measuring the marginal gap (MG) and the absolute marginal discrepancy (AMD).

Results: Panavia F2.0 showed the best values for MG (before 118 μ m-after TCML 124 μ m) and AMD (before 145-and after TCML 154 μ m), followed by Relyx Unicem (before 164 μ m-after TCML 155 μ m; AMD before 213 μ m-after TCML 209 μ m) and Variolink II (before 317 μ m-after TCML 320 μ m; AMD before 412 μ m-after TCML 406 μ m). The resin cement and not the TCML statistically influence the MG and the AMD. The solubility was 1.2 μ m for Panavia F2.0, 5.9 μ m for Unicem and 34.5 μ m for Variolink II.

Conclusion: Panavia F2.0 showed the best values for marginal adaptation and solubility. There is a correlation between solubility and marginal adaptation: the larger the MG/AMD of a restoration, the greater the solubility of the resin cement. Microcomputed tomography allows the nondestructive examination of several factors of all-ceramic restorations.

3 Einleitung

Das Zementieren ist der letzte Arbeitsschritt bei der Herstellung von Zahnersatz. Die sorgfältige Durchführung dieses Arbeitsschrittes sowie die Qualität des Befestigungszements sind somit mitentscheidend für den Langzeiterfolg der Rekonstruktion.

Das Zementieren wird als das schwächste Bindeglied einer prothetischen Versorgung beschrieben, weil es sofort nach Eingliederung der Restaurationen zu einem Randspalt führen kann (Strub et al.). Nicht nur die ordnungsgemäße Platzierung der Rekonstruktion muss berücksichtigt werden, sondern auch die Rahmenbedingungen wie relative oder absolute Trockenlegung. Abhängig von unterschiedlichen Werkstoffen, aus denen die Rekonstruktionen hergestellt sind, stehen neben verschiedenen Zementen auch adhäsive Kunststoffe zur Verfügung. Insbesondere bei Verwendung von transparenten vollkeramischen Rekonstruktionen spielt auch die Farbe des Befestigungsmaterials für den ästhetischen Erfolg eine große Rolle.

Die Kosten für die prothetische Rehabilitation sind hoch, weswegen die langfristige Prognose der prothetischen Versorgungen sehr gut sein muss. Neben den Faktoren der patientenorientierten Auswahl der richtigen prothetischen Versorgung in Hinblick auf Funktion und Materialien ist auch die richtige Wahl des Zementes wichtig für den Erfolg der prothetischen Behandlung (Ana et al., Silness, Della Bona et al., Walton et al., May et al., Hickel et al.). Die Auswahl kann neben den zu befestigenden Materialien auch durch die Vitalität des Zahnes und die Möglichkeit der Trockenlegung beeinflusst werden.

Für die Langzeitprognose einer Rekonstruktion ist daneben auch der Randspalt entscheidend (Hunter et al.). Dies ist der Raum zwischen Zahnschmelze und prothetischer Versorgung, wobei vor allem der Randspalt an der Präparationsgrenze von großer Bedeutung ist. Er ist so klein als möglich zu gestalten, vor allem um die Löslichkeit der Zemente zu verhindern und damit den Zugang von Mikroorganismen unter die Rekonstruktion zu vermeiden.

Neben dem Randspalt ist auch die marginale Passung von Bedeutung. Diese wird durch die Randpassung der Rekonstruktion bedingt, aber auch durch Zementüberschüsse oder Zementunterschüsse.

Zudem kann die Löslichkeit von Zementen langfristig zu Undichtigkeiten der Zementfuge führen (Peumans et al.). Somit begünstigen schlechte Randqualitäten von Rekonstruktionen Plaque bedingte Sekundärkaries (Donath et al., Sorensen 1989, Valderhaug et al., Walton et al., Sailer et al. 2006 und 2007), parodontale Probleme (Janenko et al., Hoffmann et al., Sorensen et al., Valderhaug et al., Felton et al., Lang et al., Bader et al., Brasso et al., Kosyfaki et al. 2010, Eichner 1989), pulpale Entzündungen (Goldman et al., Cox et al., Bergenholtz et al.), post-operative Sensitivitäten, Randverfärbungen (Pjetursson et al. 2006, Sailer et al. 2006 und 2007), die Extraktion überkronter Zähne (Spiekermann) und die Reduzierung der Bruchfestigkeit (Rekow et al., Tuntiprawon et al.).

Felton et al. zeigten für subgingivale Kronenränder eine starke Korrelation zwischen marginaler Diskrepanz und dem Volumen von Sulkusflüssigkeit aber nicht zwischen marginaler Diskrepanz und Taschentiefen. Kosyfaki et al. 2010 haben in einem Review berichtet, dass alle Studien eine nachteilige Wirkung der Überextension auf die parodontalen Gewebe zeigen. Trotzdem verursachen prothetische Restaurationen keine Zunahme des Verlustes des klinischen Attachmentlevels (Knoernschild et al.). Obwohl extrem kleine Randspalten die Plaque minimieren, korrelieren die marginalen Abweichungen allein nicht direkt mit marginalen Mikroundichtigkeiten (eng. „microleakage“, microleakage wird definiert als "klinisch nicht wahrnehmbarer Fluss von Mikroorganismen, Flüssigkeiten oder Molekülen zwischen Zahn und Füllung" [Kidd]) (White et al. 1994). Dies bestätigen auch Piwowarczyk et al. (Piwowarczyk et al.).

Im Gegensatz dazu wird das marginale Defizit als ein wesentlicher Grund für den Misserfolg der Restaurationen beurteilt (Manhart et al.). Es stellt Abgrabungen, Krater und Mikroporositäten des Zementes oder Bruch der Keramik dar (Chan et al., Wilson et al.). Ein komplexes Zusammenspiel zwischen dem Zahnersatz, Befestigungs-Agent und der Zahnstruktur beeinflusst wahrscheinlich die Mikroundichtigkeit. Letztendlich entsteht dann die Notwendigkeit die Restaurationen zu ersetzen (Mjör et al., Hickel et al., Manhart et al., Walton et al., Erpenstein et al.), weil klinisch unsichtbare Undichtigkeiten Einlass für Bakterien, orale Flüssigkeit, Moleküle und Ionen (Wu et al. 1997, Jan et al., Mlutinovic-Nikolic et al.) zwischen Zahn und Zementmaterial gewähren. Kerschbaum erwähnt Sekundärkaries am Kronenrand und Parodontopathien als die zwei wichtigsten negativen Nebenwirkungen von Randspalten. Er betont dennoch, dass keine wissenschaftlichen Zusammenhänge zwischen Kariesrezidiv und Randspalt

nachgewiesen werden können und es keine Grenzwerte an Randspalten gibt, die eine Parodontopathie auslösen. Dennoch wird betont, dass Über- und Unterschüsse und die Randfugenbreite eine Rolle bei der Entstehung von Parodontopathien spielen (Walther et al.). Die Studien, auf die man sich beruft, sind jedoch retrospektiv und nicht prospektiv, so dass man mit den Schlussfolgerungen zurückhaltend sein muss.

Die meisten Messmethoden zur Kontrolle von Randspalten, setzen die Zerstörung der Rekonstruktion voraus. Zudem kann das Verhalten von Zementen über einen Zeitraum hinweg nur indirekt geprüft werden, in dem eine Gruppe von Prüfkörpern vor einer Intervention, eine zweite nach der Intervention vermessen wird.

In der vorliegenden Studie sollten daher die Randspalten von vollkeramischen Kronen bei Verwendung unterschiedlicher Befestigungsmaterialien vor und nach mechanischer und thermischer Alterung untersucht werden und dies, ohne die Prüfkörper zu zerstören.

3.1 Terminologie der marginalen Passung

Die Terminologie für die marginale Passung für festsitzende prothetische Rekonstruktionen ist vielfältig. Insgesamt werden vier verschiedenen Arten der marginalen Diskrepanz unterschieden (Holmes, Krasanaki):

Überextension mit Randspalt

Überextension ohne Randspalt

Unterextension mit Randspalt

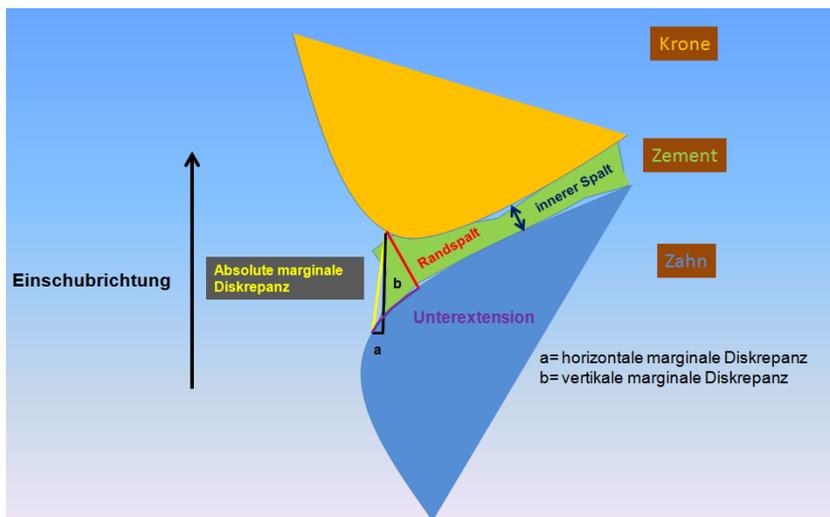
Unterextension ohne Randspalt

Holmes et al. schlagen 5 verschiedene Arten für die Messung der marginalen Diskrepanz vor (Abb. 1 und 3). In der deutschsprachigen Literatur haben Donath et al. Begriffe definiert, die – soweit sie synonym zu verwenden sind – in Klammern hinter die Begrifflichkeiten von Holmes gesetzt sind:

- a) Der innere Spalt: Im inneren Volumen der Krone wird eine Senkrechte zur Kroneninnenseite bis zur Zahnoberfläche gefällt. Die Strecke zwischen Rekonstruktion und Zahnschicht wird als innerer Spalt definiert.
- b) Randspalt (Zementspaltbreite): Wird die oben beschriebene Messung direkt am zervikalen Ende der Rekonstruktion durchgeführt, so spricht Holmes vom Randspalt.
- c) Vertikale marginale Diskrepanz (vertikaler Randschluss): Sie stellt die vertikale Fehlanpassung parallel zur Einschubrichtung dar. Dabei erreicht die Rekonstruktion die Präparationsgrenze nicht.
- d) Horizontale marginale Diskrepanz (Stufenbildung) ist als horizontale Fehlanpassung senkrecht zur Einschubrichtung definiert. Sie geht einher mit einer positiven oder negativen Stufe.
- e) Absolute marginale Diskrepanz (Passgenauigkeit): stellt die Verbindungsstrecke zwischen dem Rand der Restauration und der Präparationsgrenze dar. Dies ist somit die angulare Kombination des Randspaltes und des Extensionsfehler (Überextension oder Unterextension) oder die angulare Kombination der horizontalen marginalen und

der vertikalen marginalen Diskrepanz oder der Abstand zwischen dem am weitestens extern liegenden Kronenrand und der am weitesten extern liegenden Präparationsgrenze.

Holmes et.al. schlagen die absolute marginale Diskrepanz als die beste Möglichkeit für die Beschreibung des Randspaltes vor, weil sie die größte Abmessung des Fehlers am Rand darstellt und die Insuffizienz an dieser Stelle reflektiert.



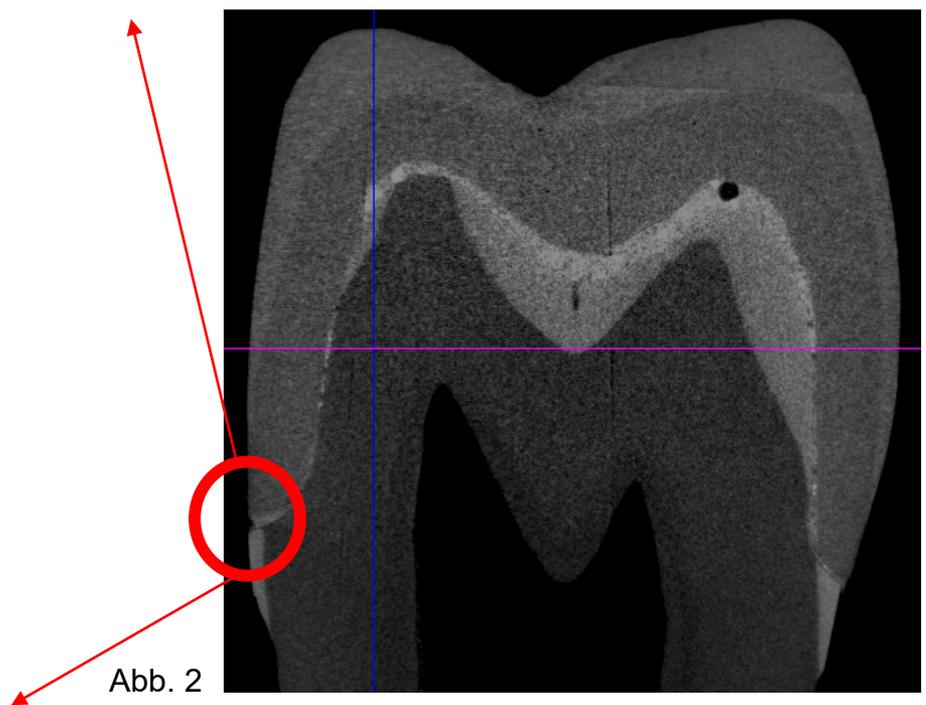


Abb. 2

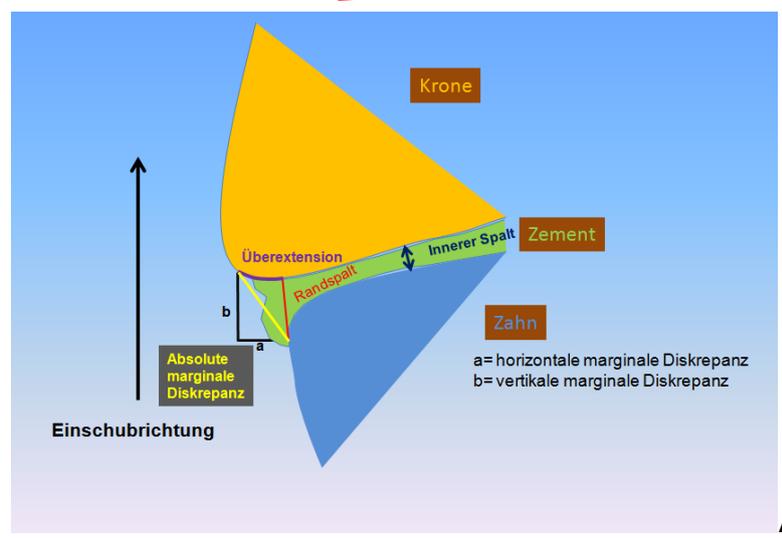


Abb. 3

3.2 Untersuchungsmethoden der marginalen Passung.

Es gibt verschiedene Methoden die marginale Diskrepanz zu messen. Sie lassen sich einteilen in direkten und indirekten Methoden, in vitro und in vivo Methoden oder destruktive und zerstörungsfreie Methoden. Dies zeigt die Komplexität bei der Evaluation des Randspaltes. Alle Methoden haben Nachteile und Vorteile. Die folgende Tabelle ordnet die bisherigen Methoden ihren Kategorien zu.

Methode der Messung des Randspaltes	In vivo	In vitro
Destruktiv	Keine	Schnitt + SEM/Lichtmikroskop/ Profilprojektor
Zerstörungsfrei	<p>Sondierung und optische Kontrolle</p> <p>Röntgenaufnahme</p> <p>Abformtechniken der Randpassung und evtl. anschließender Laser Videographie</p>	<p>Lichtmikroskop</p> <p>Lichtmikroskop + digitale Bildverarbeitungssoftware</p> <p>Stereomikroskopie</p> <p>Lasermikroskop / 3D Laserscanner</p> <p>Micro-CT</p> <p>Digitale Fotografie</p> <p>Hochfrequenz Ultraschall</p> <p>Profilometrie</p> <p>Enviromental SEM (ESEM)</p> <p>Abformung +Laser Videografie</p>

		Abformung, Epoxid- Replica und anschließender Lichtmikroskopie /Stereomikroskopie/SEM MRT (?)
--	--	--

Tabelle 1

Die in vivo durchzuführende optische Evaluation mit oder ohne Sonde (Bindl et al. 2003, Akbar, Christensen, Peumans et al.) ist zwar schnell und einfach, aber nicht präzise (Larson). Die Modified United States Public Health Service-Kriterien (USPHS Kriterien) (Cvar et al.) werden häufig für die klinische Beurteilung restaurativer Materialien verwendet: Alfa (A): kein Ersatz, Bravo (B): Ersatz fraglich, Charlie (C): Ersatz aus präventiven Gründen, Delta (D): sofortiger Ersatz (Ryge et al.). Ein Defekt von 36 µm kann von 95% der Untersucher wahrgenommen werden (Baldissara et al.), eine stumpfe Sonde behindert die Evaluation (Rappold et al.). Hayashi et al. 2005 zeigten dagegen, dass der Durchmesser der Sonde keinen signifikanten Effekt auf die Erkennung der vertikalen Diskrepanzen hat aber einen signifikanten Einfluss auf die Erkennung der horizontalen Randspalten. Die Grenze zwischen Alfa und Bravo Bewertungen lagen für die Randspalten bei Kunststofffüllungen im Seitenzahnbereich bei $170 \pm 3 \mu\text{m}$ (Hayashi et al. 2003). Es handelt es sich um eine qualitative Methode, die somit stark von der subjektiven Beurteilung des Behandlers und dessen klinischer Erfahrung abhängt (Sorensen 1990, Pelekanos). Die Randspaltbreite, die bei optischer Evaluation mit oder ohne Sonde festzustellen ist, liegt zwischen 10µm und 90 µm (Kerschbaum et al. 1990). McLean et al. erwähnten die Schwierigkeit unter durchschnittlichen klinischen Bedingungen Randspalten unter 80µm mittels Sonde oder Röntgenaufnahme zu ermitteln. Die Methode ist also nicht geeignet für eine detaillierte Analyse des Randspaltes (Mörmann et al. 1992).

Die optische Evaluation des Randspaltes mittels Sonde erwähnt, dass Zahnärzte den Randspalt bei subgingivaler Lokalisation unterschiedlich beurteilten. Diese Randspalten werden daher in der Regel mittels Röntgenbildes und Sondierung bewertet (Christensen). Jedoch ist die radiografische Untersuchung nicht geeignet für Randspalten außerhalb des approximalen Bereichs (Weyns et al.).

Die Abformungstechnik ist eine oft benutzte Methode. Ein Material niedriger Viskosität wird zwischen der Krone und dem Stumpfe eingesetzt, um den Zement zu simulieren und die interne Topografie der Kronen präzise zu erfassen (Rahme et al., May et al., Quante et al.). Diese dünne Unterschichtung kann danach durch andersfarbige mittelfließende Silikonmasse stabilisiert werden (Böning et al.). Reich et al. 2005 und 2011 haben die Methode für CAD/CAM gefertigte, dreigliedrige Brücken verwendet. Sie haben die Silikonmasse an bestimmten Stellen bukkolingual und mesiodistal geschnitten und den Randspalt an den Querschnitten mit einem Mikroskop und einer Digitalkamera gemessen. Kokubo et al. führten die Vermessung der Silikonschichten bei vollkeramischen Kronen aus Procera unter einem Mikroskop durch. Böning et al. vermaßen mittels Lichtmikroskop, wobei Unterschichtungen unter 10µm aufgrund des Farbkontrastes zwischen der beiden Silikonen nicht mehr gemessen werden konnten. Quante et al. haben die Abformung in Polyacrylat eingebettet und bukkolingual und mesiodistal geschnitten. Die Methode kann zwar zerstörungsfrei sein und ist vom Vermessungsort unabhängig (zervikal-, axial- oder okklusal) (Reich et al. 2011, Laurent et al.), aber sie hat Einschränkungen bei Kronen mit sehr guter innerer und marginaler Anpassung aufgrund der Verzerrungs-, Beschädigungs- oder Bruchgefahr (Böning et al., Moldovan et al., Fransson et al.). Daher konnten 7% der Messungen bei der Studie von Böning et al. nicht durchgeführt werden. Die Verwendung von Laser Videografie kann dieses Problem minimieren (May et al.). Andere praktische Nachteile sind die Platzierung und die Richtung des bukko-lingualen Abschnitts in Zusammenhang mit Disparallelität und Projektionsfehler, der nachlassenden Farbkontrast, die Interpretation des Elastomer-Films, die Erkennung der subgingival liegenden Kronenränder und Präparationsgrenzen bei der Kombination der Abformungstechnik mit dem Epoxidkunststoff mittels Probeschnitten und die Beschränkung der Anzahl von möglichen Messungen (Reich et al. 2011, Fransson et al., Böning et al.).

Assif et al. verglichen in vivo Methoden der Randspaltbeurteilung. Sie fanden heraus:

1. Je besser der Randspalt einzusehen ist, desto besser ist seine klinische Evaluation.
2. Ist der Randspalt kleiner als der Durchmesser der Sonde, ist die optische Messung oder Sondierung nicht möglich.
3. Es ist schwierig oder unmöglich im apoximalen Bereich einen subgingivalen Randspalt zu messen.

4. Die Abformungstechnik ist die beste Methode im Vergleich zur Sondierung oder der Röntgenaufnahme.
5. Die Röntgenaufnahme kann hilfreich sein zur Beurteilung eines isolierten Randschlusses.

Jahangiri et al. zeigten, dass die klinische Beurteilung des Randspaltes erst bei einem Randspalt von $\geq 124 \mu\text{m}$ ähnliche Sensitivität und Spezifität erzielte wie die Beurteilung mittels Stereomikroskop. Daher gilt die Sondierung oder die Abformung zur Beurteilung der marginalen Genauigkeit als unzureichend.

Mitchell et al. 2001 verwendeten die Profilometrie. Diese ist zerstörungsfrei, ergibt kein Bild im Fall einer vertikalen Überextension und die Ergebnisse werden falsch interpretiert (Pelekanos et al.)

Andere Untersuchungsmethoden verwenden das Lichtmikroskop bzw. das Stereomikroskop, das ESEM oder das Lasermikroskop/Laserscanner mit unterschiedlicher Vergrößerung (Quintas et al., Yeo et al., Denissen et al., Gassino et al., Beschnidt et al., Romeo et al., Pera et al., Sulaiman et al. Att et al., Biscaro et al., Böttger et al., Gu et al, Bindl et al. 2003, Mörmann et al. 1992, Martinez-Rus et al., Anadioti et al.). Die Methode ist präzise, zweckmäßig, zerstörungsfrei und ermöglicht Messungen in verschiedenen Stadien der Kronenanfertigung (Bhowmik et al., Sorensen 1990, Martinez-Ruz et al.). Die Messungen hängen aber von den Beobachtungswinkeln ab und die Methode kann keine Information über den inneren Spalt, die Mikroundichtigkeit und die Löslichkeit der Zemente liefern (Besimo et al., Martinez-Rus et al.). Der Laserscanner benötigt Spray was die Messungen beeinflussen kann (Anadioti et al.). Es ist zudem nicht immer klar, ob die Werte die marginale Passung oder die vertikale Projektion (Pelekanos et al.) zeigen. Das Mikroskop kann mit einer Digitalkamera/ digitale Bildverarbeitungssoftware kombiniert werden (Bhowmik et al., Romeo et al., Yeo et al., Denissen et al., Rinke et al., Biscaro et al.). Wie wird aber eine überhängende Restauration bewertet und die interne Passung der Krone (Romeo et al.)? Dies haben Bhowmik et al. durch die Verwendung einer speziellen Software gelöst.

Die mikroskopische Untersuchung mittels Probeschnitten stellt eine destruktive Methode dar, die unterschiedliche und zeitaufwändige Bearbeitungsschritte wie

Einbetten, Schnittherstellung und Politur enthält (Holmes et al., Vahidi et al., Abbate et al., Nakamura et al. 2000 und 2003, Bindl et al. 2005, Sorensen 1990, Lin et al. 2012). Die Messung der marginalen Integrität erfolgt mit einem Lichtmikroskop, einem Profilprojektor oder einem Rasterelektronenmikroskops (REM) und ist auf eine bestimmte Zahl von Schnitten begrenzt. Diese Methode kann nicht die marginale Passung bei verschiedenen Phasen der Kronenherstellung messen (Sorensen 1990, Romeo et al.). Andere Autoren erwähnen Fehler durch Verschiebungen des Schnittwinkels und durch das untersuchte Material (Donath et al.). Die Methode ist ausreichend, solange die Zementspaltbreite sich nicht schnell verändert (Rungruanganunt et al.).

Eine weitere zerstörungsfreie Methode verwendet eine Epoxid-Replica und die anschließende Analyse mittels Rasterelektronenmikroskop (Gu et al., Peumans et al., Kern et al., Mörmann et al. 1992). Die Epoxid-Replicas wurden goldbedampft und bis zu 200facher Vergrößerung untersucht.

Die Verwendung der Magnetresonanztomographie wird auch als zerstörungsfreie Methode beschrieben (Baumann et al., Liu et al.). Das starke Magnetfeld (7 Tesla) kann Unterschiede der Gewebe mit einer Voxelauflösung von 68µm ermitteln. So kann z.B. das Wurzelkanalsystem von der Pulpa bis hin zu den Seitenkanälen dargestellt werden. Da derart starke magnetische Felder derzeit nicht in der Behandlung von Menschen erlaubt sind und die Erfassung der Daten teuer ist, kann diese nichtinvasive Technik gegenwärtig nur in präklinischen Studien angewendet werden.

3.3 Die Microcomputertomographie (μ CT oder microCT) und die marginale Integrität

Die μ CT ist eine zerstörungsfreie Methode. Sie wurde für die Untersuchung der marginalen Passung von vollkeramischen Restaurationen verwendet. Bei allen Studien wurden der innere Spalt und der marginale Spalt vor Zementierung der Krone gemessen. Es liegt zurzeit nur drei Studien, die zementierte Restaurationen untersuchen (Demir et al., Kim et al., Riccitiello et al.), die ohne Kausimulation durchgeführt wurden.

Demir et al. untersuchten den Randspalt und die absolute marginale Diskrepanz vor und nach Zementieren mit einem Befestigungskunststoff. Die Zähne wurden mit Hohlkehlepräparation oder Schulterpräparation präpariert und nach Zementieren durch Thermocycling gealtert. Die Werte für Randspalt waren zwischen 50 und 160 μ m vor und zwischen 140 und 340 μ m nach Zementieren. Die Werte für marginale Diskrepanz waren zwischen 20 und 250 μ m vor und zwischen 160 und 380 μ m nach Zementieren. Die zwei Präparationsformen zeigten einem statistisch signifikanten Unterschied für Randspalt. Das Zementieren erhöht den Randspalt und die marginale Diskrepanz statistisch signifikant.

Kim et al. untersuchten die marginale Diskrepanz von Kronen aus Lithium-Disilikat Glaskeramik. Die präparierten Stümpfe wurden digital bzw. mit Polyvinylsiloxan abgeformt. Die Kronen wurden aus e.max Press bzw. e.max CAD hergestellt, mit Zinkphosphat Zement zementiert und mittels μ CT untersucht. Die Auflösung war 7 μ m mit einer Belichtungszeit von 490ms, eine X-Ray Quelle 70kVp/114 μ A und einem 0,5mm Filter aus Aluminium. Die Werte für die digitale Abdrucke waren 130 μ m für Carestream Scanner, 208 μ m für Laborscanner, 201 μ m für Trios Scanner und 176 μ m für heißgepresste Keramik. Die heißgepresste Keramik zeigte signifikant größere marginale Diskrepanz als Carestream Scanner wegen der linearen Schrumpfung der Polyvinylsiloxan, der linearen Expansion vom Gips, der Wachs Technique und des Platzhalters. Der Strahlungsabsorption Koeffizient vom Zinkphosphat Zement abweicht von dem aus der präparierte Stumpfe aus Kunststoff.

Riccitiello et al. verglichen mittels μ CT die marginale Passung und den inneren Spalt von heißgepressten Kronen aus Lithium-Disilikat (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent),

von gefrästen Kronen aus Lithium-Disilikat (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und von gefrästen Kronen aus Zirkindioxid (Katana Zirconia, Kuraray Noritake, Tokyo, Japan). Die Kronen wurden mit einem dualhärtenden Befestigungskunststoff (Panavia V5, Kuraray Noritake) unter Belastung von 5Kg Gewicht für 5 Minuten zementiert. Die marginale Passung wurde in 8 Stellen pro Restauration gemessen. Heißgepresste Keramik zeigte bessere innere Spalt (99µm bzw. 125µm für IPS e.max CAD und 117µm für Katana Zirconia) und schlechtere marginale Passung (85µm bzw. 69µm für IPS e.max CAD und 65µm für Katana Zirconia) als die gefrästen Kronen.

Wakabayashi et al. haben den inneren Spalt von vollkeramischen Kronen aus IPS Empress, Ivoclar mit zwei unterschiedlichen Methoden gemessen: mittels µCT und Silikonpaste. Bei der µCT wurden eine Auflösung von 31µm und die Zeit von 15 Minuten verwendet. Die aufgenommenen Bilder wurden mit einer Bildbearbeitungssoftware evaluiert. Der innere Spalt wurde mit einer volumetrischen und Rendering-Software berechnet. Die Fläche des Abutments konnte mit einer 3D Formmessungssoftware gemessen werden. Der durchschnittliche innere Spalt wurde durch Division des Volumens durch die Fläche berechnet. Parallel wurde die herkömmliche Methode der Silikonpaste verwendet. Das Silikon wurde auf die innere Fläche der Kronen aufgetragen und die Krone auf den Abutments mit einer Belastung von 20N aufgebracht. Silikonüberschüsse wurden entfernt und die Paste wurde gewogen. Das Volumen wurde durch Division des Gewichtes durch die Dichte ermittelt. Der durchschnittliche innere Spalt berechnete sich durch Division des Volumens durch die Fläche. Die Spaltbreiten lagen bei $119 \pm 7 \mu\text{m}$ bei Messung mittels µCT und $113 \pm 9 \mu\text{m}$ bei der Silikonpaste. Der Unterschied war statistisch signifikant. Die Autoren beschreiben die microCT als quantitative, zerstörungsfreie, visuelle und dreidimensionale Methode, die sich einfach bedienen lässt. Als Nachteile wurden der finanzielle Aufwand und die Festlegung von Grenzwerten zur Bildbearbeitung bewertet.

Seo et al. untersuchten den Randspalt und den inneren Spalt von Teilkronen Cerec3 mit drei unterschiedlichen Präparationsformen. Die Auflösung war 16µm für die 600 bis 800 sagittale Bilder mit 360° Rotation, Rotationschritt 0,7° und eine X-Ray Quelle 65kVp/153µA und einem 0,5mm Filter aus Aluminium. Die Werte für die Randspalten variieren zwischen 35µm und 128µm. Die Autoren haben die kontinuierliche

Veränderung des Randspaltes zwischen den verschiedenen vertikalen Schnitten festgestellt.

Borba et al. verwendeten die μ CT für die Evaluation des Randspaltes von vollkeramischen dreigliedrigen Brücken aus Zirkondioxid im Seitenzahnbereich. Die Auflösung war $17\mu\text{m}$ mit 180° Rotation, Rotationschritt $0,4^\circ$ und eine X-Ray Quelle $100\text{kV}/10\mu\text{A}$ und einem Filter aus Aluminium und Kupfer und einer Belichtungszeit von 2950ms pro Vollbild. Die Randspaltbreiten lagen zwischen $75\text{-}99\mu\text{m}$. Die Autoren haben die Brücken ohne Zementierung untersucht, um den Kontrast zwischen der Restauration und des metallischen Stumpfmodells zu verbessern.

Pelekanos et al. haben die absolute marginale Diskrepanz (MD) und den Randspalt (MG) von vier unterschiedlichen In-Ceram Alumina Käppchen mittels μ CT untersucht. Die Auflösung war $8,85\mu\text{m}$ für die 960 2-D sagittale Bilder mit 180° Rotation, Rotationschritt $0,9^\circ$ und eine X-ray Quelle $100\text{kV}/98\text{Ua}$. Die MD und der MG wurden in 10 vertikalen Schnitten mit einem Abstandschnitt von 18° ermittelt. Die überextendierten und unterextendierten Spalten wurden als positiv bewertet und variieren zwischen $35\mu\text{m}$ und $140\mu\text{m}$ für den MG und zwischen $50\mu\text{m}$ und $188\mu\text{m}$ für die MD. Als Vorteile der Methode wurden die Zerstörungsfreiheit und die dreidimensionale Rekonstruktion genannt. Nachteile sind die geringe Kapazität der Diskriminierung, wenn die μ CT mit einem optischen Mikroskop oder SEM verglichen wird, und die Artefakte durch die Brechung. Es ist schwierig die Grenzen zwischen Materialien mit unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten zu definieren. Wenn die Materialien die gleiche Absorptionskoeffizienten haben, ist es natürlich unmöglich sie zu differenzieren.

Krasanaki et al. verwendetet die gleiche Methode mit Pelekanos et al. und zeigten einen Randspalt zwischen 21 und $23\mu\text{m}$ für Alumina Käppchen. In dieser Studie wurden mehrere Faktoren, wie die Zementierung, die Verblendungstechnik und die künstliche Alterung nicht verwendet, die auf die Größe des Randspaltes Einfluss nehmen. Die Präparationsform Hohlkehle- oder Schulterpräparation hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Randspaltbreite.

Rungruanunt et al. verglichen die μ CT und die zerstörungsfreie quantitative optische Analyse für die Evaluation des Zementraums vor der Zementierung mittels Silikonmasse. Die Silikonmasse wurde mit einen Reflexion-Fotometer gemessen, wobei die Lichtabsorption durch das Abformungsmaterial laut dem Lambert-Beerschen Gesetz

proportional der bekannten Dicke ist. Die Technik wurde von Kelly et al. beschrieben. Die μ CT zeigte ein enges 95% Konfidenzintervall und eine große Diversität der Randspaltbreiten von $10\mu\text{m}$ bis $>1\text{mm}$, die größer war als bei optischer Technik ($<10\mu\text{m}$ bis $100\mu\text{m}$). Die Auflösung von $8\mu\text{m}$ bei μ CT erwies sich für die Evaluation geeignet.

Mously et al. untersuchten den Einfluss von Platzhalterschicht an den Randspalt und den inneren Spalt von vollkeramischen Kronen aus Lithium-Disilikat Glaskeramik. Sie haben 40 Kronen in 4 Gruppen geteilt. Optische Abdrücke wurden mit E4D Kamera (E4D Dentist system; D4D Technologies) genommen, wobei drei Platzhalterschichten ($30\mu\text{m}$, $60\mu\text{m}$ und $100\mu\text{m}$) verwendet worden sind. Für jede Platzhalterschicht wurden 10 gefräste Kronen aus IPS e.max CAD Lithium-Disilikat (Ivoclar Vivadent) hergestellt. Zusätzlich wurden 10 Kronen aus heißgepresster Keramik (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) hergestellt. Mously et al. untersuchten den Einfluss von Platzhalterschicht an den Randspalt und den inneren Spalt von vollkeramischen Kronen aus Lithium-Disilikat Glaskeramik. Die Auflösung war $10\mu\text{m}$, die Belichtungszeit 300ms und wurde eine X-ray Quelle mit 70 KVp/114mA verwendet. Heißgepresste Keramik zeigte bessere Werte als CAD/CAM Lithium-Disilikat für Randspalt ($31\mu\text{m}$ bzw. 47 bis $55\mu\text{m}$ für CAD/CAM) und absolute marginale Diskrepanz ($41\mu\text{m}$ bzw. 97 bis $106\mu\text{m}$ für CAD/CAM).

Neves et al. untersuchten die vertikale marginale Diskrepanz von vollkeramischen Kronen aus Lithium-Disilikat Glaskeramik. Die Kronen aus heißgepresster Keramik (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) und Cerec IPS e.max CAD Kronen zeigten bessere Werte als E4D IPS e.max CAD Kronen (IPS e.max CAD Lithium-Disilikat, Ivoclar Vivadent). IPS e.max Press hatte Werte $36,8\pm 13,9\mu\text{m}$, Cerec IPS e.max CAD $39,2\pm 8,7\mu\text{m}$ und E4D IPS e.max CAD $66,9\pm 31,9\mu\text{m}$. Für den Cerec 3D Bluecam Scanner (Sirona Dental Systems GmbH) ist die Anwendung eines Pulvers aus Titandioxid + obligatorisch, wobei E4D Laser Scanner (D4D Technologies) wird ohne Pulver für die digitale Abformung verwendet. Die Kronen wurden mit Silikonpaste (Fit Checker; GC Dental Industrial Corp) auf die präparierten Zähne fixiert. Die μ CT wurde mit $8\mu\text{m}$ Auflösung, 70kVp/112mA und Scanzeit 1 Stunde verwendet.

Alfaro et al. haben den inneren Spalt von 45 Kronen aus Lithium-Disilikat mittels μ CT untersucht. Ein Zahn aus Kunststoff wurde präpariert und mit einem 3Shape D700 Scanner (3Shape Inc., New Jersey, NY) digitalisiert. Duplikate des präparierten Zahnes

würden durch monolithischen Block aus Zirkondioxid (Wieland Dental, Schwenninger, Germany) hergestellt. 15 Kronen würden aus heißgepresster Keramik (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) nach traditioneller Abformung (TP Gruppe) ,15 Kronen aus heißgepresste Keramik nach digitalen Abformung (DP Gruppe) und 15 gefräste Kronen (IPS e.max CAD Lithium-Disilikat, Ivoclar Vivadent) nach digitalen Abformung (DM Gruppe) hergestellt. Die Kronen wurden auf die präparierten Stümpfe aus Zirkondioxid ohne Zement angepasst. TP Gruppe zeigte größeren inneren Spalt als die DP und DM Gruppen.

Rizonaki et al. haben die absolute marginale Diskrepanz (MD) und den Randspalt (MG) von drei unterschiedlichen Präparationsformen (Hohlkehlpräparation, Schulterpräparation, Tangentialpräparation) bei CAD-CAM Kronen aus Lithium-Disilikat. Die Werte waren signifikant unterschiedlich. Die Randspaltwerte waren 23µm für Schulterpräparation, 54µm für Hohlkehlpräparation und 96µm für Tangentialpräparation. Die Werte für die absolute marginale Diskrepanz waren 96µm für Schulterpräparation, 124µm für Hohlkehlpräparation und 157µm für Tangentialpräparation. Die Kronen wurden ohne Zement untersucht. Der Innere Spalt zeigte bei der Tangentialpräparation der kleinste Wert.

Ferrairo et al. haben die absolute marginale Diskrepanz von monolithischen Kronen aus Lithium-Disilikat untersucht. Die Kronen wurden mit vier verschiedene CAD/CAM Systeme hergestellt. Die Kronen wurden mit Silikon niedriger Viskosität zementiert und die Werte variieren von 92 bis 133µm.

3.4 Anzahl der Messungen

Es gibt zwei Artikeln in der Literatur, die die Anzahl von Messungen beurteilt, die notwendig sind, um die marginale Passung zirkulär zu evaluieren. Groten et al. 2000 schlagen 50 Messungen unabhängig von der Definition der marginalen Integrität und den Bedingungen der Zementierung vor. Die Messungen können in einer systematischen oder zufälligen Weise mit einer Variabilität $\pm 5\mu\text{m}$ ausgewählt werden. Eine andere Studie zeigte, dass 18 Messungen an Stellen, die äquidistant sind, für experimentelle Bedingungen ausreichen und 90 Messungen für Kronen, die über intraorale Abformungen hergestellt wurden (Gassino et al.).

3.5 Größe der marginalen Passung

Es gibt keinen Konsens über einen klinisch akzeptablen Randspalt (Meiners, Hunter et al.). Der ISO Standard verlangt eine Filmdicke von 50µm für Kunststoffzemente. Randspalten in der Größe von 32 bis 230µm (Dedmon) können als klinisch akzeptabel bewertet werden. Die Werte hängen stark von der Art der Restauration ab (Lin et al. 2012). Zementüberschüsse sind deutlich häufiger (20mal) als Unterschüsse in Form einer negativen Stufe (Kerschbaum et al. 1981, Spiekermann). Die Zementdicken 25-50µm wurden in vitro definiert. Daten aus klinischen Studien zeigen aber, dass Zementfugen von über 150µm bei 30% bis 50% der Rekonstruktionen vorliegen (Fransson et al.). Donath et al. konnte zeigen, dass nur 1% der untersuchten Kronen die Forderung eines exakten Randschlusses (weniger als 50µm) erfüllen und 13% der Kronen Randspalten unter 200µm aufweisen. Kerschbaum et al. 1990 und die Arbeitsgruppe zur Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde 1995 (Walther et al.) haben die Kriterien für Randspaltbreiten zusammengefasst:

Randfuge	Bewertung
<100µm	Gut
bis 200µm	Akzeptabel
300µm	tolerabel auf kleinen Strecken

Boeckler et al. 2005 und 2006 zeigten, dass die Über- / Unterkonturierung für die klinische Bewertung der Kronen wichtiger sind als der Randspalt selbst. Sie fanden keinen Unterschied zwischen Zahnärzten und Zahntechnikern bei der Evaluierung des Randspalts, das Ausmaß der Überkonturierung war jedoch in beiden Gruppen signifikant unterschiedlich bewertet. Eine andere Studie hat eine hohe Korrelation zwischen Prothetikern und Doktoranden bei einer Bewertung der marginalen Integrität und dem Kriterium "klinisch inakzeptabel" gefunden (Bronson et al.). Die Prothetiker hatten tendenziell weniger Unstimmigkeiten als die Studenten, aber der Unterschied war statistisch nicht signifikant. Wöstmann et al. zeigten, dass die absolute marginale Diskrepanz und Überkonturierung bei der in vivo Evaluation der Zementspaltbreite unterschätzt werden. Die präzise Evaluation des Randschlusses bleibt weiterhin in vivo unmöglich. Der klinisch akzeptable Wert von 50µm nach Jorgensen wurde in klinisch relevanten Studien bis zu zehn Mal größer ermittelt.

3.6 Faktoren

Mehrere Faktoren beeinflussen die Größe des Randspalts.

Faktor	Quellen
Zementierung	Moore JA et al., Hung et al., Beschnidt et al., Kern et al., Cho et al. 2002, Martinez-Rus et al., Borges et al., Att et al., Stappert et al., Demir et al.
Ausschleifen der inneren Fläche	Böning et al.
Die Art der Präparationsgrenze	Bottino et al., Gavelis et al., Zena et al., Romeo et al., Cho et al. 2004, Demier et al.
Präparationswinkel	Cho et al. 2002, Suarez et al.
Herstellungsverfahren	Beuer et al., Quintas et al., Lin et al. 2012, Martinez-Rus et al., Pelekanos et al., Borba et al., Balkaya et al., Quante et al., Aboushelib et al.
-CAD/CAM	Bindl et al., Reich et al 2005, Luthardt et al., Renne et al., Yara et al.
-Platzhalterlack	Gegauff et al., Emtiaz et al., Olivera et al., Kappert et al.
Zementierungsprotokoll	Pilo et al., Wilson 1992, Weaver et al., Proussaefs, Jorgensen, Rahme et al., Rosenstiel et al. 1988,
Die Fähigkeiten des Technikers	Bieniek, Witkowski et al.
Position des Zahnes / Lokalisation des Randspaltes	Bönig et al., Kokubo et al., Sulaiman et al., Suarez et al.
Künstliche Alterung	Hung et al., Beschnidt et al., Gu et al., Stappert et al., Att et al., Martinez-Rus et al., Borges et al.

Tabelle 2

3.7 Künstliche Alterung der Proben

Durch Temperaturwechselbäder sowie mechanische Belastungen kann eine Alterung von Materialien simuliert werden. 1.200.000 Belastungszyklen von 49N entsprechen einer 5 Jahre in vivo Tragezeit (De Long et al. 1985,1986, Sakaguchi et al.). Die maximale Kraft von 49N liegt innerhalb der normalen Werte beim Kauen im Seitenzahnbereich (Bates et al., De Boever et al., Kumagai e al., Jäger et al.). Temperaturwechselbadbelastungen (TWB) oder Thermocycling hat eine degradative Wirkung auf die Keramik, was sich im Frakturmodus zeigt (Drummond et al.). Die gleichzeitige Anwendung von Thermocycling und Kausimulation ist eine Belastungsprüfung für zahnärztliche Materialien, die dem klinischen Gebrauch sehr ähnlich ist. Eine Untersuchung des kontinuierlichen Randschlusses (SEM Evaluation mit 300x Vergrößerung) zeigte, dass von ursprünglich 72-85% frei von Lücken oder marginalen Frakturen an der Dentin-Befestigungskunststoff-Schnittstelle nach Kausimulation mit Thermocycling nur noch 52-66% dieses Kriterium erfüllten. An der Befestigungskunststoff-Krone-Schnittstelle erreichten von 62-89% des Kronenrandes nur noch 58-76% das Kriterium. (Krejci et al.). Dies stimmt mit klinischen Daten überein, wovon 78% aller Rekonstruktionen einen defekten Randspalt zeigten (Bjorn et al.). Die Kausimulation mit $1,2 \times 10^6$ Zyklen und die 50N Kraft liefert eine ausreichend belastbare Prognose für den klinischen Misserfolg vollkeramischer Restaurationen aus Lithiumdisilikat (Rosentritt et al.).

3.8 Löslichkeit

3.8.1 Methoden und Prüfverfahren

Unter oralen Bedingungen ist die Löslichkeit von Zementen unvermeidlich (Mitchem et al., Richter et al., Peumans et al.) und ist somit Ursache für die Undichtigkeiten und somit für die Penetration von Bakterien durch den Randspalt (Prati et al., Schmeiser et al.). Die Löslichkeit kann experimentell mit vielen Methoden beurteilt werden, wie

- Gewichts-Analyse von Zementproben
- Volumenanalyse von Zementproben
- chemische Analyse der Ionen-Konzentration und Monomere in der Erosionslösung
- Profilometrie
- stereoskopische Messungen
- rasterelektronenmikroskopische Beobachtung
- künstliche Karies/Demineralisation rund um die Restaurationen und computergestützte röntgenologische Untersuchung/ Polarisationsmikroskop

Die Löslichkeit kann, durch die in vitro verursachte Karies und die resultierende Demineralisation des Schmelzes untersucht werden. Dabei scheint weniger die Randspaltbreite als vielmehr das Befestigungsmaterial einen signifikanten Einfluss auf die Demineralisation des Zahnschmelzes am Übergang vom Zahn zur Restauration zu haben (Wu et al. 1997). Glassionomer Zement und Befestigungskunststoffe weisen eine geringere Löslichkeit auf als Zinkphosphat Zement (Stannard, Eisenburger et al.). Es scheint, dass die H^+ -Ionen Konzentration die treibende Kraft bei der Erosion der Zemente ist. (Nomoto et al. 2001). Buchalla et al. fanden nur bei einem der vier untersuchten Befestigungskunststoffe eine höhere Zahnbürstenabration bei einem pH-Wert von 4.0.

Cryo- rasterelektronenmikroskopische Bilder erlauben die Untersuchung der Oberfläche der erodierten Zemente. Dies stellt eine qualitative Analyse der degradierten Oberflächen dar (Nomoto et al. 2003, Almeida et al., Zhang et al.). an.

Die chemischen Analysen nutzen die Ionen-Konzentration bzw. die Konzentration von Monomeren in der Erosionslösung als Maß für die Löslichkeit. (Gao et al., Fukazawa et

al., Tanaka et al., Munksgaard et al., Zhang et al., Almeida et al., Örtengren et al. 2001 b, Obradović-Djuričić et al.).

Pluim et al. verwendeten zur Beurteilung der Löslichkeit die stereoskopische Methode mittels Rasterelektronmikroskop. Sie platzierten zwei Zemente in zwei Räumen in einer Unterkiefertotalprothese. Und stellten Replikate aus Silikon von der Zementoberfläche her. Der Unterschied der Tiefe dieser Kavitäten wurde nach 1, 2, 3, 5, 8, 12 und 24 Wochen Tragezeit von 10 Patienten in vivo mittels Rasterelektronmikroskop gemessen.

3.8.2 Die Verbindung zwischen Randspalt und Löslichkeit:

Jacobs et al. hat die Löslichkeit des Zinkphosphat Zementes in zwei experimentellen Bedingungen untersucht bei jeweils 4 unterschiedlichen Randspaltgrößen (25, 50, 75, 150µm). Die Löslichkeit zeigt nur bei der Spaltgröße von 150µm einen statistisch signifikanten Unterschied. Dabei hängt die Zementauflösung nicht nur von der Diffusion, sondern auch von der Erosion ab (McLean et al 1980, Jacobs et al, Nomoto et al. 2001). Schwickerath stellte bei extrahierten überkronen Zähnen fest, dass sich die Spalttiefe um durchschnittlich 67µm bei einer Zunahme der Spaltbreite von 0,1mm vergrößert. Zudem ermittelte er, dass der Befestigungszement unter kariösen Prozessen schneller herausgelöst wird und *„bei zahnfleischbedecktem Kronenrand der Grad der Zementauswaschung relativ gering ist.“*

Manche Studien zeigen eine starke lineare Korrelation zwischen der Abnutzung des Kunststoffzementes und dem Randschluss nach einer in vitro Alterung, die eine Kaubelastung von 400.000 Zyklen enthielt (Kawai et al., Shinkai et al.). Die mikrogefüllten Kunststoffe wiesen in beiden Studien einen kleineren vertikalen Verlust als die Hybridkunststoffen und der Glassionomer Zement auf. Isenberg et al. zeigten die gleiche Korrelation in vivo für 1 Jahr Tragezeit. Dualhärtende und lighthärtende, mikrogefüllte Befestigungskunststoffe zeigten keine Korrelation zwischen Abnutzung und Randspalt (Mörmann et al. 1992). Alle Studien wurden mit Inlays durchgeführt.

Untersuchungen zum Einfluss der Position des Randspaltes zeigten, dass der Verlust des Zementes in vivo eine Funktion der Löslichkeit und der Abrasionsresistenz ist. So fanden Richter et al., dass gingival, fazial oder lingual liegende Randspalten immer eine Löslichkeit der Zemente nach 6 Monaten aufweisen und dass Abrasion durch Zähneputzen oder Speisefriktion eine wichtige Rolle für die Löslichkeit des Zementes spielen (Richter et al.). Osborne et al. berichten ähnlich und zusätzlich, dass kein Unterschied bezüglich der okklusalen oder gingivalen Position des Zementes zu finden war. Alle diese Untersuchungen waren zwar auf nicht Kunststoffmaterialien limitiert aber sie zeigen die Signifikanz der mechanischen Faktoren, wie die Friktion und die Abrasion, für die Löslichkeit von Zementen.

Gorodovsky et al. fanden bei Vollgusskronen aus Gold für den Kunststoffzement einen intakten Randschluss und den niedrigsten Wert der Löslichkeit im Vergleich mit Zinkphosphat Zement und Glassionomer Zement.

3.8.3 Löslichkeit von Befestigungskunststoffen

Alle Kunststoffe erfahren irgendwann einen Abbau. Wenn dieser Abbau von der Verweildauer der Kunststoffe im Mund abhängt, dann nennt man sie abbaubar (Göpferich). Die Zusammensetzung der Befestigungskunststoffe basiert auf derjenigen von Kunststofffüllungen (Hill et al.). Daher ist das Verhalten von Befestigungskunststoffen in einer wässrigen Umgebung ähnlich mit dem von Kunststofffüllungen (Ferracane 2006). Der Speichel mit seinen Enzymen und chemische Substanzen wie Säure, Alkohol, Salze und Sauerstoff beeinflussen die in vivo Stabilität der Kunststoffe (Ferracane 2006).

Das folgende Bild zeigt die Komplexität der gegenseitigen Einwirkung zwischen Kunststoff und der oralen Umgebung:

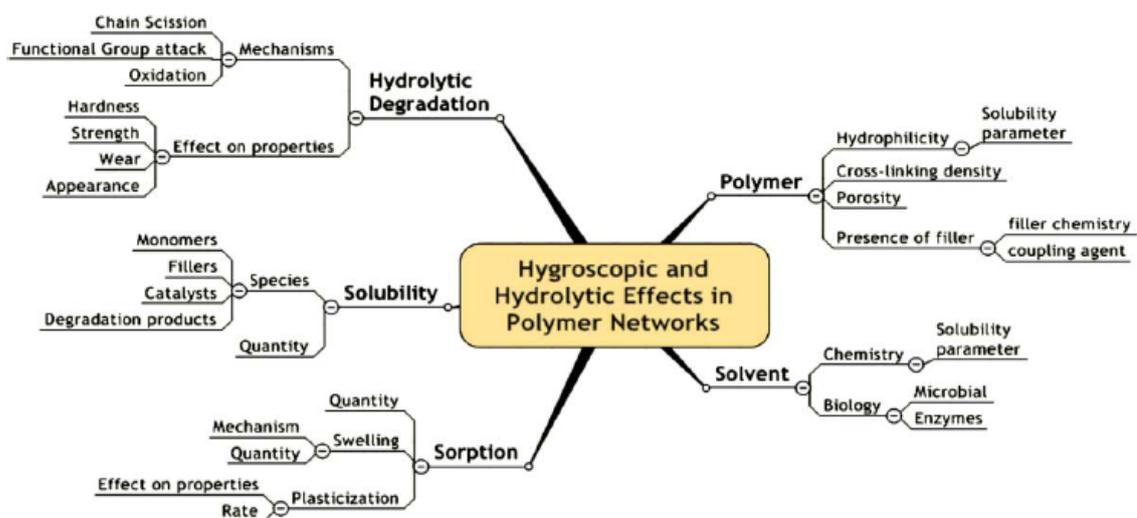


Abb. 4 Quelle: Ferracane J.L. 2006

Drei unterschiedliche Phänomene sind für die hygroscopischen und hydrolytischen Effekte an zahnärztlichen Polymernetzwerken verantwortlich:

1. Hydrolytischer Abbau
2. Löslichkeit / Eluation

3. Wasseraufnahme / Sorption

Dabei spielen der Kunststoff und das Lösungsmittel eine wichtige Rolle.

Die Terminologie ist komplex und entspricht den multiplen Möglichkeiten des gegenseitigen Einflusses zwischen Kunststoffen und umgebender Lösung. Zur Beurteilung dieser Phänomene wurden bestimmte ISO Spezifikationen verwendet. Das aber heißt nicht, dass diese Thematik einheitlich untersucht worden ist.

Während der Wechselwirkung des Kunststoffmaterials mit einem Lösungsmittel treten zwei verschiedene Phänomene auf. Einerseits absorbiert der Kunststoff Wasser, andererseits werden Bestandteile der chemischen Zusammensetzung des Kunststoffes in der wässrigen Umgebung freigesetzt, was als Eluation bezeichnet wird. Die Polymermatrix des Kunststoffzementmaterials kann im feuchten Umfeld Wasser absorbieren und so die mechanischen Eigenschaften des Kunststoffzements beeinflussen, wobei die Biegefestigkeit, die Festigkeit und das Elastizitätsmodul reduziert werden (Örtengren et al. 2000, Örtengren 2000, Oysaed et al. b, Beatty et al., Zhang et al., Ito et al. 2005, Yiu et al., Ferracane et al.1992).

Wasseraufnahme

Das Eindringen von Wasser in Kunststoffe schließt drei Mechanismen ein (Lekatou et al., Marom):

- 1) Direkte Diffusion von Wassermolekülen in die Matrix und - in einem viel geringeren Ausmaß - in das Füllmaterial;
- 2) Durchfluss von Wassermolekülen entlang der Füllstoff-Matrix Schnittstelle, gefolgt von Diffusion in die Masse des Kunststoffes; und
- 3) Transport von Wasser durch Mikrorisse oder andere Formen von Mikroschädigung, wie Poren oder kleine Kanäle, die bereits im Material vorhanden sind oder durch Wasserangriff erzeugt werden

Die Wasseraufnahme tritt durch Diffusion hauptsächlich in der Matrixmasse als eine Reaktion mit den Füllstoffen an der Grenzschicht Füllstoff-Matrix auf (Toledano, Braden, Kalachandra et al., Kalachandra). Die Wasseraufnahme dauert mehrere Tage (Fan et al., Örtengren et al. 2001 a, Reis et al. 2007).

Es gibt zwei Annäherungen in der Literatur. In der freien volumetrischen Theorie wird das Wasser hauptsächlich durch den verfügbaren freien Volumenanteil geregelt, in dem Wasser durch Mikrohohlräume oder andere morphologische Defekte, ohne gegenseitige Verbindung mit den polaren Stellen des Materials, diffundiert. In der Interaktionstheorie bilden die Wassermoleküle mit polaren Gruppen der Polymerketten, insbesondere mit denjenigen, die Wasserstoffbrücken bilden, vor allem Hydroxyle (Mortier et al. 2005). Diese zwei Muster können getrennt oder nebeneinander gültig sein (Bellenger et al.).

Unterschiede in der Wasseraufnahme und Löslichkeit im gleichen Materialien-Typ kommen durch Unterschiede in der Kunststoffmatrix-Zusammensetzung zustande (Toledano et al 2003, Örtengren et al. 2001, Braden et al. 1984). Kunststoffe aus Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) zeigen eine größere Wasseraufnahme als solche die aus einer Mischung von Urethandimethacrylat (UDMA) und TEGDMA basieren (Braden, Sideridou et al. 2003, Zhan et al.). Das ist durch einen viel höheren Grad an Vernetzung in dem letztgenannten Fall erklärt (Braden).

Außerdem hängt die Wasseraufnahme von der Art des Füllstoffs, der Verwendung von Haftvermittlern (Silan) (Bowen, Kalachandra et al., Mohsen et al.), der Lagerzeit in Wasser (Reis et al. 2007, Örtengren et al. 2001b), dem pH Wert der Lösung (Örtengren et al. 2001b), dem Lösungsmittel (Sideridou et al. 2008, Meşe et al., da Silva et al., Karabela et al.), der Vernetzungsdichte (Arima et al.), der Temperatur (Mair 1989), dem Konversionsgrad der Monomere (Pearson et al.) und der Polymerisationsmethode ab (Kalachandra et al.).

Ein Vorteil der Sorption ist die Verringerung des Randspaltes, die aber eine Zeit von Wochen braucht (Huang et al.), wobei die Polymerisationsschrumpfung meist in Minuten geschieht. Deswegen können die Bakterien bereits eindringen, bevor die Expansion durch Sorption von Wasser geschieht.

Hydrolytischer Abbau

Der hydrolytische Abbau der Kunststoffmaterialien ist ein Kombinationsergebnis des Brechens von chemischen Bindungen im Kunststoff (Göpferich) und der Aufweichung durch die weichmachende Wirkung des Wassers (Plueddemann, Beatty et al.). Außerdem wurden Risse zwischen Füllstoff und Matrix gefunden, die einen Zerfall der Silanschicht zeigen (Roulet et al.). Chemische Bindungen zwischen dem Silan und der Matrix sind wichtig für die Dauerhaftigkeit der Bindung in einem feuchten Milieu (Lekatou et al.). Physikalische Bindungen wie van der Waals, ionische Bindungen und Säure-Base-Wechselwirkungen sind völlig ausreichend für eine gute Trockenfestigkeit aber nicht für die Nassfestigkeit (Ishida). Das Eindringen von Wasser löst das chemische Polymer und führt zur Schaffung von Oligomeren und Monomeren. Schließlich werden die Oligomere und Monomere freigesetzt, was zur Gewichtsabnahme führt (Göpferich). Die Verwendung von stark alkalischen (pH 13) oder sehr niedrig (pH 2) sauren Medien beschleunigt den hydrolytischen Abbau (Prakki et al.).

Die enzymkatalysierte Hydrolyse (englisch oft genannt als „Biodegradation“) kann auch im Abbau mitwirken und von Bakterien, inflammatorischen Aktivitäten lokaler Gewebe oder Esterasen im menschlichen Speichel aktiviert werden (Santerre et al., Lin et al. 2005). Ferracane 2006 meinte, dass die Wirkung dieser Esterasen eher oberflächlich ist und Kunststoffmaterial freilegen kann, wobei die chemische Zusammensetzung des Kunststoffes wichtig für die Biodegradation ist (Finer et al.)

Der hydrolytische Abbau trifft auch die Adhäsiv-Systeme durch Abbau der Hybrid-Schicht (Okuda et al.), die Hydrophilie des Adhäsivkunststoffes und die Weichmachung des Wassers aus der Mundhöhle und des unterliegenden Dentins (Reis et al. 2013).

Löslichkeit / Eluation

Alle Elemente eines Kunststoffmaterials können durch die Einwirkung von Wasser oder Ethanol eluiert werden (Spahl et al. 1991, Michelsen et al., Rathbun et al.):

- Restmonomere wie Bis-Glycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), Urethandimethacrylat (UDMA), 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Bisphenol (BPA) und Decamethacrylate (Verdünnungsmittel). (Braden et al. 1981, Pham et al., Tanaka et al., Lee et al., Örtengren et al. 2001, Mazzaoui et al., Geurtsen et al., Zhang et al.)
- Füllstoffe wie Silizium, Barium, Strontium, Zink, Aluminium, Zirkonium (5-10% des Gewichtes oder mehr) (Söderholm 1983, 1984, 1990, Oysaed et al.)
- Initiatoren, Inhibitoren und Promotoren der Polymerisation wie Benzil (BL), Dimethoxybenzoin (DMBZ), Triphenylphosphan (TPP) und Triphenylstibane (TPSB), 2-Hydroxy-4-methoxy-benzophenon, Phenylester von Benzoesäure, Campherchinon (CQ) (Spahl et al. 1991 und 1998, Rathbun et al., Geurtsen).
- Andere: Ultraviolett Stabilisator (TINUVIN P), hart Modifikator Bis(2-ethylhexyl) phthalate (DEHP), Weichmacher Phenylbenzoat, (Lee et al.), Produkte von Degradation wie Formaldehyd und Methacrylsäure (Geurtsen). Michelsen et al. haben 32 verschiedene organischen Eluate gefunden.

Die Elemente der Eluation bilden 0,05 bis 2% des Gewichtes des Kunststoffes (Inoue et al., Pelka, Tanaka et al., Ferracane 1994). Dieser Verlust an Gewicht kann als Löslichkeit oder Leckage gemessen werden (Fan et al.). Die Mehrheit dieser Stoffe eluiert innerhalb einer Zeit von mehreren Stunden (Ferracane et al. 1990, Pham et al., Oilo, Ferracane 2006) bis zu 7 Tagen (Tanaka et al., Inoue et al.) oder langfristig (Reis et al. 2007, Beatty et al.). In organischen Lösungsmitteln ist die Quantität der Elution deutlich höher und beträgt 1 bis 7% des Gewichtes (Ferracane 1994, Munksgaard et al.).

Die Eluation wird von folgenden Faktoren beeinflusst (Ferracane 1994, et al. 1998):

1. Chemische Zusammensetzung des Kunststoffes (Lee et al., Müller et al. 1997, Asmussen Söderholm 1983, et al. 1984, et al. 1996, Oysaed et al.).

2. Grad der Monomer-Polymer-Umwandlung (Ferracane 1995, Noronha Filho et al., Obradović-Djuričić et al., Pearson et al., Tanaka et al., Hofmann et al., Ferracane 1994 Braden et al. 1984).
3. Art des Lösungsmittels (Rathbun et al., Wu et al.1982, Lee et al., da Silva et al., Almeida et al., Pham et al., Zhang et al., Spahl et al., Söderholm et al. 1996, Ferracane et al. 1992, McKinney et al., Zahng et al. McKinney et al., Toledano et al. 2006, Pelka et al.).
4. Oberflächenbearbeitung des Füllstoffs (Braden et al. 1984, Örtengren et al. 2001 b, Janda et al., Karabela et al.).

Die Eluation von Elementen beeinflusst die Dimension, die mechanischen Eigenschaften (Ito et al. 2005, Örtengren et al. 2000, Zhang et al.), die klinische Leistungsfähigkeit der Kunststoffe sowie die Ästhetik und die Biokompatibilität der Restaurationen (Örtengren, Ferracane, Söderholm 1983 und et al.1999, Rathbun et al., McDougall et al, Leevailoj et al., Bakopoulou et al., Geurtsen, Hansel et al., Olea et al., Wada et al., Eramo et al.).

3.8.4 Spezifikationen für die Löslichkeit und die Wasseraufnahme von Kunststoffen

Für Befestigungskunststoffe wird aktuell die ISO 4049:1988/1999/2000 Spezifikation verwendet (Meşe et al., Marghalani, Reis et al. 2007, Örtengren et al. 2001). Die maximalen Werte sind für die Löslichkeit $7,5\mu\text{g}/\text{mm}^3$ und für die Wasseraufnahme $40\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Die verwendete Formel lautet:

$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

m_1 = Masse der Probe vor Eintauchen in destilliertem Wasser.

m_3 = Masse der konditionierten (Exsikkator) Probe nach Eintauchen in destilliertem Wasser.

V = Volumen der Probe in Kubikmillimeter vor Eintauchen.

Die Löslichkeit wird sehr oft zusammen mit der Wasseraufnahme (W_{sp}) untersucht. In diesem Fall wird diese Formel verwendet:

$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

m_2 = Masse der Probe nach Eintauchen in destilliertem Wasser.

Es gibt viele Variationen bezüglich der detaillierten experimentellen Löslichkeitsprüfung. Deswegen ist ein direkter Vergleich verschiedener Studien nicht möglich.

Untersuchungen zur Löslichkeit und Wasseraufnahme von Kunststoffmaterialien sind wichtig, wobei es hauptsächlich um relative Werte geht, da numerischen Vergleiche nicht immer möglich sind.

Mortier et al. 2005 haben die ISO 4049 mit und ohne das initiale Austrocknen (m_1) der Probe durchgeführt. Alle Materialien zeigen eine geringere Wasseraufnahme und eine um 1,5- bis 8-mal größere Löslichkeit ohne das Austrocknen. Der Abbauprozess beschreibt den Kettenspaltung-Prozess, bei dem Polymerketten gespalten werden, sich Oligomere bilden und schließlich Monomere. "Erosion" bezeichnet den Verlust von Material aufgrund des Austritts der Monomeren und Oligomeren aus dem Polymer (Göpferich).

Yoshida et al. haben eine Modifizierung der ADA Spezifikation No. 8 und der ISO 9917 Spezifikation verwendet. Die Zemente wurden für 30 Tage in destilliertes Wasser (pH=5,7) und 0,001mol/L Milchsäure (pH=4.9) eingetaucht. Die drei Befestigungskunststoffe waren deutlich weniger löslich als die drei konventionellen Befestigungszemente (Zink Phosphat, Glassionomer, Polycarboxylat). Panavia 21 und All-Bond C&B waren löslicher in Milchsäure Lösung als im destillierten Wasser. Die pH-Werte der Lagerungsmedien sind für die drei Composite-Zemente nicht erhöht, während die konventionellen Zemente den Wert 7 erreicht haben. Es wurde vermutet, dass die nicht gebundenen Methacrylatmonomere in der Masse der Befestigungskunststoffe in die Lagerungslösungen eluiert werden, wobei die Komplexbildung des Anions der Säuren mit Zn^{2+} (eventuell, Al^{3+}) bei den konventionellen Zementen die pH-Werte leicht erhöht hatten (Mesu). Die Löslichkeit der drei konventionellen Zemente ist viel größer als die der drei Befestigungskunststoffe, wenn die Proben in frische Milchsäure Lösung bei pH 4,0 (alle 24 Stunden gewechselt) über einen Zeitraum von 30 Tagen eingetaucht werden. Es gab eine statistisch signifikante positive Beziehung zwischen Löslichkeit und Tauchzeit.

Knobloch et al. haben keine Unterschiede zwischen den Kunststoffzementen Resiment, Enforce und Panavia in 0,01M Milchsäure (pH=4.0) gefunden. Panavia hat aber eine dreimal größere Löslichkeit als die anderen zwei Kunststoffe in Wasser.

Gerdolle et al. haben die ISO 4049 Spezifikation verwendet, um die Wasseraufnahme und Wasserlöslichkeit von zwei Befestigungskunststoffen (Variolink II, Panavia F), einem Polysäure-modifizierte Komposit (PMCR; Bisco) und einem Kunststoff-modifizierten Glasionomer Zement (RMGIC, Fuji Plus) zu untersuchen. Der Kunststoff-modifizierte Glasionomerzement zeigte den insgesamt höchsten Wert der Wasseraufnahme und Löslichkeit, wobei Variolink II und Panavia F die niedrigsten Werte aufwiesen.

Gemalmaz et al. 2012 haben in vivo über einen Zeitraum von 18 Monaten die Löslichkeit von vier unterschiedlichen Zementen, einem Zinkphosphat, einem Glasionomer Zement (Ketac Cem), einem Kunststoff-modifizierten Glasionomer Zement (Fuji Plus) und einen Kunststoff Zement (Calibra) untersucht. Sie verwendeten intraorale Probenhalter mit vier Löchern von 1,4 mm Durchmesser und 2 mm Tiefe. Der Halter wurde auf der bukkalen Fläche eines kieferorthopädischen Bandes gelötet und

an den ersten oberen Molaren bei 12 Patienten eingesetzt. Die Löcher wurden mit den 4 Zementen gefüllt. Abformungen wurden nach 6, 12 und 18 Monaten gemacht und Epoxid Repliken hergestellt, die mit einem optischen Scanner eingescannt wurden. Der Verlust der Gesamtvolumina wurde berechnet. Der Befestigungskunststoff Calibra zeigte die niedrigste Auflösung nach 6 Monaten ($<0,005\text{mm}^3$), Zinkphosphat Zement nach 18 Monaten die größte ($0,31\text{mm}^3$). Zwischen Ketac Cem, Fuji Plus, und Calibra wurden keine signifikanten Unterschiede beobachtet. Die Autoren behaupten, dass die in vitro Bedingungen, wegen der Verwendung von konstant niedrigen pH- Werten in Milchsäure, statische Löslichkeitstests darstellen. Deswegen seien die Laborbedingungen aggressiver und erzeugen größere Löslichkeiten von Glasionomer Zement in Vergleich zu den Befestigungskunststoffen.

Meşe et al. zeigten im Gegensatz zu Gemalmaz et al. 2012, dass die Kunststoff-modifizierten Glasionomer Zemente sowohl im Wasser als auch in Ethanol-Wasser Lösung eine signifikant höhere Sorption und Löslichkeit als die Befestigungskunststoffe zeigen. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Iwami et al. überein, wo der Kunststoffzement die niedrigste und die lichtpolymerisierte Glasionomer Zemente die höchste Wasseraufnahme zeigten. Meşe et al. verwendeten die ISO 4049:2000 Spezifikation für die Berechnung der Wasseraufnahme und der Löslichkeit. Die Wasseraufnahme war bis auf einen Kunststoffzement (seT) höher in der Ethanol-Wasser Lösung. Die Löslichkeit war höher für Panavia F im Ethanol-Wasser und für Nexus 2 und seT im Wasser. Diese Unterschiede erklären sich aufgrund der verschiedenen Matrixtypen und der Füllstoffvolumen.

Nakamura et al. 2010 fanden ähnliche Werte der Wasseraufnahme für Panavia F2.0 ($25,3\mu\text{g}/\text{mm}^3$) und Relyx Unicem (ca. $27\mu\text{g}/\text{mm}^3$). Die Expansion war leicht höher für Unicem als für Panavia.

Eine besondere Art von Befestigungskunststoffen sind die selbstätzend und selbstadhäsiven Kunststoffe, die am Zahn ohne einen separaten Adhäsivkunststoff oder ein Ätzmittel haften (Ferracane et al. 2011).

Vrochari et al. untersuchte die Löslichkeit und Wasseraufnahme von selbstätzend selbstadhäsiven Befestigungskunststoffe. Die Sorption ist bei diesen Kunststoffen höher aufgrund ihrer Carboxyl- und Phosphatgruppen, die eine höhere Hydrophilie aufweisen. Bei diesen Kunststoffen findet eine Säure / Base Additionsreaktion zwischen

säurehaltigen Monomeren und Ionen der basisch anorganischen Füllstoffe statt. Dabei entsteht Wasser, was die Wasseraufnahme beeinflussen kann. Die Reaktion verbraucht die Säuregruppen.

Das Relyx Unicem hat eine hohe Reaktionsleistungsfähigkeit, so dass weniger Phosphatgruppen bleiben und die Wasseraufnahme geringer ist. Die Füllstoffe haben auch eine wichtige Rolle für die Sorption, die umgekehrt proportional mit dem Anteil der Kunststoffmatrix zunimmt. Deswegen geht die zunehmende Wasseraufnahme mit dem abnehmenden mittleren Füllstoffinhalt mit: Multilink Sprint (74%)<Relyx Unicem (67%)=Maxcem (67%)<Biscem (40-70%). Diese Reihenfolge ändert sich jedoch für die Löslichkeit, wo Unicem negative Werte ($-3,8\mu\text{g}/\text{mm}^3$), Multilink keine Löslichkeit ($0\mu\text{g}/\text{mm}^3$), Biscem einen niedrigen Wert ($2,3\mu\text{g}/\text{mm}^3$) und Maxcem einen sehr hohen Wert ($40\mu\text{g}/\text{mm}^3$) zeigen. Der Exsikkator kann nicht die ganze Menge des Wassers, das in der Matrix verbunden ist, herausnehmen, so dass eine bestimmte Menge an Wasser innerhalb des Materials bleibt (Diaz-Arnold et al. 1992). Daneben verursacht die Eluation von Elementen einen Verlust an Wasser. Infolgedessen hat die Löslichkeit negative Werte, wenn die Quantität des Wassers, was innerhalb der Matrix bleibt, größer ist als die Menge eluierter Elemente. Negative Werte werden auch für andere Arten von Kunststoffen beobachtet (Örtngren et al 2001 b, Janda et al.).

Marghalani zeigte, dass Relyx Unicem die niedrigste Löslichkeit von vier selbstätzenden und selbstadhäsiven Befestigungskunststoffen vorweist. Er untersuchte die Sorption in unterschiedlichen Zeitintervallen und die Löslichkeit nach 168 Stunden und fand einen signifikanten Zusammenhang zwischen Lagerungszeit und Zementart. Alle Kunststoffzemente zeigten eine höhere Sorption und Löslichkeit in Milchsäure als im Wasser. Relyx Unicem zeigte die niedrigste Wasseraufnahme in Wasser und Milchsäure nach 1 Stunde Lagerung ($3,89$ beziehungsweise $5,20\mu\text{g}/\text{mm}^3$). Die niedrigste Wasseraufnahme und Löslichkeit von Relyx Unicem geht auf die Neutralisation der säurehaltigen Phosphatgruppen von Füllstoffionen zurück.

Zorzin et al. zeigten höhere Werte für Wasseraufnahme und Löslichkeit als die Studie von Vrochari et al. und Nakamura et al. 2010 für die selbstadhäsiven Befestigungskunststoffe Relyx Unicem, Maxcem und G-Cem. Dies wurde von den Autoren durch die Verwendung des Exsikkators kurze Zeit nach Mischung der Zemente (ca. 15 Min.) erklärt, wobei die Säure-Base Reaktion aktiv ist und Wasser produziert.

Die Art der Mischung beeinflusst auch die Sorption und Löslichkeit. Die Kapselsysteme erzielen höhere Werte als die handgemischten oder Produkte unter Verwendung der Automixspritze. Dies wurde durch die höhere Porosität des Kunststoffes bei Kapselanmischung begründet.

3.8.5 Löslichkeit und Wasseraufnahme von Adhäsiven

Die Löslichkeit der Adhäsive ist 30- bis 150-mal größer als die der Kunststoffe (Mortier et al. 2004, Melacarne et al.). Dies ist bedingt durch die Abwesenheit von Füllstoffen und dem hohen Anteil an hydrophilen Monomeren. Daher schlägt Mortier vor, dass die gesamte Wassersorption und Löslichkeit von Adhäsiven und Kunststofffüllungen untersucht werden muss. Melacarne et al. haben eine positive Abhängigkeit zwischen Wasseraufnahme, Löslichkeit und Diffusionskoeffizient von Methacrylat basierenden Dentin/Zahnschmelz Adhäsiven und ihrer Zusammensetzung und Hydrophilie gefunden. Übliche Monomere wie BIS-GMA, (HEMA) usw., sind durch ihre Hydroxyl-, Carboxyl- und Phosphatgruppen hydrophil und nehmen daher Wasser auf. (Melacarne et al., Santerre et al.). Die unterschiedlichen Adhäsivsysteme weisen unterschiedliche Wassersorption und Löslichkeit auf, die mit Anstieg der Temperatur zunehmen (Ito et al. 2010, Dhanpal et al.). Monomere wie TEGDMA oder HEMA können von Adhäsiven eluiert werden (Geurtsen et al.).

3.9 Fragestellung

Das Ziel dieser Studie ist es zerstörungsfrei mittels μ CT und verblindet hinsichtlich der Befestigungszemente und des Zeitpunkts vor oder nach künstlicher Alterung bei zementierten Vollkeramikronen folgende Parameter zu evaluieren

- die Größe des Randspaltes und der absoluten marginalen Diskrepanz vor und nach künstlicher Alterung bei Verwendung von 3 verschiedenen Befestigungskunststoffen.
- die Dimensionsänderung der drei Befestigungskunststoffe nach künstlicher Alterung als Maß für die Löslichkeit der Befestigungskunststoffe.

4 Material und Methode

4.1 Lagerung der Zähne

Es wurden 39 menschliche, extrahierte, kariesfreie Prämolaren verwendet, die nach der Extraktion in Chloramin T (5gr Tosylchloramid-Natrium zur Herstellung einer 0,5%igen Lösung, Apotheke der Charité, Campus Virchow-Klinikum, Berlin) gelagert waren und vor der Präparation für 3 Monate in Mineralwasser (Volvic Naturel, Danone Waters Frankfurt) in Rollrandgläsern (50x21mm) bei 37° Celsius. Die Zähne wurden mit einer Kopflupe (EyeMag Pro F, Vergrößerung 4,5 Fach, Carl Zeiss, Jena) auf Karies untersucht. Das Wasser wurde alle 7 Tage gewechselt und die pH-Werte gemessen (pH-Meter 761 Calimatic, Knick, Berlin). Die pH-Werte variieren zwischen 7,59 und 8,10.

Jeder Zahn wurde vor und nach der Präparation-, mit Silikon (Silagum Putty, DMG, Hamburg) und einem Abformlöffel für Einzelabformungen (Miratray-Mini, Hager und Werken, Duisburg) abgeformt.

4.2 Präparation

Die Präparation erfolgte mit einem roten Winkelstück (INTRAmatic LUX3 25HS, Kavo, Biberach) und einem grob-/feinkörnigen Diamanten (ISO 806 314 141534 016, Brasseler/Komet, Lemgo) unter Wasserkühlung.

Präparationsform:

- Hohlkehlpräparation im Winkel von ca. 10–30°
- 6° axialer Konvergenzwinkel,
- Breite der zirkulären Hohlkehle ca. 1 mm,
- Reduktion der Krone von okklusal um ca. 2 mm.

4.3 Herstellung der Kronen

Die Abformungen wurden ins Labor geschickt (Rübeling und Klar, Berlin) und nach Herstellerrichtlinien 39 vollkeramische Kronen aus Lithium-Disilikat Glaskeramik (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan) hergestellt. Es wurden Lithium-Disilikat-Glaskeramik Rohlinge verwendet, die anschließend händisch geschichtet wurden.

4.4 Zementierung

Zur Befestigung der 39 Kronen wurden 3 adhäsive Zemente verwendet:

- | | |
|--|-----------|
| a. Relyx Unicem (3M ESPE, Seefeld) | 13 Kronen |
| b. Variolink II (Ivoclar Vivadent) | 13 Kronen |
| c. Panavia F 2.0 (Kuraray, Okayama, Japan) | 13 Kronen |

Während der Befestigung wurden die Kronen mit einem Gewicht von 5 kg mittels Konsilometer (Gebrüder Haake, Berlin) belastet. Zur Zementierung wurde jeder Zahn mit zwei Schlüsseln aus Silikon (Provil novo, Heraus Kulzer, Hanau) fixiert. Der untere Schlüssel deckte die Zahnwurzel bis 2 mm apikal der Präparationsgrenze ab. Auf diesem fixierten Zahn wurde die vollkeramische Krone zunächst mittels dünn fließenden Silikons (Xantopren Comfort Light, Heraus Kulzer, Hanau) temporär stabilisiert. Dann wurde der obere Schlüssel an der okklusalen Fläche der Krone angebracht ohne Kraft auszuüben. Auf diesem Weg kann man eine bessere Verteilung der Kraft bei der Zementierung erreichen. Der Kraftarm wurde ringsum mit Silikonmasse bedeckt und vor der Aushärtung des Silikons vorsichtig auf die okklusale Fläche der Krone angepasst. Zur Aushärtung wurde die doppelte Zeit berücksichtigt (12 Minuten), als sie vom Hersteller vorgesehen ist. Während dieser Aushärtezeit blieb die Krone mit 5 kg belastet.

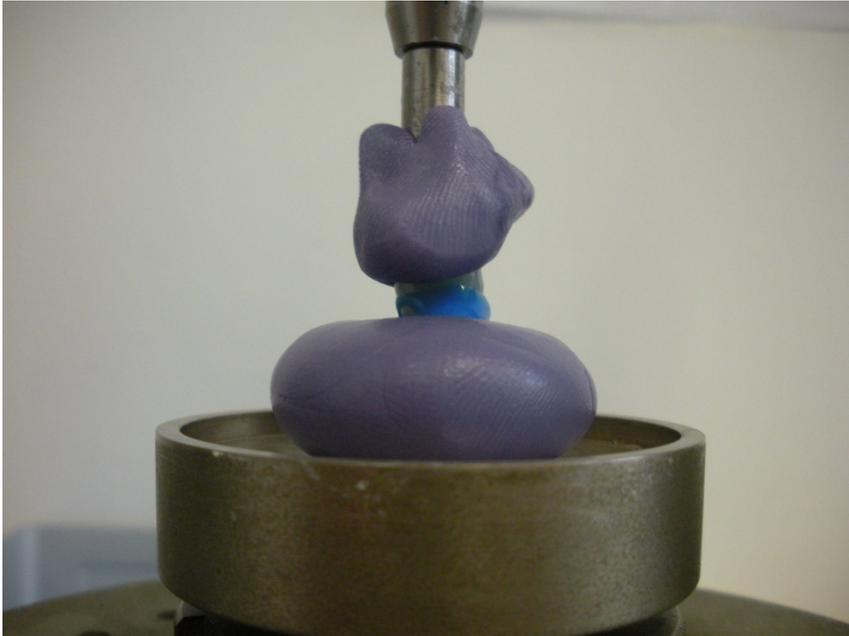


Abb. 5 Zementierung mit Hilfe Silikonsschlüssels.

Das Protokoll zur Zementierung mit Relyx Unicem sah folgende Vorgehensweise vor:

- Aktivierung der Kapsel in den Aplicap Aktivator (3M ESPE), dazu den Aktivatorhebel vollständig herunterdrücken und 2-4 Sekunden gedrückt halten.
- Die Kapsel in einem Hochfrequenzmischgerät Capmix (3M ESPE) für 15s mischen.
- Die Kapsel nach dem Mischen in den Aplicap Applier (3M ESPE) einlegen und die Düse bis zum Anschlag öffnen.
- Krone mit einem Pinsel ausstreichen und mit Fingerdruck auf den Zahn eingliedern.
- Überschüsse grob mit Schaumstoffpellets entfernen.
- Gewichteinwirkung von 5kg für 12min mittels des oberen Schlüssels aus Silikon (Konsilometer).
- Gegebenenfalls polieren mit Optrafine (Ivoclar Vivadent) und grünem Winkelstück (INTRAMatik, LUX3 7 LH, Kavo).

Die Zementierung mit Variolink II wurde folgendermaßen vorgenommen:

- Vorbereitung der Präparation
 - Präparation mit Wasser abspülen und mit Luftbläser trocknen.
 - Schmelz 30s mit 37 %iger Phosphorsäure (Total Etch, Ivoclar Vivadent) ätzen. Anschließend gut spülen und trocknen.
 - Optional Dentin 10–15s ätzen.
 - Syntac Primer mittels Pinsel auf die Präparation auftragen. Die Kontaktzeit mit Dentin sollte mindestens 15s betragen. Anschließend abblasen und gründlich trocknen.
 - Syntac Adhesive auftragen, 10s einwirken lassen und die Präparation mit dem Luftbläser gründlich trocknen.
 - Heliobond mit Pinsel auf Schmelz und Dentin auftragen

- Vorbereitung der Restauration
 - Krone mit Wasser abspülen und mit Luftbläser trocknen.
 - Innenwände mit der Flusssäure IPS Ceramic Ätzgel (Ivoclar Vivadent) 20s ätzen, gründlich mit Wasser abspülen und trocknen.
 - Silanisieren mit Monobond-S (Ivoclar Vivadent) die Innenflächen für 60s und trocknen.
 - Heliobond (Ivoclar Vivadent) dünn auftragen und bis zum Einsetzen vor Licht schützen

- Variolink II im Verhältnis 1:1 auf einem Anmischblock 10s mischen. Die Verarbeitungszeit des angemischten Variolink II beträgt ca. 3,5 min. bei 37 °C

- Krone einfüllen und mit Fingerdruck auf den Zahn eingliedern.
- Überschüsse grob mit Schaumstoffpellets entfernen.
- Abdecken der Ränder mit Glyzeringel (Liquid Strip Ivoclar Vivadent) um die Sauerstoffinhibition zu vermeiden.
- Gewichteinwirkung von 5kg für 12min mittels oberen Schlüssels aus Silikon (Konsilometer).
- Polieren mit Optrafine (Ivoclar Vivadent) und grünem Winkelstück (INTRAMatik, LUX3 7 LH, Kavo).

Die Zementierung mit Panavia F 2.0 sah vor:

- Vorbereitung der Restauration
 - Ätzen mit Phosphorsäure (K-ETCHANT GEL, Kuraray) für 5s und die Oberfläche danach mit Wasser abspülen und trocknen.
 - Auftragen des Silans (CLEARFIL CERAMIC PRIMER, Kuraray) mit Hilfe eines Einweg-Pinselaufsatzes auf die Innenfläche der Restauration. Mit einem sanften, ölfreien Luftstrom ausreichend trocknen.

- Vorbehandlung der Oberfläche der Kavität oder des Stumpfes
 - ED PRIMER II mischen: einen Tropfen sowohl von Flüssigkeit A als auch von Flüssigkeit B im Mischgefäß. Danach ED PRIMER II auf die gesamte Zahnoberfläche auftragen und 30s lang einwirken lassen.
 - Trocknen der Grundierung mit sanftem Luftstrom

- Mischung gleicher Anteile von Pasten A und B für 20s auf einem Mischsteller.
- Krone befüllen und mit Fingerdruck auf den Zahn aufsetzen.
- Überschüsse grob mit Schaumstoffpellets entfernen.
- Abdecken der Ränder mit OXYGUARD II (Kuraray) um die Sauerstoffinhibition zu vermeiden.
- Gewichteinwirkung von 5kg für 12min mittels oberen Schlüssels aus Silikon (Konsilometer).
- Polieren mit Optrafine (Ivoclar Vivadent) und grünem Winkelstück (INTRAMatik, LUX3 7 LH, Kavo).

4.5 Sockelung

Um die Kausimulation möglichst patientenanalogue durchzuführen, wurden die Zahnproben resilient gesockelt. Dies geschah nach dem Protokoll von Scharnagl. Dadurch sollten die Proben axial zwischen 0,05mm bis 0,2mm und horizontal zwischen 0,05mm bis 1,2mm beweglich sein, was einer normalen Beweglichkeit entspricht.

Dazu wurde der Bereich des Kronenrandes mit PalaXpress Kanalwachs (Heraus Kulzer, Hanau, Deutschland) abgedeckt. Die Zahnwurzeln wurden mit einem Sandstrahlgerät (EWL, KAVO, Biberach, Deutschland) und Spezial-Edelkorund (Korox 50/50µm, BEGO, Bremen, Deutschland) und einem Glanzstrahlmittel (Perlablast micro, 50µm, BEGO) mit 2bar bearbeitet. Die Zähne wurden dann bis zur Schmelz-Zementgrenze im Tauchwachsgerät eingetaucht (PRECI DIP gelb, YETI-Dental, Engen, Deutschland). Der Tauchwachsprozess wurde zweimal durchgeführt:

1. Schnell eintauchen und langsam entnehmen
2. Abkühlen und aushärten lassen.
3. Nochmals eintauchen für ca. 1s im Wachsbad. (Vermeidung des Wachsschmelzens von Schritt 1.)

Dadurch wurde um die Wurzel eine Wachsabdeckung hergestellt, die eine Stärke von ca. 0,75mm aufwies. Die Zahnwurzeln wurden mit Kaltpolymerisat (Pala Press Variotransparent, Heraus Kulzer, Hanau, Deutschland) gefasst, um die Herstellung eines Sockels zu erreichen. Diese Sockelung entspricht anatomisch der Alveole eines Zahnes. Die Krone der Proben wurde mit Blaugips (Röconit Natur, Modellhartgips Typ III, Röhrich-Gipse, Goslar, Deutschland) abgedeckt, so dass eine reproduzierbare Reposition auf den Sockel möglich war (Schlüssel-Schloss-Prinzip). Die Wurzel wurde danach von dem Tauchwachs befreit. Auf diese Weise entstand ein Hohlraum zwischen der inneren Seite des Sockels und der Wurzel. Dieser wurde mit Impregum (Impregum F, 3M ESPE) aufgefüllt. Damit sich ein inniger Verbund zwischen dem Kunststoff und Impregum erreichen ließ, wurden der Zahn und die Kunststoffalveole mit Universaladhäsiv (Fa. Heraeus- Kulzer) vorbehandelt. Zur richtigen Positionierung des Zahnes in der Kunststoffalveole während des Einbringens von Impregum wurde der Gipssockel verwendet und danach Überschüsse des Polyethers und des PalaX Press entfernt.

4.6 Kausimulation

Die Kausimulation zur künstlichen Alterung der Rekonstruktionen wurde mit dem Kausimulator (SD Mechatronic 10 Kammern, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) der Poliklinik der Zahnärztliche Prothetik der LMU München durchgeführt. Zudem wurden die Proben einem Thermocycling zugeführt. Die Parameter der Kausimulation waren:

1.200.000 Kauzyklen,

10.000 Thermozyklen 55° und 5°,

Last 50 N,

Belastungswinkel 30 Grad zur Zahnachse.

4.7 Die Micro-Computer-Tomographie (μ CT)

Die 39 zementierten Kronen wurden vor und nach der Kausimulation mittels μ CT geröntgt . Es wurde eine Cone Beam Microfokus Computer Tomographie (μ CT) verwendet. Das Gerät (vivaCT 40, SCANCO Medical, Schweiz) hat folgende Spezifikationen:

Typ	Cone-beam in vivo microCT vollständig geschirmt
X-Ray Quelle	30 - 70 kVp / 20 - 50 keV (160 μ A)
Detektor	2048 x 256 Elemente, 26 μ m Pitch
Resolution	< 14 μ m (10% MTF) 5 - 76 μ m nominal isotropic (pixel size)
Image Matrix	512 x 512 zu 4096 x 4096 Pixels
Max. Scan Format	38,9 x 145 mm (\varnothing xL)
Max. Probengröße	80 x 500 mm (\varnothing xL)
Scan Zeit	1k x 1k, 3 s/Sektion (6 min/110 Sektionen) 2k x 2k, 3 s/Sektion (12 min/220 Sektionen)
Rekonstruktion Zeit	3 s/Sektion für 1k x 1k, 0,72° Winkelinkrement 24 s/Sektion für 2k x 2k, 0,36° Winkelinkrement 48 s/Sektion für 2k x 2k, 0,18° Winkelinkrement

Tabelle 3

Jede Probe wurde mit Schaumstoff umwickelt und danach in einen Kunststoffzylinder eingesetzt. Der Zylinder enthielt jeweils zwei bis drei Proben. Er ist an ein „Animal Bett“ geschraubt, das normalerweise für Experimente mit kleinen Tieren/Proben verwendet wird (siehe Abbildungen 6 und 7).

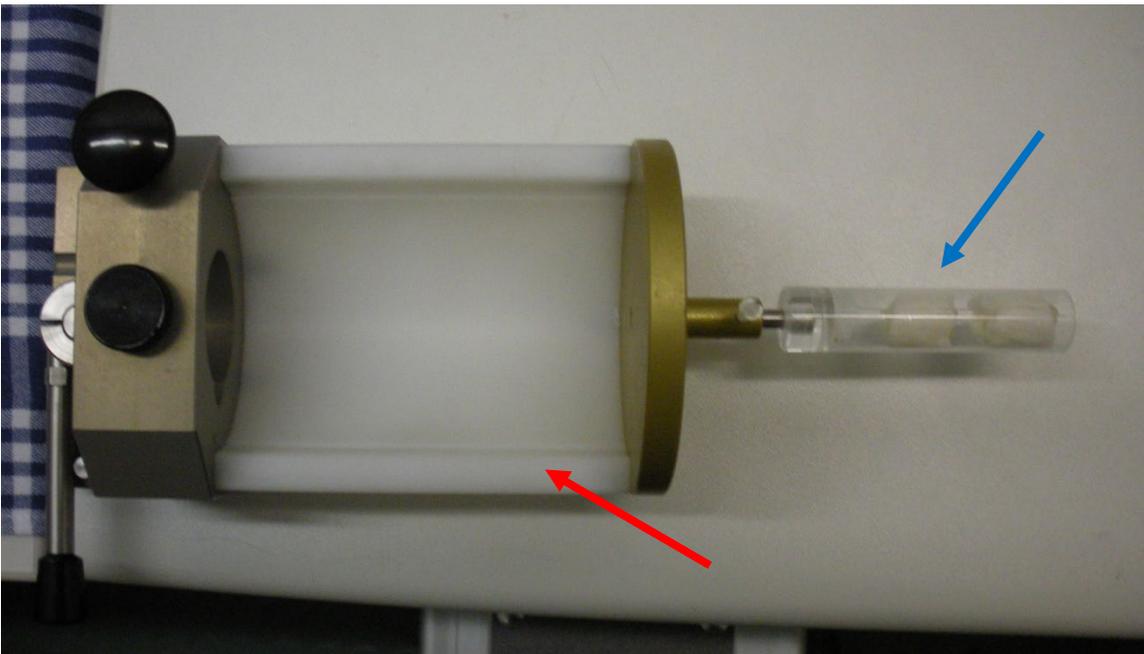
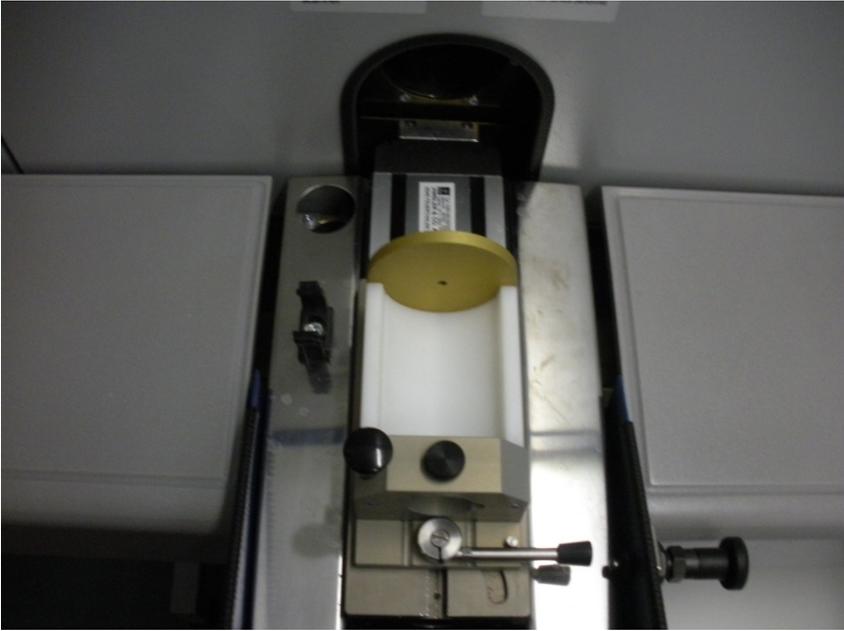


Abb. 6 und 7 Animal Bett (roter Pfeil), Zylinder mit 2 Proben (blauer Pfeil)



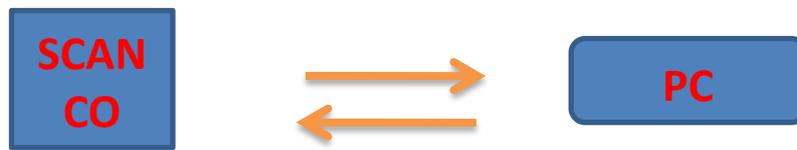
Abb. 8 und 9 Das vivaCT40 Gerät mit der Workstation.

Die Settings des Scanners sind folgender Tabelle zu entnehmen

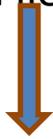
70 kVp, BH: 1200 mg HA/ccm, Scaling 4096
Voxel size: 0.01x0.01x0.01 mm
Magnification: 0.75
Pixel Spacing: 1.050000e-02\1.050000e-02
Slice Thickness: 1.050000e-02

Tabelle 4

Aus den μ CT Aufnahmen resultierte eine Rohdatei (Filexxx.RSQ), die automatisch in eine Filexxx.ISQ Datei umgewandelt wurde. Diese wiederum konnte halbautomatisch mittels Scanco Software in eine TIFF/DICOM Datei umgewandelt werden. Diese Dateien können danach mit verschiedenen Bearbeitungssoftwares weiter bearbeitet werden. Für jede Probe resultierten 1058 Bilder zur Bearbeitung, die eine Datenmenge von 2,1GB umfassen (Abb. 10).

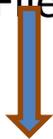


1. Filexxx.**RSQ**



Automatic

2. Filexxx.**ISQ**



Semiautomatic
SCANCO SOFTWARE

3. **TIFF/DICOM** (Header information)

Abb. 10

4.8 Beurteilung des Randspaltes

Die Beurteilung des Randspaltes wurde mit der Software Hieronymus (SOFD, Berlin, Deutschland) durchgeführt. Dieses Programm erlaubt die Visualisierung mit besonderem Fokus auf die Ausführung von Blinded Readings.

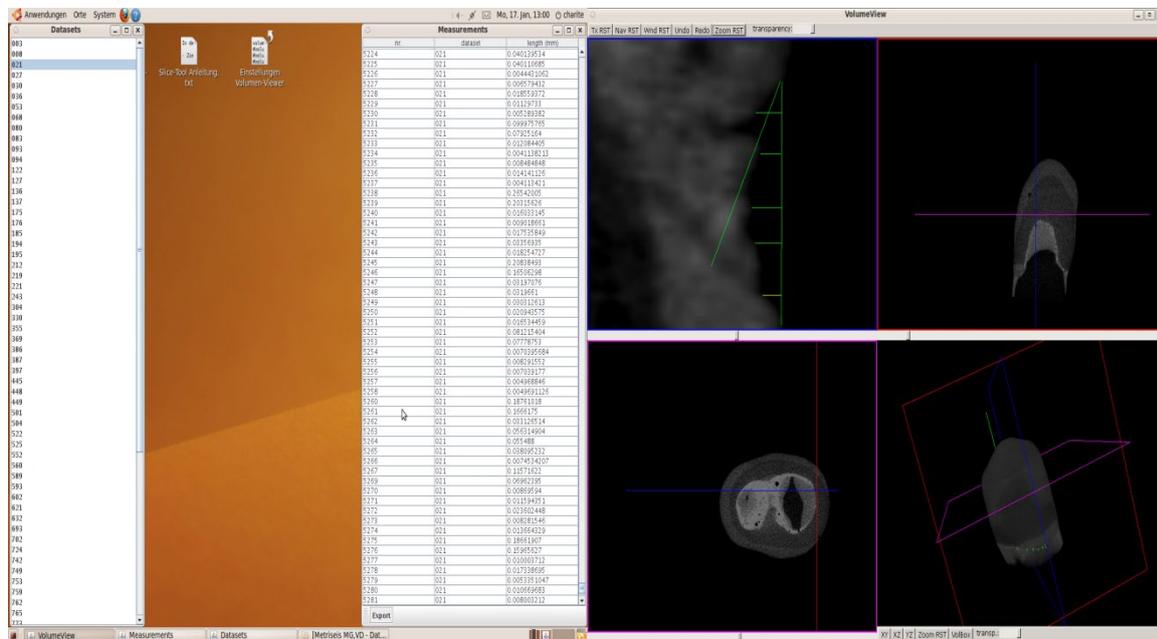


Abb.11 Das Interface der Software Hieronymus.

Der Untersucher war verblendet. Es waren ihm also weder die Art des Zementes noch der Zeitpunkt der Aufnahme bekannt (vor oder nach Thermocycling).

Das Programm erlaubt die zeitgleiche Darstellung der drei Raumebenen und des dreidimensionalen Modells.

Für jeden Zahn wurden der Randspalt und die Dimensionsänderungen des Zements als Maß für die Löslichkeit des Zementes an 50 Stellen des Kronenrandes gemessen. Das liefert klinisch relevante Informationen und eine konsistente Schätzung für die Passgenauigkeit (Groten et al. 2000).

Als Randspalt wurden die absolute marginale Diskrepanz und der marginale Spalt verwendet (Holmes et al.).

Zur Bestimmung der Löslichkeit der Zemente wurde senkrecht zur Linie der absoluten marginalen Diskrepanz 5 Messstellen gewählt und darauf ein Lot gebildet. Befand sich der Zement an dieser Stelle externer als die Linie der absoluten marginalen Diskrepanz,

so wurden negative Werte aufgenommen, die Strecken, die sich interner als die absolute marginale Diskrepanz befanden, wurden als positive Werte gekennzeichnet.

Da alle Proben vor und nach dem Thermocycling mit dem μ CT vermessen wurden, ergibt sich nach Aufhebung der Verblindung die Möglichkeit, diese Messstrecken vor und nach Alterung zu vergleichen und die Differenz als Maß für die Löslichkeit zu definieren.

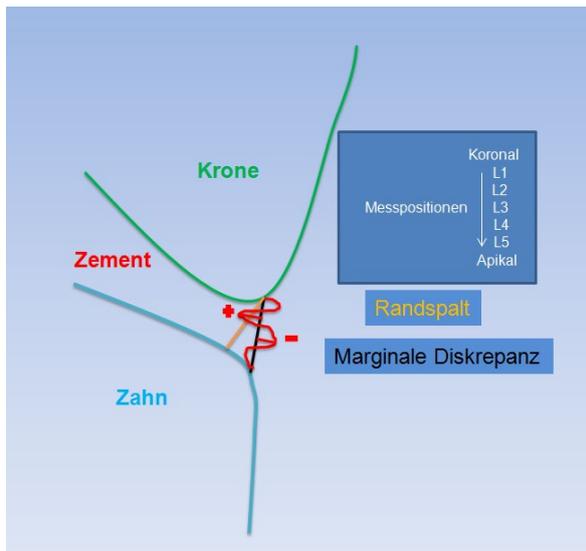


Abb. 12

Da an 50 Stellen des Kronenrandes 7 Strecken vermessen wurden, resultierten insgesamt 350 Messungen pro Zahn:

50 Messungen für die absolute marginale Diskrepanz

50 Messungen für den marginalen Randspalt

250 Messungen für die Löslichkeit des Zementes

4.9 Statistische Analyse

Die statistische Analyse wird mit Hilfe des Softwareprogrammes IBM SPSS Statistics 20 durchgeführt.

Die Messdaten zum Randspalt und der absoluten marginalen Diskrepanz und der Löslichkeit wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov Test, dem Shapiro-Wilk Tests, dem Q-Q Diagramme und Box Plots auf Normalverteilung überprüft. Es lag keine Normalverteilung vor. Deswegen sind nicht parametrische statistische Tests durchgeführt worden.

Vor und nach Alterung wurden die Unterschiede des Randspaltes, der absoluten marginalen Diskrepanz und der Löslichkeit für jeden Zement mittels Wilcoxon Test untersucht.

Außerdem wurde das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholung verwendet, um die Unterschiede zwischen den drei Befestigungskunststoffen vor und nach Alterung zu bewerten.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ gesetzt.

4.10 Qualitative Analyse.

Es wurden auch Informationen aus den μ CT Aufnahmen qualitativ dokumentiert und analysiert. Diese Daten wurden statistisch nicht bewertet, haben aber eventuell einen Einfluss auf den Randspalt und die Löslichkeit.

5. Ergebnisse

Die Werte für den marginalen Randspalt wiesen ebenso wie die Werte für die absolute marginale Diskrepanz keine normale Verteilung auf. Dies ergaben Berechnungen mittels Kolmogorov-Smirnov Test, mit dem Shapiro-Wilk Test mit $p < 0,001$) sowie die grafische Darstellung mittels Boxplots. Daher wurden für zum Vergleich metrischer Daten der Wilcoxon Test für den paarweisen Vergleich bzw. der Kruskal-Wallis Test für den Vergleich von mehr als drei Stichproben verwendet.

5.1 Marginaler Randspalt

Die deskriptive Statistik zeigt vor und nach Thermocycling für Variolink II den größten marginalen Randspalt mit $317\mu\text{m}$ bzw. $320\mu\text{m}$, gefolgt von Unicem ($164\mu\text{m}$ bzw. $155\mu\text{m}$) und von Panavia F2.0 ($118\mu\text{m}$ bzw. $124\mu\text{m}$) (Tab. 5-10).

Unicem: marginaler Randspalt vor Alterung (μm)

	N= 650
Mittelwert	164
Standardfehler des Mittelwertes	3,5
Median	142
Standardabweichung	90,8
Varianz	8
Minimum	178
Maximum	601

Tabelle 5

Unicem: marginaler Randspalt nach Alterung (μm)

	N= 650
Mittelwert	155
Standardfehler des Mittelwertes	3,6
Median	131
Standardabweichung	92,1
Varianz	8
Minimum	20,4
Maximum	551

Tabelle 6

Panavia: marginaler Randspalt vor Alterung (μm)

	N=650
Mittelwert	118
Standardfehler des Mittelwertes	1,8
Median	116
Standardabweichung	46,7
Varianz	2
Minimum	32
Maximum	275

Tabelle 7

Panavia: marginaler Randspalt nach Alterung (μm)

	N=650
Mittelwert	124
Standardfehler des Mittelwertes	2
Median	116
Standardabweichung	52,3
Varianz	3
Minimum	22,7
Maximum	304

Tabelle 8

Variolink II: marginaler Randspalt vor Alterung (μm)

	N=650
Mittelwert	317
Standardfehler des Mittelwertes	5
Median	306
Standardabweichung	129
Varianz	17
Minimum	33,5
Maximum	890

Tabelle 9

Variolink II: marginaler Randspalt nach Alterung (μm)

	N=650
Mittelwert	320
Standardfehler des Mittelwertes	64,4
Median	301
Standardabweichung	164
Varianz	27
Minimum	55
Maximum	989

Tabelle 10

Die Randspalten der drei Zemente unterscheiden sich signifikant sowohl vor als auch nach Alterung (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,001$).

Vergleicht man die marginalen Randspalten vor und nach künstlicher Alterung durch mechanische Belastung und Thermocycling ergibt sich für Unicem (Wilcoxon-Test, $p = 0,006$) und für Panaviam (Wilcoxon-Test, $p = 0,033$) ein signifikanter Unterschied (Tabelle 11).

Wilcoxon-Test

	Unicem marginaler Randspalt nach – Unicem marginaler Randspalt vor	Panavia F2.0 marginaler Randspalt nach – Panavia F2.0 marginaler Randspalt vor	Variolink II marginaler Randspalt nach – Variolink II marginaler Randspalt vor
Z	-2,723	-2,128	-,580
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,006	,033	,562

Tabelle 11

Das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholung zeigt, dass dabei die Alterung keinen Einfluss nimmt (Tabelle 12-13, $p=0,998$). Dagegen haben die Zemente einen signifikanten Einfluss auf den Randspalt. So zeigen im paarweisen Vergleich die Zemente Unicem-Variolink II und Panavia-Variolink II einen signifikanten Unterschied (Tabelle 14, $p<0,001$, Diagramm 1).

Schätzer für das Marginale Randspalt (μ m)

Marginaler Gap	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
VOR	200	11	178	221
NACH	200	14	170	229

Tabelle 12

Paarweise Vergleiche

(I) Marginaler Gap	(J) Marginaler Gap	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz
					Untergrenze
VOR	NACH	2,082E-005	,009	,998	-,019
NACH	VOR	-2,082E-005	,009	,998	-,019

Tabelle 13

Paarweise Vergleiche marginaler Randspalt/Zemente

(I)Zement	(J)Zement	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
Unicem	Panavia F2.0	,039	,029	,559	-,034	,111
	Variolink II	-,159	,029	,000	-,231	-,087
Panavia F2.0	Variolink II	-,198	,029	,000	-,270	-,125

Tabelle 14

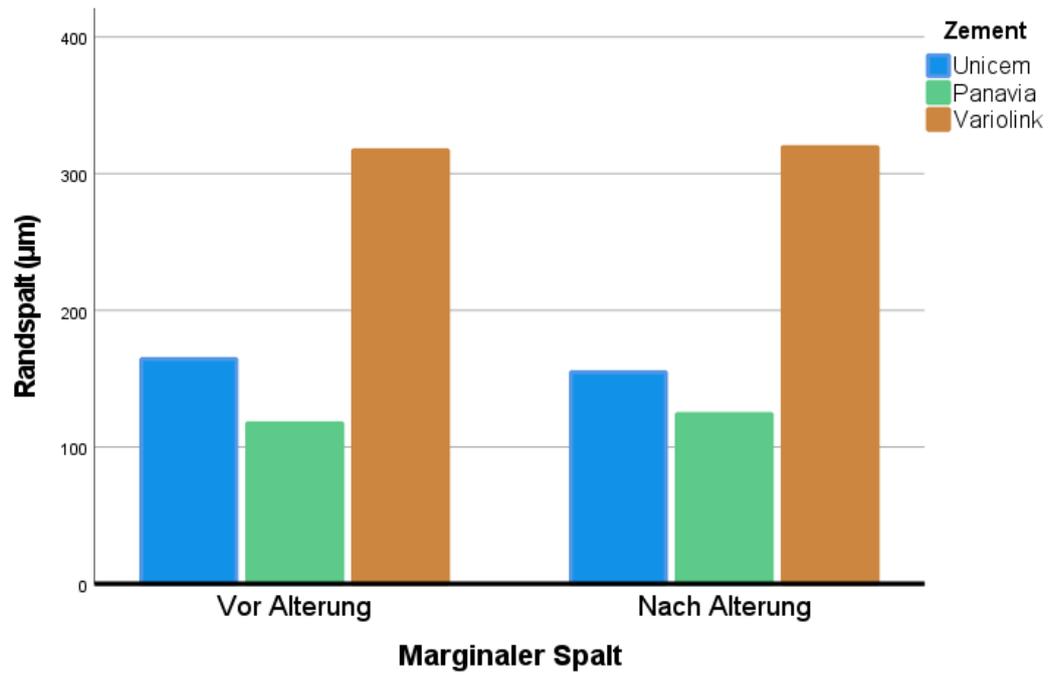


Diagramm 1

5.2 Absolute marginale Diskrepanz

Die deskriptive Statistik zeigt vor und nach Thermocycling für Variolink II die größte absolute marginale Diskrepanz (Randspalt 412µm und 406µm) gefolgt von Unicem (Randspalt 213µm und 209µm) und von Panavia F2.0 (Randspalt 145µm und 154µm) (Tab. 15-20).

Unicem: absolute marginale Diskrepanz vor Alterung (µm)

	N=650
Mittelwert	213
Standardfehler des Mittelwertes	4,5
Median	190
Standardabweichung	113,5
Varianz	13
Minimum	381
Maximum	855

Tabelle 15

Unicem: absolute marginale Diskrepanz nach Alterung (µm)

	N=650
Mittelwert	209
Standardfehler des Mittelwertes	4,6
Median	,183
Standardabweichung	,116
Varianz	
Minimum	29
Maximum	756

Tabelle 16

Panavia: absolute marginale Diskrepanz vor Alterung (µm)

	N=650
Mittelwert	145
Standardfehler des Mittelwertes	21,5
Median	141,9
Standardabweichung	54,8
Varianz	3
Minimum	214
Maximum	329

Tabelle 17

Panavia: absolute marginale Diskrepanz nach Alterung (µm)

	N=650
Mittelwert	154
Standardfehler des Mittelwertes	4,4
Median	147,9
Standardabweichung	62,1
Varianz	4
Minimum	35,1
Maximum	381

Tabelle 18

Variolink II: absolute marginale Diskrepanz vor Alterung (μm)

	N=650
Mittelwert	412
Standardfehler des Mittelwertes	68,2
Median	386
Standardabweichung	173,9
Varianz	30
Minimum	73
Maximum	1009

Tabelle 19

Variolink II: absolute marginale Diskrepanz nach Alterung (μm)

	N=650
Mittelwert	406
Standardfehler des Mittelwertes	78,1
Median	370,6
Standardabweichung	199
Varianz	40
Minimum	63,2
Maximum	1097

Tabelle 20

Die statistische Analyse (Kruskal-Wallis-Test) für die absolute marginale Diskrepanz zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen den drei Zementen sowohl vor ($p < 0,001$) als auch nach ($p < 0,001$) mechanischer Belastung und Thermocycling.

Der paarweise Vergleich mittels Wilcoxon-Tests zeigt bei Unicem vor und nach künstlicher Alterung keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,469$), jedoch für Panavia F2.0 ($p = 0,004$) und Variolink II ($p = 0,029$) (Tabelle 21).

Wilcoxon-Test

	Unicem: absolute marginale Diskrepanz nach – Unicem absolute marginale Diskrepanz vor	Panavia F2.0 absolute Marginale Diskrepanz nach – Panavia absolute marginale Diskrepanz F2.0 vor	Variolink absolute marginale Diskrepanz nach – Variolink II absolute marginale Diskrepanz vor
Z	-,724	-2,843	-2,188
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,478	,004	,029

Tabelle 21

Das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholung zeigt, dass dabei die Alterung keinen Einfluss nimmt (Tabelle 22-23, $p=0,939$). Dagegen haben die Zemente einen signifikanten Einfluss auf den Randspalt. So zeigen im paarweisen Vergleich die Zemente Unicem-Variolink II und Panavia-Variolink II einen signifikanten Unterschied (Tabelle 24, $p<0,001$, Diagramm 2).

Schätzer für die Absolute Marginale Diskrepanz (μm)

absolute marginale Diskrepanz	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
vor	,257	,016	,224	,290
nach	,256	,019	,218	,294

Tabelle 22

Paarweise Vergleiche

(I) Absolute Marginale Diskrepanz	(J) Absolute Marginale Diskrepanz	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
vor	nach	,001	,009	,939	-,018	,020
nach	vor	-,001	,009	,939	-,020	,018

Tabelle 23

Paarweise Vergleiche der absoluten marginalen Diskrepanz/Zemente

(I)Zement	(J)Zement	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
Unicem	Panavia	,062	,042	,438	-,043	,166
	Variolink II	-,198	,042	,000	-,302	-,094
Panavia	Variolink II	-,260	,042	,000	-,364	-,155

Tabelle 24.

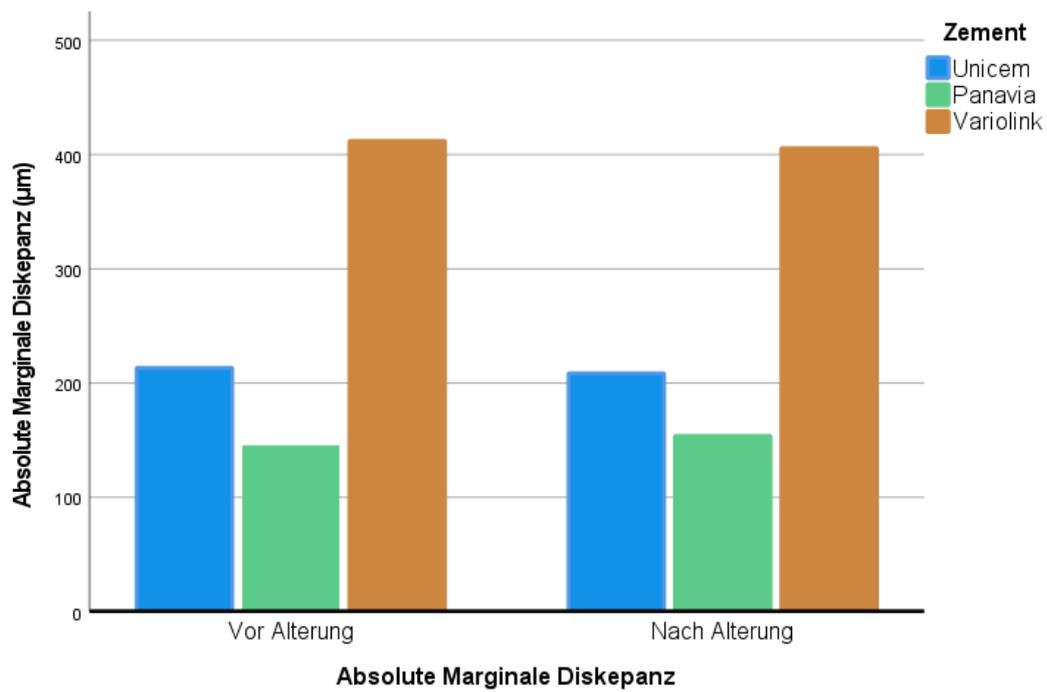


Diagramm 2

5.3 Zementlöslichkeit

Die statistische Analyse wird für jede der fünf Positionen (L1 bis L5) durchgeführt.

Dazu wurden die Summen für die Messpositionen L1 bis L5 gebildet aus aller negativen und positiven Werter an allen 50 Messstellen pro Zahn.

Unabhängig von der Messstelle zeigten Unicem und Variolink II eine signifikante Löslichkeit (Wilcoxon Test $p < 0,001$). Dagegen zeigte sich für Panavia F2.0 keine signifikante Löslichkeit ($p > 0,05$) an allen Messpositionen außer Position L5 ($p = 0,024$) (Tabelle 21-25).

Wilcoxon Test Position L1 Löslichkeit in μm

	Unicem L1 nach Alterung – Unicem L1 vor Alterung	Panavia F2.0 L1 nach Alterung – Panavia F2.0 L1 vor Alterung	Variolink II L1 nach Alterung – Variolink II L1 vor Alterung
Z	-5,409	-1,231	-9,767
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,218	,000

Tabelle 25

Wilcoxon Test Position L2 Löslichkeit in μm

	Unicem L2 nach Alterung – Unicem L2 vor Alterung	Panavia F2.0 L2 nach Alterung – Panavia F2.0 L2 vor Alterung	Variolink II L2 nach Alterung – Variolink II L2 vor Alterung
Z	-4,561	-,617	-7,109
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,537	,000

Tabelle 26

Wilcoxon Test Position L3 Löslichkeit in μm

	Unicem L3 nach Alterung – Unicem L3 vor Alterung	Panavia F2.0 L3 nach Alterung – Panavia F2.0 L3 vor Alterung	Variolink II L3 nach Alterung – Variolink II L3 vor Alterung
Z	-4,792	-1,138	-5,893
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,255	,000

Tabelle 27

Wilcoxon Test Position L4 Löslichkeit in μm

	Unicem L4 nach Alterung – Unicem L4 vor Alterung	Panavia F2.0 L4 nach Alterung – Panavia F2.0 L4 vor Alterung	Variolink II L4 nach Alterung – Variolink II L4 vor Alterung
Z	-5,873	-1,364	-6,497
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,173	,000

Tabelle 28

Wilcoxon Test Position L5 Löslichkeit in μm

	Unicem L5 nach Alterung – Unicem L5 vor Alterung	Panavia F2.0 L5 nach Alterung – Panavia F2.0 L5 vor Alterung	Variolink II L5 nach Alterung – Variolink II L5 vor Alterung
Z	-7,268	-2,250	-7,132
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,024	,000

Tabelle 29

Das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholung zeigt folgende Ergebnisse:
Variolink II hat die größte Löslichkeit. Im paarweisen Vergleich erwies sich Variolink II

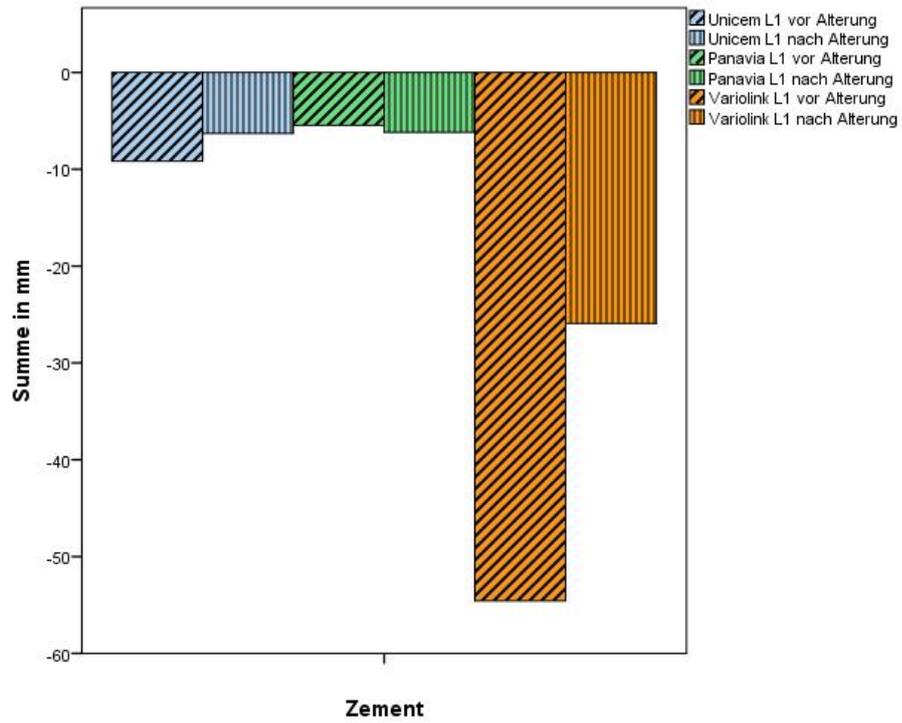
signifikant löslicher an der Messstelle L1 (p=0,002), L2 (p=0,015) und L5 (p=0,030) im Vergleich zu Unicem. Zwischen Variolink II und Panavia F2.0 ergab sich nur bei Position L2 (p=0,001) ein signifikanter Unterschied. Verwendet man folgende Formel:

$$\bar{L} = \frac{\text{Summe (L1+L2+L3+L4+L5)}}{3250}$$

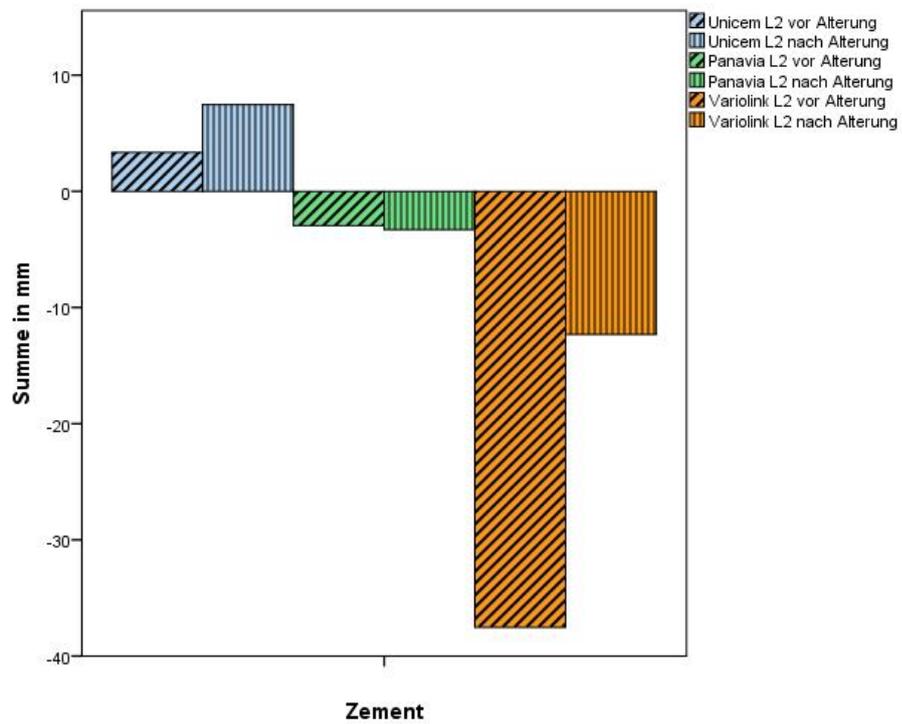
so ergibt sich die durchschnittliche Löslichkeit in μm für alle Zemente.

Zement	Löslichkeit
Unicem	5,9 μm
Panavia F2.0	1,2 μm
Variolink II	34,5 μm

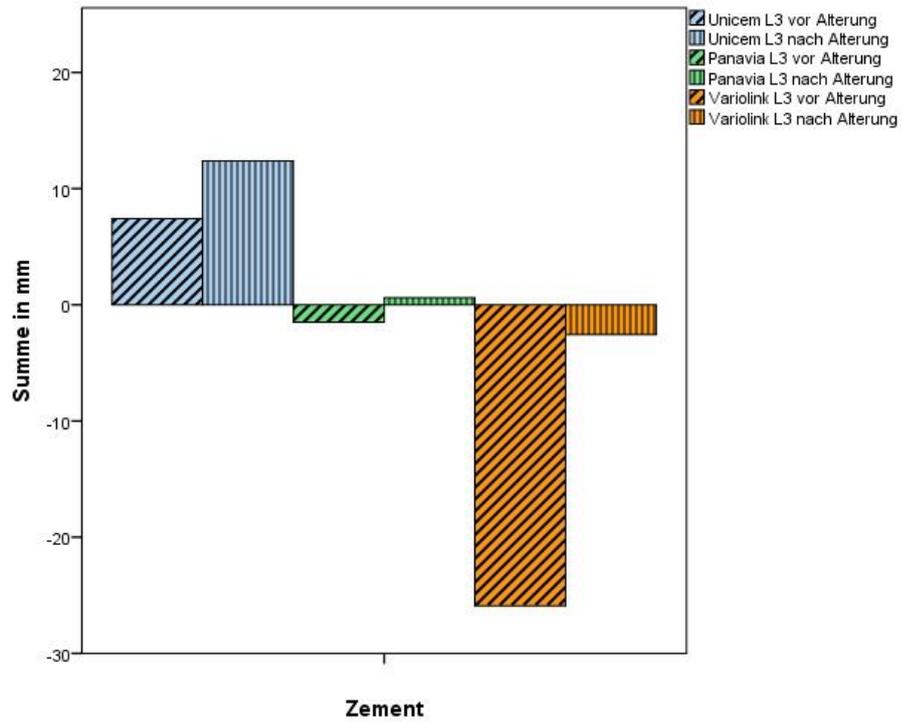
Die folgenden Balkendiagramme stellen die Veränderung der drei Zemente an den fünf Messpositionen L1 bis L5 in mm dar.



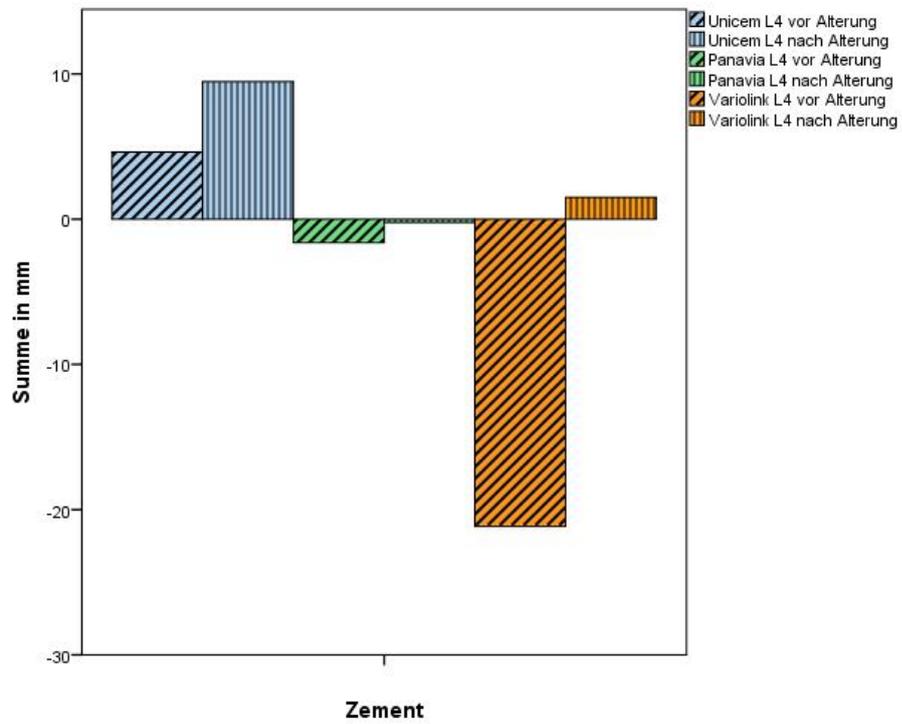
Position L1



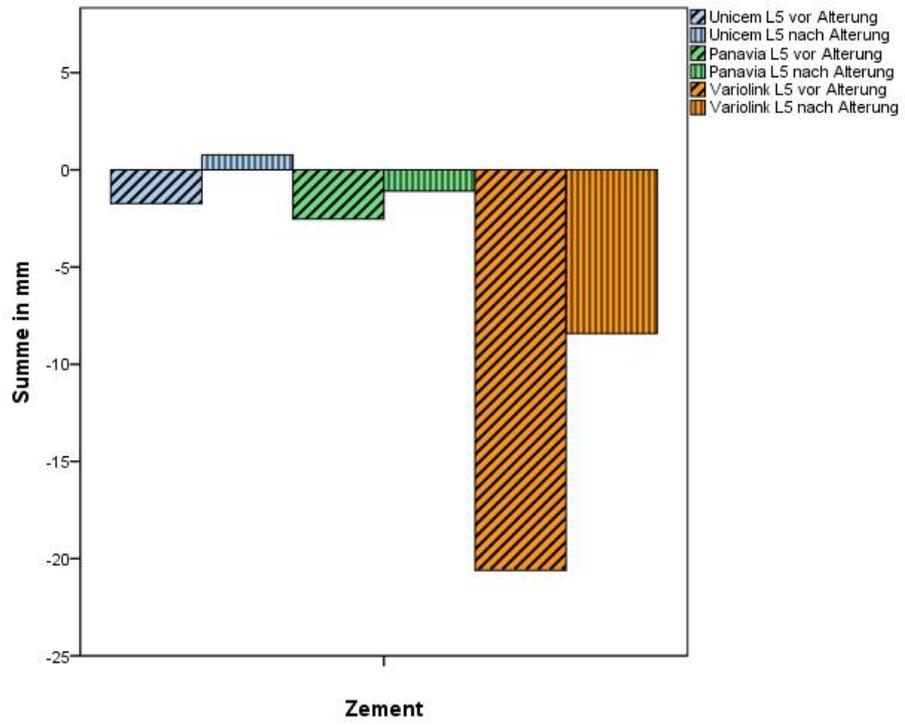
Position L2



Position L3



Position L4

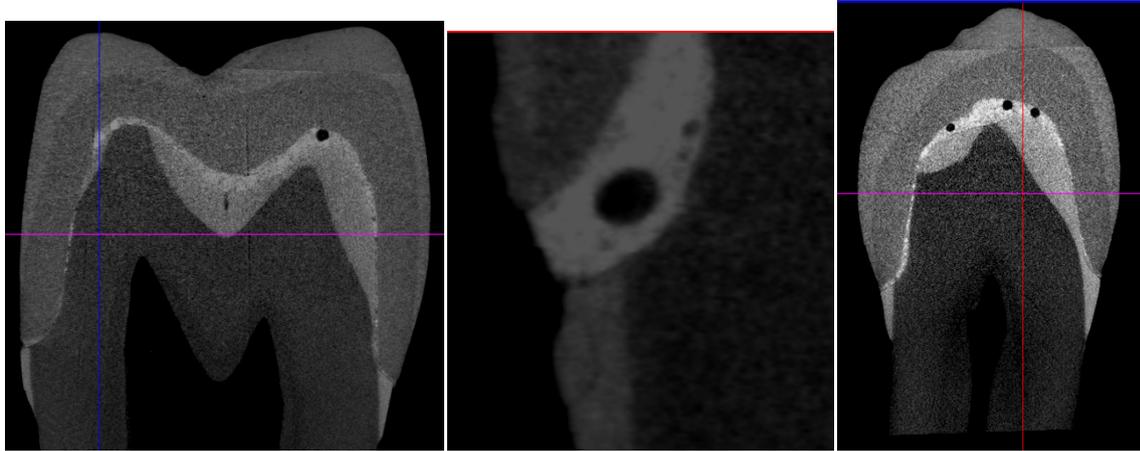


Position L5

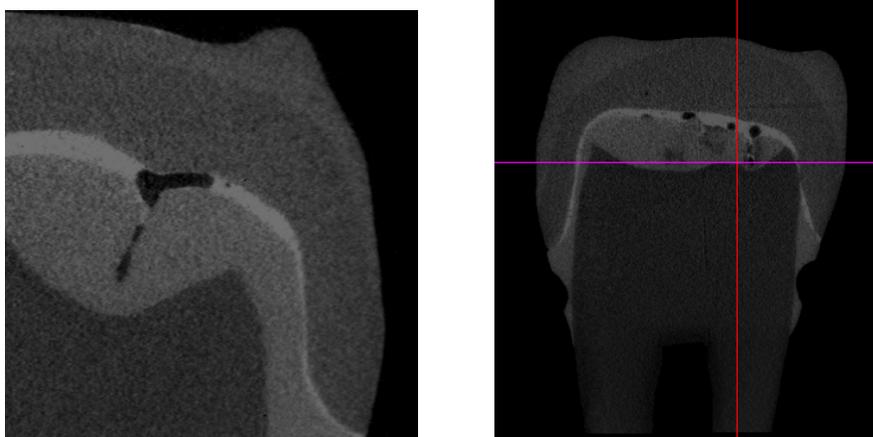
5.4 Qualitative Analysis

Die qualitative, rein visuelle Analyse der Schnittbilder der zementierten Kronen zeigte folgende Befunde:

1. Luftblasen des Zementfilmes okklusal oder marginal



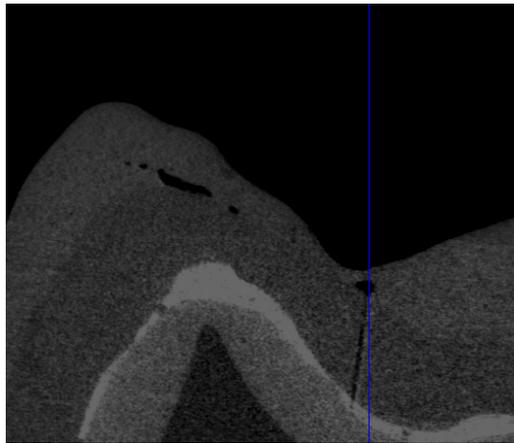
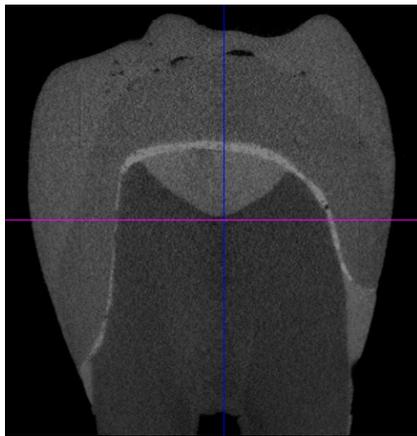
2. Luftblasen in der Zementmasse in Verbindung mit Fissuren des Zahnschmelzes.



3. Poren in der Verblendung der vollkeramischen Kronen. Dies wurde auch in Studien mittels REM beobachtet (Rinke et al.). Derartige Poren gelten als mögliche Ursache für initiale Risse (Fig 6.)

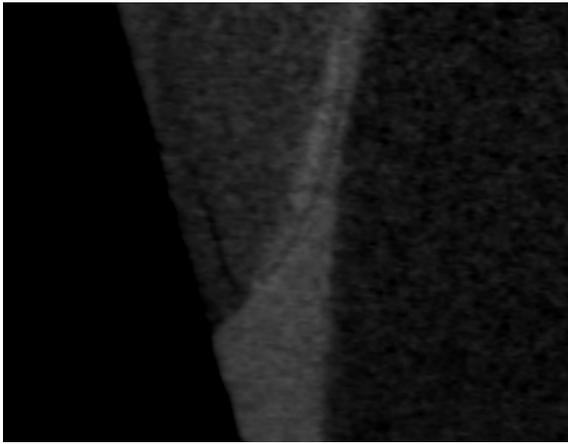


4. Poren im Bereich zwischen der Verblendung und dem Vollkeramikgerüst. Dies wurde auch in anderen Studien mittels SEM festgestellt (Rinke et al.)

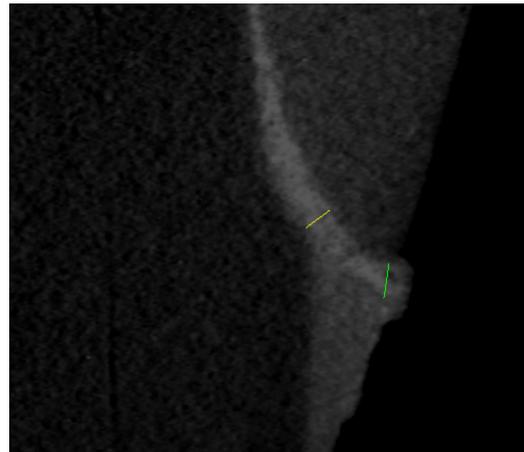
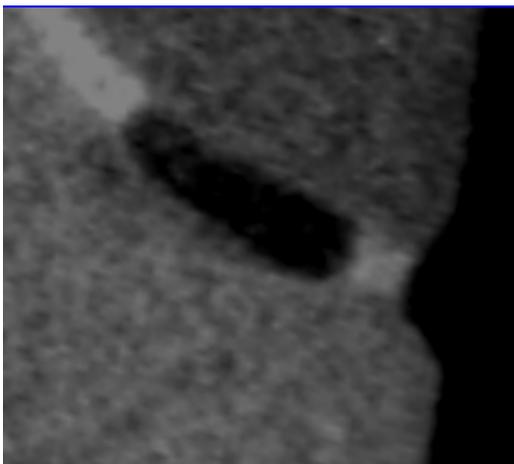


5. Es gab Kronen mit einer okklusalen Ablösung der Verblendung.

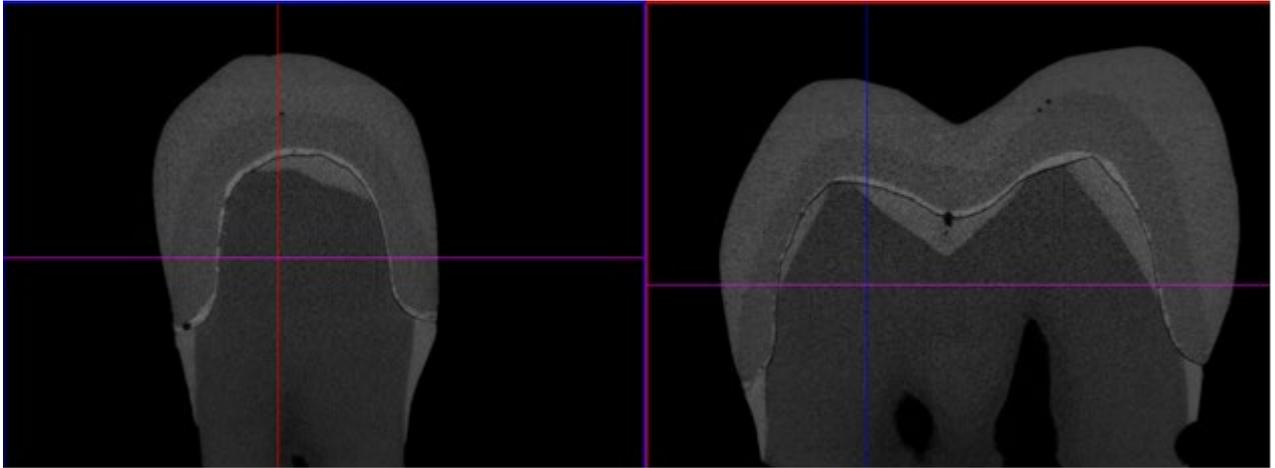




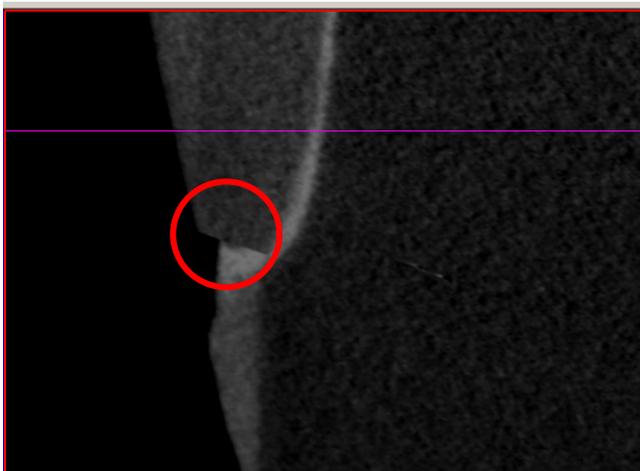
7. An manchen Messpositionen gab es Überschüsse oder Unterschüsse benachbart von Luftblasen (Variolink II).



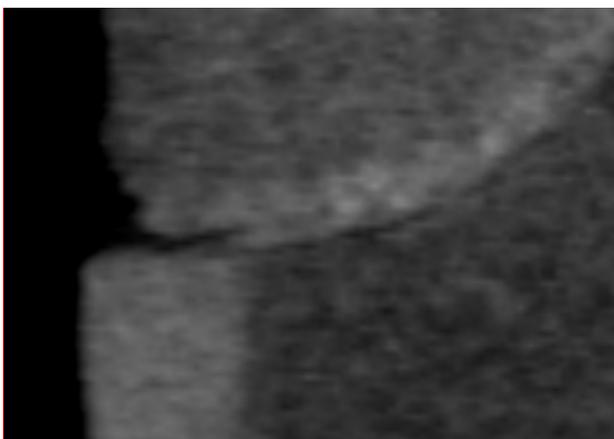
8. Eine Krone hat einen durchgehenden Spalt zwischen dem Zement (Panavia F2.0) und der Zahnhartsubstanz entlang der ganzen bukkolingualen und mesiodistalen Schnitte.



9. Einige Beobachtungen wurden als Artefakte gewertet (roter Kreis).



10. Beispiel für eine Spaltbildung direkt am äußeren Zementspalt, die Ursache für ein Mikroleakage sein könnte.



6 Diskussion

6.1 Methodenkritik:

Das μ CT ist eine zerstörungsfreie Methode, die nicht nur eine zweidimensionale Untersuchung, sondern auch eine dreidimensionale Beurteilung einer Rekonstruktion zulässt (Wakabayashi et al.). Die vorliegende Studie hat zementierte Kronen untersucht, während in den bislang mittels μ CT durchgeführten Studien zum Randspalt oft nicht zementierte Rekonstruktionen verwendet wurden. Bislang wurde auf den Befestigungszement oft verzichtet, da aufgrund unzureichender Röntgenkontraste zwischen den Materialien Zahn, Zement und Rekonstruktion eine ungenügende Präzision der Messungen resultierte (Borba et al., Pelekanos et al.). In Vorstudien zur vorliegenden Untersuchung konnte jedoch festgestellt werden, dass bei Verwendung von Lithium-Disilikat Glaskeramik der Zementspalt ausreichend differenziert werden konnte. Zudem hat die Zementierung einen Einfluss auf die marginale Diskrepanz (Beschnidt et al., Borges et al.). Deswegen wurde die Zementierung in dieser Studie durchgeführt, obwohl es eine Limitation durch die Brechung gibt (Krasanaki et al.). Die präzise Randspaltbestimmung kann durch Zementüberreste auf der Präparationsgrenze eingeschränkt oder unmöglich sein (Beschnidt et al., Mitchell et al. 1999, Gu et al., Böttger et al.), was durch die virtuellen Schnitte mittels μ CT vermieden werden kann. Gemalmaz et al. 1997 fanden eine statistisch höhere Größe der Zementüberrestbreite im marginalen Bereich als die Größe des Randspaltes, wobei die SEM- Analyse ergab, dass das Polieren die Überreste nicht eliminieren kann.

Die vorliegende Methode ermöglicht nicht nur Messungen in verschiedenen Stadien der Kronenanfertigung, sondern bietet auch Informationen bezüglich der Auflösung von Befestigungskunststoffen am Randschluss einer vollkeramischen Restauration, was mit anderen Methoden nicht messbar wäre. Stappert et al. erwähnt dies als Nachteil für die SEM Untersuchungen.

Nachteile der gewählten Messmethode sind der große zeitliche Aufwand und die hohen Kosten für die Ausstattung. Die notwendige Software für die dreidimensionale Untersuchung ist oft lizenzpflichtig und daher kostenintensiv. Eine weitere Methodenkritik liegt in der niedrigeren Messgenauigkeit des μ CT ($1,8\mu\text{m}$) im Vergleich zu optischen Mikroskopen ($0,3\mu\text{m}$) und Rasterelektronenmikroskopen ($0,25\mu\text{m}$)

(Pelekanos). Die technische Unterstützung und eine Lernkurve für optimale Softwarenutzung (Rungruanganunt et al.) sind wichtige Faktoren für die Verwendung der μ CT.

Zu diskutieren sind zudem die Messpositionen, die vor und nach Alterung nicht identisch waren.

Ein direkter Vergleich der Messwerte an exakt derselben Stelle des Kronenrandes war nicht möglich. Die gleiche Limitation der μ CT Methode erwähnt auch Neves et al. Die Untersuchung von Groten et al. 2000 hat jedoch gezeigt, dass eine Anzahl von 50 Messungsstellen in in-vitro Untersuchungen die marginale Passung ausreichend wiedergibt, auch wenn diese 50 Positionen zufällig ausgewählt werden. Diese Anzahl hat auch Götz in ihrer Dissertation bestätigt. Gassino et al. haben bei einer Anzahl von 18 Messungen einen Standardfehler $\leq 4\mu\text{m}$ für die marginale Passung experimenteller Kronen ermittelt. In der vorliegenden Studie wurde die Anzahl von 50 Messungspositionen pro Krone gewählt. Theoretisch ist eine Automatisierung mittels Software machbar, so dass die gesamte Zementfuge am Randspalt gemessen werden könnte.

Der Vergleich zwischen den Studien benötigt eine Standardisierung von Labortests in Bezug auf die Umgebungsbedingungen. Zumindest sollten Temperatur, relative Feuchtigkeit und Dauer dokumentiert werden, um die Interpretation und den Vergleich zwischen den Studien zu ermöglichen (Musanje et al.). Diese Anforderungen kann auch die μ CT aufgrund Ihrer non-destruktiven und völlig programmierten Eigenschaft erfüllen.

6.2 Randspalten

Die drei Befestigungskunststoffe zeigten untereinander und auch vor und nach Alterung signifikante Unterschiede

Die Unterschiede zwischen den drei Befestigungskunststoffen sind statistisch signifikant für die Paare Panavia–Variolink II und Unicem-Variolink II, wobei Variolink II die größten Randspalten aufweist.

Für eine in vitro Studie sind die Randspalten sowie die absolute marginale Diskrepanz recht groß. Biffar erwähnt eine Schwankung zwischen 17 und 200 μm als maximal tolerierbar anzusehenden Randspalt (Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde, 1995). Die Studie von Borges et al. belegt ähnliche Werte für Variolink II (absolute marginale Diskrepanz 138 μm) (Borges et al.). Die Messwerte für Panavia werden durch eine Studie von Quintas bestätigt mit 106 μm vor und 138 μm nach Zementierung (Quintas et al.). Panavia zeigte bei vollkeramischen Inlays und Teilkronen aus Glasskeramik (IPS Empress und OPC) Randspalten zwischen 153 und 265 μm (Addi et al.).

Der signifikante Einfluss der Zementierung auf die marginale Diskrepanz wird durch mehrere Studien belegt (Moore JA et al., Hung et al., Beschnidt et al., Kern et al., Cho et al. 2002, Martinez-Rus et al., Borges et al., Att et al., Stappert et al.). Trotzdem sind die Werte der marginalen Passung oft ohne das Zementieren ermittelt. Die Kunststoffzemente erreichen schnell Ihrer hohe Viskosität, so dass sie möglicherweise nicht ausreichend fließen können, was eine hohe Schichtdicke zur Folge hat. Eine höhere Konzentration anorganischer Füllstoffe bietet zwar verbesserte physikalische Eigenschaften und eine verminderte Polymerisationsschrumpfung, aber dies hebt die Viskosität (Diaz-Arnold et al. 1999) und vermindert die Fließfähigkeit (White et al 1992 a), insbesondere bei guter Passung der Rekonstruktion (Att et al.). Eine höhere Viskosität des Zementes führt zu einer höheren marginalen Deformation und Eingliederungszeit (Wilson et al.). Bindl et al. 2003 haben den großen Wert des Randspaltes (207 bis 308 μm) bei vollkeramischen Teilkronen auch durch die hohe Viskosität der Kunststoffzemente erklärt. Dazu zeigten Cho et al. 2002, dass bei einem axialen Konvergenzwinkel von 15° eine geringere marginale Diskrepanz nach Zementierung vorliegt als bei einem 6° Winkel. Ein größerer Konvergenzwinkel ermöglicht ein leichtes Entweichen des Zements.

Bei einer geringen Filmdicke (20µm) sind die physikalischen Eigenschaften des Zementes negativ beeinflusst (Molin et al.). Eine 0,5mm Filmdicke zeigte ein 25% höheres Elastizitätsmodul als eine 6,0mm (De Jager et al.). Deswegen muss der Zement eine gleichmäßige Filmdicke vorweisen. Die Zementierung hat eine höhere Positionierung der Krone (Rosenstiel et al.1998) zur Folge, obwohl die marginale Passung an der Präparationsgrenze nicht gleichmäßig ist (Mitchel et al. 2001). Eine niedrige Viskosität kann durch die Verwendung von Ultraschall erreicht werden. Dabei ändert die Vibrationen die Konsistenz des Zementes (Schwarz, Krämer et al.).

White et al. 1992 b erklärte die höhere Filmdicke bei den Kunststoffzementen als Ergebnis des Einschließens der Füllstoffpartikeln des Kunststoffes. Sulaiman et al. haben Randspalten von 63µm bis 162µm in ihrer Studie ohne Zementierung gefunden. Variolink II wurde in der vorliegenden Studie ohne Ultraschall verwendet, was die marginale Passung negativ beeinflusste.

Ein weiterer Grund für die großen Randspalten bei Variolink II mag darin begründet sein, dass die keramischen Kronen nicht auf die präparierten Zähne aufgepasst und ggf. innen beschliffen wurden. Auf diesen Schritt wurde verzichtet, da der Einfluss eines diamantierten Bohrers auf die µCT Schnitte nicht bekannt war und negative Einflüsse in Form von Artefakten vermieden werden sollten. Rinke et al. berichteten als Fehlerquelle den Verschleiß der Schleif-Instrumente. Diamantkörner wurden am Kronenrand gefunden. Andere Studien ohne Aufpassen der Rekonstruktionen haben Randspalten zwischen 74 und 99µm (Quante et al.) und zwischen 90 und 145µm (Boening et al.) gezeigt. Aber auch hier wurden die metallkeramischen Kronen nicht zementiert. Die Abformungstechnik mittels Silikonpaste simulierte die Zementierung von Zinkphosphat Zement. Somit ist ein direkter Vergleich mit der vorliegenden Studie nicht möglich. Böning et al. haben auch das Ausschleifen als Quelle für verzerrte Ergebnisse der Zementspaltbreiten erwähnt.

Zudem haben die Abformung und das Herstellungsverfahren der Krone sowie die Fähigkeiten des Zahntechnikers auch Einfluss auf die marginale Passung von festsitzendem Zahnersatz (Bieniek et al., Quintas et al., Aboushelib et al., Kim et al.). Die vorliegende Studie ist in unterschiedlichen Zeitintervallen durchgeführt worden. Somit sind die 39 Kronen von verschiedenen Zahntechnikern gefertigt worden, was ein weiterer Grund für die großen Spaltbreiten von Variolink II sein könnte und auch in

anderen Studien schon erwähnt wurde (Martinez-Rus et al.). Witkowski et al. zeigte eine signifikante Verbesserung der marginalen Diskrepanz von 33-128µm zu 3-58µm ($p < 0,001$) nach manueller Verfeinerung von CAD/CAM Titanpfosten. Deswegen hat der gleiche Zahntechniker bei der Studie von Att et al. die Herstellung der Restaurationen vorgenommen. Zudem meinten Martinez-Rus et al., dass die Glasmischung während des Infiltrationsbrennens zur Gravitation neigt, was zu einem Überschuss führt, der mittels rotierenden Instruments getrimmt werden muss. Die Verwendung von Platzhalterlack wird auch kontrovers diskutiert. Manche Studien zeigen keinen Einfluss der Anzahl der Platzhalterlackschichten (Gegauff et al.) und andere einen signifikant positiven Einfluss der Anzahl der Schichten und der Fläche, die vom Platzhalterlack bedeckt ist (Emtiaz et al., Olivera et al., Kappert et al.), auf die marginale Diskrepanz. Die CAD/CAM-Techniken beinhalten Scannen-, Erfassung-, Software- und Fräsverfahren, die die Passgenauigkeit beeinflussen können (Bindl et al., Reich et al 2005., Luthardt et al.). Mously et al. zeigten für Kronen aus Lithiumdisilikat bessere marginale Adaptation für 30mm und 60 µm Platzhalterschicht. The ISO Standart varriert zwischen 25 and 40µm. Die Frässysteme können Präparationsfehler wie lippenförmige Präparationsgrenzen oder spitze Präparationen nicht hinreichend replizieren, wegen der großen Durchmesser der rotierenden Schneidediamanten (Renne et al.). Zudem gibt es einen linearen Zusammenhang zwischen der marginalen Diskrepanz und elastischer Deformation des Materials bei CAD/CAM angefertigten Kronen (Yara et al.). Der Keramikbrand führt zu marginalen Diskrepanzen (Balkaya et al., Quante et al.), aber die Kernherstellung, die keramische Verblendung und der Glanzbrand haben keinen Einfluss auf die marginale Diskrepanz (Balkaya et al., Sulaiman et al. und Pera et al.).

Ein anderer Faktor ist das Zementierungsprotokoll (Wilson 1992), das in dieser Studie mit einem Gewicht von 5kg mittels Konsilometer eingehalten wurde. Der Fingerdruck ist zwar klinisch relevant, aber die ausgeübte Kaukraft ist variabel und kann nicht standardisiert werden (Reich et al. 2011, Att et al.). Die Heterogenität ist auch hier zu erwähnen. Andere Studien haben andere Protokolle verwendet. May et al. haben 1,36kg für 10 min. appliziert, Rinke et al. 3kg für 30 min., Abbate et al. und Beuer et al. 5kg für 10 min, Cho et al. 2002 1kg für 1min., Rahme et al. 3,8kg ohne Zeitangabe, Quante et al. 5kg ohne Zeitangabe. Ein höherer Druck von 8kg zu 25kg verbessert allerdings nicht den Randschluss (Weaver et al.). Die Werte der marginalen Diskrepanz metallkeramischer Restaurationen für Variolink II nach 5kg und 10 kg für 2 min.

unterschied sich nicht signifikant (Proussaefs). Jorgensen fand keinen Einfluss für die marginale Passung des Zinkphosphatzements für ein Gewicht größer als 5kg und eine Zeit länger als 1 Minute. Rahme et al. erwähnten die Schwierigkeit einer absolut identischen Wiederholung bei der Zementierung in vitro, was Black et al. mit signifikantem Unterschied der ausgeübten Kraft bei Zementierung von unterschiedlichen Behandlern bestätigte. Die Kraft war bei metallischen Kronen durchschnittlich 59N und bei vollkeramischen Kronen 26N. Nicht nur der Kraftwert ist wichtig für die Zementierung, sondern auch die Richtung der ausgeübten Kraft beeinflusst die Passung der Krone auf dem Pfeiler.

Rosenstiel et al. 1988 zeigten eine signifikant kleinere marginale Diskrepanz bei einer dynamischen Zementierung als bei einer statischen. Die dynamische wurde mittels eines Holzstücks durchgeführt, womit eine Kraft in horizontaler und vertikaler Richtung für 30s. ausgeübt wurde. Der Silikonschlüssel in dieser Studie wurde für eine kontrollierte und individualisierte Kraftwirkung verwendet. Die Kraft von 5kg entspricht in etwa normalen Kaufkräften ca. 49N.

Die Art der Präparationsgrenze spielt in manchen Studien keine Rolle für die marginale Anpassung (Akbar et al., Tsitrou et al., Quintas et al., Byrne, Syu et al., Keyf et al.). Andererseits gibt es Studien, die einen Einfluss der Präparationsart vorweisen. Bottino et al. und Gavelis et al. zeigten eine bessere Anpassung für Hohlkehl- als für eine Schulterpräparation und Cho et al. 2004 mit Rizonaki et al. das Gegenteil. Gavelis hat dies mit den unterschiedlichen Filtrationsprozessen durch die Präparationsgrenze und den hydrostatischen Druck erklärt. Wenn die Krone zementiert wird und sich die axiale Wand des präparierten Zahnes der axiale inneren Wand der Krone nähert, dann nimmt der Ausweichpfad des Zementes ab, wodurch der hydrostatische Druck innerhalb der Krone erhöht wird, bis die Kaukraft des Patienten dem hydrostatischen Druck entspricht. An diesem Punkt kann die Krone nicht mehr angepasst werden.

Der Randspalt wird zusätzlich glatter durch das Glätten der Präparationsgrenze mit einem Meißel von Hand, wobei die Krone gleichmäßiger auf dem Zahnstumpf sitzt und die Filmdicke reduziert wird (Zena et al.). Eine Studie zeigte zwischen den zwei Präparationsarten und zwischen den bukkalen und lingualen Messungen signifikante Unterschiede für die absolute vertikale Diskrepanz und die vertikale Diskrepanz, aber

keinen Unterschied für den Randspalt und die horizontale marginale Diskrepanz (Suarez et al.).

Die Präparationen wurden frei Hand durchgeführt, um die klinische Praxis zu simulieren (Romeo et al.). Der okklusale Konvergenzwinkel beeinflusst jedoch die marginale Diskrepanz, wobei ein 6° axialer Winkel eine bessere Passung als ein 10° oder 15° Winkel darstellt (Cho et al. 2002). Die Qualität der Präparation hat zudem einen signifikanten Einfluss auf den Randspalt, wobei eine schlechte Qualität mit größeren Randspalten verbunden ist (Renne et al.). In der vorliegenden Studie wurde ein 6° Konvergenzwinkel wegen der Herstellerrichtlinien des keramischen Materials der Kronen verwendet, was zusammen mit der „freien Hand Technik“ in der Klinik ein Standard darstellt. Gepresste Keramik hat gegenüber CAD/CAM Keramik den Vorteil, dass Fehler bei der Präparation in Labor anerkannt und korrigiert werden können, wobei es mit CAD/CAM Systeme wegen der Form und Größe des Schleifinstrumentes unmöglich ist (Renne et al.).

In der Literatur wurde auch der Einfluss der Variationen der Anatomie und der Form der Zähne auf den Randspaltgröße diskutiert. Die Studie von Böning et al. zeigte eine Tendenz zu größeren Spaltbreiten bei Seitenzahnkronen als bei Frontzahnkronen. Die Schwierigkeit der Präparation und der Abformung im Seitenzahnbereich sind mögliche Ursachen dafür. Im Gegensatz dazu haben Kokubo et al. keine Unterschiede bezüglich der Randspalten bei Frontzähnen, Prämolaren und Molaren gefunden. Sulaiman et al. zeigten eine signifikant größere marginale Diskrepanz der lingualen Flächen bei vollkeramischen Kronen. Suarez et al. haben auch Unterschiede bezüglich der lingualen oder bukkalen Position der Präparationsgrenze gefunden. In dieser Studie wurden nur Prämolaren verwendet, um eine theoretisch mögliche Auswirkung der Zahnanatomie und Zahngröße zu vermeiden. Alle Bereiche (lingual, bukkal, mesial und distal) wurden mit der gleichen Anzahl von Messungen gemessen, sodass eine Auswirkung der Position ausgeschlossen ist.

Das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholung zeigt, dass die Alterung weder einen Einfluss auf den marginalen Randspalt ($p=0,998$) noch auf die absolute marginale Diskrepanz ($p=0,939$) hat. Dagegen haben die Zemente einen signifikanten Einfluss. Dies wird durch die Untersuchung von Beschnidt et al. untermauert, die dieselben Kriterien der Alterung verwendeten wie die vorliegende Studie. Gu et al., Stappert et al.

und Att et al. haben auch keinen Einfluss der Alterung (nur Thermocycling / Thermocycling +Kabelastung) auf die marginale Diskrepanz von vollkeramischen Kronen/dreigliedrigen Brücken gefunden. Hung et al. beschreiben dagegen eine signifikante Erhöhung des Randspaltes durch das Thermocycling, was aber durch die limitierte Zahl der Messungen erklärt werden kann (Gu et al.). Ein interessanter Befund war die leichte Erhöhung des Randspaltes nach Alterung für Panavia F2.0 und Variolink II, was Stappert et al. auch für Variolink II gefunden haben. Stappert behauptete, dass der Abbau des Zementes nach Alterung wegen des Auswaschens einiger Micrometer des Befestigungsmaterials zu einem klareren Bild des Randschlusses führt, was eine präzisere Messung erlaubt. Diese Meinung muss aber weiter untersucht werden. Abdalla et al. zeigten einen nicht signifikanten Unterschied der marginalen Beschädigung nach thermomechanischer Alterung für die Kombination Variolink II und keramische Inlays.

Mörmann et al. 2009 und Behr et al. zeigten, dass selbstadhäsive Zemente, wie Relyx Unicem auch ohne Vorbehandlung der Zahnoberfläche eine Alternative für konventionelle Kunststoffzemente bezüglich der marginalen Integrität sein können. Alle Zemente wurden in der vorliegenden Studie im Selbstpolymerisationsmodus verwendet.

Die Größe des marginalen Randspaltes bzw. der absoluten marginalen Diskrepanz MG und MD ist in der Literatur detailliert untersucht, aber es gibt keine konkreten Angaben über die genauen klinisch akzeptablen Werte (Mously et al.). Dies galt auch vor der verbreiteten Verwendung vollkeramischer Materialien, Kunststoffzementen und CAD/CAM Verfahren (Meiners). Die unterschiedlichen Untersuchungsmethoden, die Definition des Begriffs Randspalt, die unterschiedliche Messungspositionen der marginalen Passung, die Verwendung oder Abwesenheit von Zementen, die künstliche Alterung, die Zerstörung der Probe, das Zementierungsprotokoll, das in vivo oder in vitro Verfahren erschweren eine Vergleichbarkeit der Studien.

Es gibt Vorschläge für eine klinisch akzeptable marginale Passung von Restaurationen aus Gold und für vollkeramische oder metallkeramische Kronen oder Brücken. McLean et al. bezeichnen einen Randspalt von 160µm als klinisch akzeptabel (McLean, McLean et al.), Christensen einen Randspalt von 2-51µm für Gold Inlays (Christensen), Samet et al. einen Randschluss von 200µm für CAD/CAM metallkeramische Kronen, Lin et al. 2012 vertikale 120-180µm und horizontale 90 bis 110µm Randspalte, Björn et al.

200µm Spaltbreite. Diese Angaben zu in vitro Werten unterscheiden sich jedoch von klinisch relevanten Werten (Eichner). So ermittelte Kerschbaum Spaltbreiten von 300µm bis zu 647µm (Kerschbaum et al. 1990,1998 und 2001), Spiekermann 382µm, Donath et al. eine absolute marginale Diskrepanz von 623µm und einen Randspalt von 252µm, Müller et al. 1994 Randspalten von 172µm, Nakamura von 130µm (Nakamura et al. 2000) bis zu 145µm für vollkeramische Kronen (Rilke et al). Panavia zeigte bei Vollgusskronen einen Randspalt von 263µm und ein weiterer Kunststoffzement 333µm (Reich et al. 1993). Kerschbaum et al. 1990 erwähnte einen Randspalt größer als 200µm bei größeren klinischen Stichproben.

Autor	Klinisch akzeptabler/ermittelter marginaler Randspalt
McLean, McLean et al.	160µm
Christensen	2-51µm
Samet et al.	200µm
Lin et al.	90-110µm
Björn et al	200µm
Kerschbaum	300-647µm
Spiekermann	382µm
Donath et al.	623µm
Müller et al.	172µm
Nakamura et al. 2000	130µm
Rilke et al	145µm
Reich et al. 1993	263-333µm

Tab. 30

Andere Autoren verwenden qualitative Methoden für die in vivo Beurteilung der marginalen Integrität (Raigrodski et al.). Im Vergleich zu den idealen und empirisch ermittelten Randspaltgrößen (Kerschbaum, Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde, 1995) müssen in der vorliegenden Studie nur die Werte von Variolink II als relativ groß bewertet werden.

Alle bislang mittels μ CT vermessenen Randspalten beruhen auf nicht zementierten Rekonstruktionen (Tab. 27). Die Werte von 35-140 μ m für MG und 59-188 μ m für MD (Pelekanos et al.), 23 μ m für MG und 27 μ m für MD (Krasanaki et al.), bis 400 μ m (Seo et al.) wurden ohne Zement gemessen. Diese Werte liegen innerhalb der Messwerte, die mit anderen Methoden gemessen wurden.

Autor	Marginaler Randspalt	Absolute Marginale Diskrepanz
Pelekanos et al	35-140 μ m	59-188 μ m
Krasanaki et al.	23 μ m	27 μ m
Borba et al.	75-99 μ m	
Seo et al.	35-128 μ m	
Demir et al.	140-340 μ m	160-380 μ m
Kim et al.		130-208 μ m
Riccitello et al.	65-89 μ m	
Mously et al.	31-55 μ m	41-106 μ m
Neves et al.	37-67 μ m	
Ferrairo et al.		92-133 μ m
Rizonaki et al.	23-96 μ m	96-157 μ m

Tab. 31: Randspalten ermittelt mittels μ CT

Die theoretischen Standards und die klinischen Daten unterscheiden sich stark (Donath et al.), so dass die Subjektivität des Untersuchers und die Untersuchungsmethode eine signifikante Rolle spielen. In der vorliegenden Studie sind die teilweise großen Werte durch verschiedene Faktoren zu erklären. Die klinischen, zahntechnischen, und technologischen Faktoren beeinflussen die marginale Passung der Krone, sind aber in der klinischen Realität oft unvermeidbar. Die Kraft bei der Zementierung, das Fehlen des Ausschleifens, der 6° Präparationswinkel und die erhöhte Filmdicke der Kunststoffzemente können die hohen Werte der Randspalten in der vorliegenden Studie erklären.

Die physikalisch-chemischen Eigenschaften bestimmen die Qualität des Randspaltes (Piwowarczyk et al.) mit. Die drei Kunststoffzemente zeigen eine unterschiedliche Viskosität:

Befestigungskunststoff	Viskosität
Panavia F2.0	niedrige
Unicem	mittlere
Variolink II	hohe

Die Viskosität korreliert mit der Randspaltgröße, was durch die erhöhte marginale Deformation und Eingliederungszeit erklärt werden kann (Gemalmaz et al.1997).

Variolink II zeigt die höchste Viskosität 60s nach Anmischung im Vergleich mit anderen Kunststoffzementen (Osman et al.).

Variolink II wurde mit einem Adhäsivsystem verwendet, das drei Schritte (Primer-Adhäsiv-Bonding) benötigt. Im Gegensatz dazu müssen für Panavia F2.0 ein Zwischenschritt und Unicem kein Zwischenschritt eingehalten werden. Aus diesem Grund zeigt Variolink II eine höhere Anfälligkeit für Fehler bei der Zementierung. White et al. 1993 ermittelten einen größeren Randspalt, wenn der Kunststoffzement zusammen mit einem Bondingfaktor verwendet wurde.

6.3 Löslichkeit

In der vorliegenden Studie zeigt Variolink II die größte Dimensionsänderung im Bereich des Zementspalts vor und nach Alterung. Diese Dimensionsänderung ist nicht gleichzusetzen mit den in ISO-Normen festgelegten Messkriterien zur Löslichkeit. Kritikpunkte an den ISO Standards sind die Verwendung von Wasser statt Mundflüssigkeiten, der Einfluss des Exsikkators, die zu kurze Zeit der Anwendung, die Abwesenheit von Abrasion und die geringe klinische Relevanz der Durchführung (Gorodovksy et al., Janda et al.). Ein Blick in die Literatur zeigt aber, dass die Terminologie sehr komplex ist und es multiple Möglichkeiten der Interaktion zwischen Kunststoffen und umgebender Lösung gibt. Die verwendete Messungsmethode dokumentiert Dimensionsänderungen, die als „Löslichkeit“ bezeichnet werden, ohne damit festlegen zu können, wodurch diese exakt bedingt sind. *Randspalten sind ein dreidimensionales Problem, die in vivo mit Zementen geschlossen sein können oder eine „Formation (Zitat aus dem Duden)“ aufweisen können, in der der Befestigungszement ausgewaschen ist* (Kerschbaum, Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde, 1995). Die μ CT hat den Vorteil die Randspalten zusammen und gleichzeitig mit der Löslichkeit der Zemente zu untersuchen. Bis heute konnten Randspaltemessungen und das Auswaschen von Zementen nicht zusammen, zerstörungsfrei und nach einer thermomechanischen Alterung untersucht werden. Die Bearbeitung der Restauration mit Flusssäure bildet mikromechanische Hohlräume von 3-4 μ m (Zogheib et al., Canay et al.) in der inneren Oberfläche der Krone. Diese Oberflächenrauigkeit der Oberfläche reduziert die Schärfe des μ CT-Bildes (Alfaro et al.), was zu Ungenauigkeiten bei den Messungen der Löslichkeit führen kann. Die manuelle Messung der Löslichkeit wurde gewählt, um solche negative Effekte zu relativieren. Phosphorsäure kann theoretisch ähnliche Räume bilden und die Visualisierung der Löslichkeit von Panavia F2.0 beeinflussen.

Variolink II hat die größte Löslichkeit gezeigt. Der Unterschied zu Panavia F2.0 und Unicem war statistisch signifikant. Dies ist durch die größeren marginalen Randspalten zu erklären. Jacobs et al. konnte einen Zusammenhang zwischen der Löslichkeit des Zinkphosphat Zementes und Randspalten von 150 μ m zeigen.

Panavia F2.0 hat die niedrigste Löslichkeit und auch die beste marginale Passung. Die Reihung der Werte für die „Löslichkeit“ entspricht exakt der Folge für die marginale

Passung, was mit den Ergebnissen anderer Studien mit Inlays (Kawai, Shinkai, Schwickerath) übereinstimmt.

Variolink II zeigt eine niedrigere Löslichkeit in Wasser als Panavia F2.0 (Meşe et al.), in einer weiteren Studie war kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen (Gerdolle et al.). Diese widersprüchlichen Ergebnisse sind durch unterschiedliche Methoden zu erklären (Meşe et al.). Ein Grund ist die Tauchzeit, die positiv mit der Löslichkeit korreliert (Yoshida et al.). Diese Zeit ist nicht immer angegeben und wurde auch in der vorliegenden μ CT basierten Untersuchung nicht immer gleich gehalten. Dies liegt an der starken Frequentierung des μ CTs, wodurch nicht immer das Zeitregime eingehalten werden konnte. Die gleichen Werte der Löslichkeit für Panavia F und Variolink II von Gerdolle et al. betonen den Einfluss der Randschlussgröße. Örtengren et al. (2001 a) zeigten eine signifikant erhöhte Wasseraufnahme mit der Lagerzeit in destilliertes Wasser für Variolink II.

Mohsen et al. ermittelten eine signifikante niedrigere Wasseraufnahme bei silanisierten Kunststoffen im Vergleich Kunststoffen ohne Haftvermittler. Die Gründe dafür sind die Bindungen zwischen Silanen und Füllstoffen, die nicht hydrolysiert werden können. Das Silan schützt den Kunststoff und den Füllstoff vor dem hydrolytischen Abbau (Mohsen et al.).

Zudem wird Unicem nicht von Hand angemischt wie Panavia F2.0 oder Variolink II. Bei Handanmischung können Luftblasen in der Kunststoffmasse vorhanden sein (Pham et al.), die Sauerstoff enthalten, was Zonen von unpolymerisierten Kunststoffmassen nach sich zieht (Oysaed et al. a). Der Einfluss der Zementmischung, handgemischt oder Automix (Kapseln oder Spritzsysteme), beeinflusst die Porosität (Mitchell et al. 1997, Nomoto et al. 2004) und folglich die Löslichkeit (Zorzin et al.). Bei selbstadhäsiven Befestigungskunststoffen zeigen die Kapselsysteme eine höhere Wasseraufnahme und Löslichkeit als die handgemischten (Zorzin et al.). In der vorliegenden Studie wurden Panavia F2.0 und Variolink II mit der Hand angemischt und die qualitative Analyse (Fig. 7 und 8) bestätigt das Vorhandensein von Luftblasen und linearer Risse im Randspalt, was vielleicht mit einer erhöhten Diffusionstiefe von Flüssigkeit bei Temperaturänderungen verbunden ist (Mair 1989). Der Einfluss der Luftblasen im Randschluss ist aber noch nicht untersucht und abgeklärt worden.

Die chemische Zusammensetzung der drei Befestigungskunststoffe beeinflusst zudem die Löslichkeit. Der Gesamtbetrag anorganischer Füllstoffe variiert zwischen den Kunststoffzementen. Er beträgt bei Panavia F2.0 ca. 78wt% (Barium, Bor, silanisierte Siliziumglass, NaF), bei Variolink II ca. 71-77wt% (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas und silanisierte sphäroidem Mischoxid) und bei Unicem ca. 70wt% (silanisierte Füllkörper, Silizium, Glass). Die Partikelgröße der anorganischen Füllstoffe liegt zwischen 0,01µm-3,5µm (Mittelwert 0,5µm) bei Panavia, bei Variolink II zwischen 0,04–3,0µm (Mittelwert 0,7µm) und bei Unicem weniger als 12,5µm. Panavia F.2.0 und Variolink II enthalten Barium, das eine größere Eluation von Silizium verursacht (Söderholm 1983, et al. 1996). Die Art der Füllstoffe, die Füllstoffkonzentration und die Löslichkeit haben keinen signifikanten Zusammenhang (Müller et al. 1997. Janda et al.). Die Wasseraufnahme nimmt aber mit der Abnahme der Füllstoffkonzentration zu, was zu einer anderen mechanischen und chemischen Wirkung der künstlichen Alterung führt. Variolink II hat eine höhere Füllstoffkonzentration als Panavia F 2.0, was die größere Eluation von TEGDMA in Variolink II erklären kann (Obradović-Djuričić et al.).

Ein weiterer Unterschied liegt in den Monomeren.

- Panavia F2.0 enthält: Bisphenol-A Polyethoxydimethacrylat (BPEDMA), 10-Methacryloyloxy Decyl Dihydrogenphosphat (MDP), aliphatische Dimethacrylat (DMA),

- Variolink II enthält: BisGMA, UDMA, TEGDMA (22-28%)

- Unicem enthält: Phosphorsäuremethacrylate, Dimethacrylate (bis-GMA, TEGDMA).

Variolink II enthält Monomere, die eine höhere Wasserabsorption aufweisen als die Monomere von Panavia F2.0. TEGDMA kann leichter eluieren (Müller et al. 1997), weil es ein flexibles und kleines Molekül ist. Variolink II zeigt eine Eluation von TEGDMA, Bis-GMA und UDMA, (Altintas et al. 2008). Dabei war die Konzentration von TEGDMA statistisch höher als von UDMA und Bis-GMA. In einer anderen Studie von Obradović-Djuričić et al. wurde kein eluiertes Bis-GMA und nur eine geringere Konzentration von TEGDMA und UDMA gefunden. Diese widersprüchlichen Ergebnisse erklären sich durch unterschiedliche Lösungsmittel in den zwei genannten Studien. Die Mischung 75% Ethanol im Wasser zeigt eine größere Penetration in die Kunststoff-Matrix als Wasser (Rathbun et al., da Silva et al., Almeida et al., Pham et al., Zhang et al.) und kann die größeren Konzentrationen an Eluat in der Studie von Altintas et al. 2008 erläutern.

Unicem hat Monomere, die ursprünglich hydrophil sind und dann im Laufe der Polymerisation hydrophobisch werden. Diese spezielle Zusammensetzung erklärt wahrscheinlich auch die statistisch signifikant niedrige Elution von TEGDMA im Vergleich mit Variolink II (Altintas et al. 2012). Die in Variolink II enthaltenen Monomere BisGMA, UDMA, TEGDMA werden häufig als Restmonomere gefunden und können die größere Dimensionsänderung erklären.

Die negative Dimensionsänderung in Position L2 für Panavia F 2.0 kann durch die Hydrolyse des Füllstoffes erklärt werden, wodurch Wasser innerhalb des Kunststoffes produziert wird, was negative Werte der Löslichkeit verursacht (Örtengren et al. 2001 b, Janda et al.). Insgesamt zeigte Panavia F 2.0 eine Dimensionsstabilität bei künstlicher Alterung, da es in Positionen L1-L4 keine Veränderung gab.

Unicem zeigte in der vorliegenden Studie leicht größere Dimensionsänderung als Panavia F 2.0, was mit den Ergebnissen von Nakamura et al. 2010 übereinstimmt.

In einer Studie von Meşe et al. wurde die Lichtpolymerisation für die Aushärtung der Zemente verwendet, die einen anderen Grad der Monomer-Polymer-Umwandlung verursacht, was wiederum die Elution der Kunststoffelemente beeinflusst (Ferracane 1994, et al. 1998). Die in dieser Studie verwendete chemische Polymerisation hat wahrscheinlich auch einen Einfluss auf die Löslichkeit. Der Konversionsgrad bei autopolymerisiertem Variolink II durch einem 2,0mm dicke IPS Empress keramische Scheibe beträgt nur 43,6% des Grades des dual-härtenden Variolink II (Noronha Filho et al.). Dies wird durch eine Studie mit 7 dualhärtenden Befestigungskunststoffen bestätigt, die eine statistisch geringeren Umwandlungsgrad DC [Der Anteil an umgesetztem C=C Bindungen wird als Umwandlungsgrad, Degree of Conversion (DC) definiert] im selbsthärtenden als im dualhärtenden Modus zeigen (Arrais et al.). Oliveira et al. belegten auch, dass Variolink II zwar einen höheren DC bei erhöhter Temperatur aufweist, aber in selbsthärtender Funktion immer einen statistisch signifikant niedrigeren DC als in dualhärtenden. Dagegen konnten Obradović-Djuričić et al. keine direkte Korrelation zwischen dem DC und der Löslichkeit von Monomeren finden.

Das Adhäsiv hat eine 30- bis 150-mal höhere Wassersorption und Löslichkeit als die Kunststoffe (Mortier et al. 2004, Malacarne et al.). Dies ist bedingt durch die Abwesenheit von Füllstoffen und den hohen Anteil an hydrophilen Monomeren. Daher schlägt Mortier vor, dass die gesamte Wassersorption und Löslichkeit von Adhäsiven

und Kunststofffüllungen untersucht werden muss. Die unterschiedlichen Adhäsivsysteme weisen unterschiedliche Wassersorption und Löslichkeit auf (Ito et al. 2010, Dhanpal et al.). Die Verwendung von Variolink II enthält 3 Schritte für die Vorbehandlung mit Primer (Syntac Primer), Adhäsiv (Syntac Adhesive) und Bonding (Heliobond) und 2 Schritte für die Restauration mit Monobond-S (Silan) und Bonding (Heliobond). Panavia F2.0 ist selbstätzend und braucht einen Primer (ED Primer II) für der Stumpf und einen für die Restauration (Clearfil Ceramic Primer). Unicem benötigt kein Adhäsiv oder Primer. Die Zusammensetzung dieser Primer und Adhäsive spielt wahrscheinlich auch eine Rolle für die Löslichkeit der untersuchten Befestigungskunststoffe. Es gibt bei Variolink II 4 methacrylatbasierte Materialien, deren Löslichkeit für die Löslichkeit von Variolink II verantwortlich ist. Weiterhin hat auch das Silan einen Einfluss auf die Löslichkeit. Der übliche Haftvermittler ist ein Molekül, das Silanol (Si-OH)-Gruppen an einem Ende und Methacrylat-Gruppen (mit C=C) am anderen Ende hat. Diese Moleküle sind in der Lage, kovalente Bindungen sowohl zu Silicium-Sauerstoff Gruppen in den auf Siliciumdioxid basierenden Füllstoffen und den Methacrylat Gruppen in der Kunststoffmatrix aufzubauen (Ferracane 1995). Haftvermittler ohne Methacrylatgruppen zeigen eine höhere Löslichkeit (Karabela et al.). Leider geben die Hersteller keine präzise Information über die Zusammensetzung des Haftvermittlers, so dass der Einfluss auf die Löslichkeit unbestimmt bleibt.

Befestigungskunststoff	Primer	Adhäsive	Bonding	Restauration	Löslichkeit
Variolink II	Syntac Primer	Syntac Adhesive	Heliobond	Monobond-S (Silan)	
Panavia F2.0	ED Primer II			Clearfil Ceramic Primer	
Unicem	-	-	-		

Tab. 32 Befestigungskunststoffe und ihre Adhäsivsysteme

Chemischer Faktor	Zusammensetzung
Syntac Primer	25% Dimethacrylat (Mischung TEGDMA und Polyethylenglycoldimethacrylat (PEGDMA)) und 71% Lösungsmittel (Aceton)
Syntac Adhäsive	35% Dimethacrylat (PEGDMA) und 60% Wasser
Heliobond	59,5% Bis-GMA und 39,7% TEGDMA
Monobond-S	max 2,5% 3-Trimethoxysilylpropylmethacrylate in 50-100% Ethanol.
ED Primer II	HEMA und MDP
Clearfil Ceramic Primer	3-Trimethoxysilylpropylmethacrylat (γ -MPTS) und Ethanol

Tab. 33 Zusammensetzung von Primer, Adhäsiven und Bondings

Die Löslichkeit wird durch das ständig anwesende frische Lösungsmittel erhöht, das bezüglich gelöster Stoffe als ungesättigt gilt (Eichner et al.). In dieser Studie wurden die präparierten und restaurierten Zähne in Wasser gelagert, was jede Woche gewechselt wurde und pH-Werte zwischen 7,59 und 8,10 hatte. Wasser hat eine geringe Fähigkeit die Kunststoffe zu penetrieren. Die Zahl der Bakterien sowie die Anzahl der säureproduzierenden Bakterien wie *S. mutans* und Laktobazille in Kontakt mit dem freiliegenden Bereich des Zements beeinflusst die Abbaurrate von wasserbasierten Zementen (Mesu et al.). Es wäre also eine klinisch relevante Methode das Thermocycling mit einem Lösungsmittel zu kombinieren, das z.B. eine Mischung 75% Ethanol im Wasser enthält. Die vorliegende Studie hatte aber den Einfluss der Kaubelastung und des Thermocycling auf den Randspalt und die Löslichkeit zum Ziel, wobei nur Wasser verwendet werden kann. Es gibt bislang keine Studie, die den Einfluss von Thermocycling und mechanischer Belastung auf die Löslichkeit von Befestigungskunststoffen untersucht hat.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Kombination der chemischen Zusammensetzung, die Mischmethode, der Adhäsiv-Mechanismus und der Autopolymerisationsmodus Ursachen für die Unterschiede der Löslichkeit der

Befestigungskunststoffe sein können. Zusätzlich können die größeren marginalen Spalten bei Variolink II auch die erhöhte Löslichkeit von Variolink II erklären.

6.4 Schlussfolgerung

Die μ CT eignet sich als zerstörungsfreie Prüfmethode, die sowohl die marginale Integrität als auch die Dimensionsänderung von Befestigungskunststoffen messen konnte. Der zeitliche und kostenintensive Aufwand, die notwendige aber auch zeitaufwändige Einarbeitung in die Evaluation von μ CT Aufnahmen, die Notwendigkeit von Vorversuchen und die Adaptation der Software sind Aspekte, die man vor einer Studie mittels μ CT berücksichtigen muss. Die μ CT hat im Vergleich zu den herkömmlichen Evaluationsmethoden ein großes Potenzial.

Von den drei Befestigungskunststoffen hat Panavia F 2.0 die beste marginale Passung und die geringste Löslichkeit gezeigt, dicht gefolgt von Unicem. Variolink II zeigte die schlechtesten Werte sowohl für die Randpassung als auch für die Löslichkeit. Eine direkte Vergleichbarkeit zu ähnlichen Studien ist nicht immer möglich, da bislang die μ CT oft ohne zementierte Rekonstruktionen angewendet wurde. Die Übertragung dieser in vitro Ergebnisse auf die klinische Anwendung sollte daher mit Zurückhaltung erfolgen.

7 Literaturverzeichnis

Abbate MF, Tjan AH, Fox WM.

Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.

J Prosthet Dent 1989;61(5):527-531.

Abdalla AI, Davidson CL.

Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements.

Am J Dent 2000;13(2):77-80.

Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH.

Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers.

J Dent. 2012;40(8):670-677.

Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G.

Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro.

J Dent 2002;30(1):53-58.

Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD.

Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs.

J Prosthodont 2006;15(3):155-63.

Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC.

Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT.

J Prosthodont. 2015 Jul;24(5):381-386.

Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JG, da Silva EM.

The effect of mouthrinses on salivary sorption, solubility and surface degradation of a nanofilled and a hybrid resin composite.

Oper Dent 2010;35(1):105-111.

Altintas SH, Usumez 2.

Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2008;86(2):523-529.

Altintas SH, Usumez A.

Evaluation of TEGDMA leaching from four resin cements by HPLC.

Eur J Dent 2012;6(3):255-262.

American Dental Association. Reports of councils and bureaus. Revised American National Standard Institute/American Dental Association specification no. 8 for zinc phosphate cement. Journal of American Dental Association 1978;96:121.

Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F.

3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions.

J Prosthodont. 2014;23(8):610-617.

Arbeitsgruppe. Qualitätssicherung in der Zahnmedizin.

1998: Studienhandbuch: Denfinitionsphase. Würzburg.

Arima T, Murata H, Hamada T.

The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin.

J Oral Rehabil 1996;23(7):476-480.

Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M.

Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems.

J Dent 2008;36(6):418-426.

Asmussen E.

Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers.
Scand J Dent Res 1982;90(6):490-496.

Assif D, Antopolski B, Helft M, Kaffe I.

Comparison of methods of clinical evaluation of the marginal fit of complete cast gold crowns.

J Prosthet Dent 1985;54(1):20-24.

Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR.

Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses.

J Prosthet Dent 2009;101:239-247.

Bader JD, Rozier RG, McFall WT Jr, Ramsey DL.

The Effect of Crown Receipt on Measures of Gingival Status.

J Prosthet Dent 1991;65(1):75-79.

Bakopoulou A., Papadopoulos T., Garefis P.

Molecular Toxicology of Substances Released from Resin-Based Dental Restorative Materials.

Int J Mol Sci 2009; 10(9): 3861–3899.

Baldissara P, Baldissara S, Scotti R.

Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification.

Int J Prosthodont 1998;11(6):591-594.

Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S.

Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems.

J Prosthet Dent 2005;93:346-355.

Bates JF, Stafford GD, Harrison A.

Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency.

J Oral Rehabil 1976;3(1):57-67.

Baumann MA, Doll GM.

Spatial reproduction of the root canal system by magnetic resonance microscopy.

J Endod 1997;23(1):49-51.

Beatty MW, Swartz ML, Moore BK, Phillips RW, Roberts TA.

Effect of crosslinking agent content, monomer functionality, and repeat unit chemistry on properties of unfilled resins.

J Biomed Mater Res 1993;27(3):403-413.

Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G.

Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems.

Dent Mater 2004;20(2):191-197.

Bellenger V, Verdu J, Morel E.

Structure-properties relationships for densely cross-linked epoxide-amine systems based on epoxide or amine mixtures

J Mat Sch 1989;(24(1):63-68.

Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA.

Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp.

J Oral Pathol 1982;11:439-450.

Beschnidt SM, Strub JR.

Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth.

J Oral Rehabil 1999;26(7):582-593.

Besimo C, Jeger C, Guggenheim R.

Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques.

Int J Prosthodont 1997;10(6):541-546.

Bhowmik H, Parkhedkar R.

A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them.

J Adv Prosthodont 2011;3(4):196-203.

Bieniek KW.

Randspaltbreiten bei aktuellen Vollkeramikronensystemen.

Phillip Journal 1993; 5: 223.

Bindl A, Mörmann WH.

Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns.

Eur J Oral Sci 2003;111(2):163-169.

Bindl A, Mörmann WH.

Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations.

J Oral Rehabil 2005;32(6):441-447.

Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P.

An In Vivo Evaluation of Fit of Zirconium-Oxide Based Ceramic Single Crowns, Generated with Two CAD/CAM Systems, in Comparison to Metal Ceramic Single Crowns.

J Prosthodont 2013;22(1):36-41.

Björn AL, Björn H, Grkovic B.

Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns.

Odontol Revy 1970;21(3):337-346.

Black S, Amoores JN.

Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns.

Physiol Meas 1993;14(3):387-392.

Blatz MB, Sadan A, Kern M.

Resin-ceramic bonding: a review of the literature.

J Prosthet Dent 2003;89(3):268-274.

Boeckler AF, Stadler A, Setz JM.

The Significance of Marginal Gap and Overextension Measurement in the Evaluation of the Fit of Complete Crowns.

J Contemp Dent Pract 2005;6(4):26-37.

Boeckler AF, Rincken J, Rös M.

Fit of crowns and clinical evaluation by dentists and technicians.

Int Poster J Dent Oral Med 2006, Vol 8 No 04, Poster 333

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH.

Clinical fit of Procera AllCeram crowns.

J Prosthet Dent 2000;84(4):419-424.

Böning K, Wolf B, Schmidt A, Kästner K, Walter M.

Klinische Randspaltmessungen an Procera AllCeram-Kronen.

Dtsch Zahnärztl Z 2000;55:97-100.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á.

Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures.

Dent Mater 2011;27(11):1119-1126.

Borges G, Faria J, Agarwal P, Spohr A, Correr-Sobrinho L, Miranzi B.

In Vitro Marginal Fit of Three All-Ceramic Crown Systems Before and After Cementation.

Oper Dent. 2012 May 21. [Epub ahead of print]

Böttger H, Rosenbauer KA, Pospiech P.

Scanning electron microscope comparison of blended and non-blended metal crowns and Dicor glass ceramic crowns.

ZWR. 1988;97(5):445-450.

Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M.

The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns.

Quintessence Int 2007;38(7):425-32.

Bowen RL (1963).

Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations.

J Am Dent Assoc 1963;66:57-64.

Braden M, Pearson GJ.

Analysis of aqueous extract from filled resins.

J Dent 1981;9(2):141-143.

Braden M, Clarke RL.

Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. I.

Proprietary materials.

Biomaterials 1984;5(6):369-372.

Braden M.

Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. II.

Experimental materials.

Biomaterials 1984;5(6):373-375.

Braden M, Davy KW.

Water absorption characteristics of some unfilled resins.

Biomaterial 1986;7(6):474-5.

Bronson MR, Lindquist TJ, Dawson DV.

Clinical acceptability of crown margins versus marginal gaps as determined by pre-doctoral students and prosthodontists.

J Prosthodont 2005;14(4):226-232.

Buchalla W, Attin T, Hellwig E.

Brushing abrasion of luting cements under neutral and acidic conditions.

Oper Dent 2000;25:482-487.

Canay S, Hersek N, Ertan A.

Effect of different acid treatments on a porcelain surface.

J Oral Rehabil. 2001;28(1):95-101.

Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H.

Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns.

Quintessence Int 1989;20:189-193.

Christensen GJ.

Marginal fit of gold inlay castings

J Prosthet Dent 1966;16(2):297-305.

Cho L, Song H, Koak J, Heo S.

Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design.

J Prosthet Dent 2002;88(4):388-395.

Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ.

Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns.

J Prosthet Dent. 2004;91(6):554-560

Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK.

Volumetric dimensional change of six direct core materials.

Dent Mater 2004;20(4):345-351.

Cox CF, Keall CL, Keall HJ, Ostro E, Bergenholtz G.
Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps.
J Prosthet Dent 1987;57:1–8.

Cvar JF, Ryge G.
Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials.
San Francisco, US Public Health Service Publ. No.790-244, USGPO; 1971.

da Silva EM, Gonçalves L, Guimarães JG, Poskus LT, Fellows CE.
The diffusion kinetics of a nanofilled and a midifilled resin composite immersed in
distilled water, artificial saliva, and lactic acid.
Clin Oral Investig 2011;15(3):393-401.

De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr.
Functional occlusal forces: an investigation by telemetry.
J Prosthet Dent 1978;40(3):326-333.

Dedmon HW.
Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings.
Oper Dent 1982;7(3):97-101.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ.
The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers.
Dent Mater 2004;20(5):457-462.

Della Bona A, Kelly JR.
The clinical success of all-ceramic restorations.
J Am Dent Assoc 2008;139:8–13.

DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR.
The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation.
Dent Mater 1985;1(6):238-242.

DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR.

The wear of dental porcelain in an artificial mouth.

Dent Mater 1986;2(5):214-219.

Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA.

Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique.

Eur J Dent. 2014;8(4):437-444.

Denissen H, Dozic'A, van der Zel J, van Waas M.

Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays.

J Prosthet Dent 2000;84:506-513.

Dhanpal P, Yiu CK, King NM, Tay FR, Hiraishi N.

Effect of temperature on water sorption and solubility of dental adhesive resins.

J Dent 2009;37(2):122-132.

Diaz-Arnold AM, Arnold MA, Williams VD.

Measurement of water sorption by resin composite adhesives with near-infrared spectroscopy.

J Dent Res 1992;71(3):438-442.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR.

Current status of luting agents for fixed prosthodontics.

J Prosthet Dent 1999;81(2):135-141.

Donath K., Roth K.

Histologisch-morphologische Studie zur Bestimmung des cervicalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen

Z. Stomatol 1987;84:53-73.

Drummond JL, Novickas D, Lenke JW.

Physiological aging of an all-ceramic restorative material.

Dent Mater 1991;7(2):133-137.

Eichner K, Lautenschlager EP, Von Radnoth M.

Investigation concerning the solubility of dental cements.

J Dent Res 1968;47(2):280-285.

Eichner K.

Crown margin and parodont [Kronenrand und Parodontium].

Dtsch Zahnärztl Z 1989;44:737-742.

Eisenburger M, Addy M, Roßbach A.

Acidic solubility of luting cements.

Journal of Dentistry 2003;3:137–142.

Emtiaz S, Goldstein G.

Effect of die spacers on precementation space of complete-coverage restorations.

Int J Prosthodont 1997;10(2):131-135.

Eramo S, Urbani G, Sfasciotti GL, Brugnoletti O, Bossù M, Polimeni A.

Estrogenicity of bisphenol A released from sealants and composites: a review of the literature.

Ann Stomatol (Roma) 2010;1(3-4):14-21.

Erpenstein H, Kerschbaum T, Fischbach H.

Retention period and clinical findings of fixed restorations.

Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:315-319.

Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW.

Alternative interpretations of water sorption values of composite resins.

J Dent Res 1985;64(1):78-80.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL

Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion.

J Dent Res 1990;69(1):36-39.

Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP.

Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.

J Prosthet Dent 1991;65(3):357-364.

Ferrairo BM, Piras FF, Lima FF, Honório HM, Duarte MAH, Borges AFS, Rubo JH.

Comparison of marginal adaptation and internal fit of monolithic lithium disilicate crowns produced by 4 different CAD/CAM systems.

Clin Oral Investig 2021;25(4):2029-2036.

Ferracane JL, Condon JR.

Rate of elution of leachable components from composite.

Dent Mater 1990;6(4):282-287.

Ferracane JL, Marker VA.

Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites.

J Dent Res 1992;71: 13-19.

Ferracane JL.

Elution of leachable components from composites.

J Oral Rehabil 1994;21:441-452.

Ferracane JL

Current trends in dental composites.

Crit Rev Oral Biol Med 1995;6(4):302-318.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR.

In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling.

J Biomed Mater Res 1998;42(3):465-472.

Ferracane JL.

Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks.

Dent Mater 2006;22(3):211-222.

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ.

Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations.

J Oral Rehabil 2011;38(4):295-314.

Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JG, Silva EM.

A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements.

J Appl Oral Sci 2010;18(5):442-446.

Finer Y, Santerre JP.

The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation.

J Biomed Mater Res A 2004;69(2):233-246.

Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R.

The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study.

Dent Mater 1985;1(5):197-199.

Food and Drug Administration.

FDA Guidelines for Chemistry and Technology Requirements of Indirect Additive Petitions,

Washington, DC: FDA, March, 1976.

Fukazawa M, Matsuya S, Yamane M.

The mechanism for erosion of glass-ionomer cements in organic-acid buffer solutions.

J Dent Res 1990;69(5):1175-1179.

Gao F, Matsuya S, Ohta M, Zhang J.

Erosion process of light-cured and conventional glass ionomer cements in citrate buffer solution.

Dent Mater J ;16(2):170-179.

Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G.
Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure.
Int J Prosthodont 2004;17(2):218-223.

Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB.
The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations.
J Prosthet Dent 2004;92(1):1-7.

Gegauff AG, Rosenstiel SF.
Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation.
J Prosthet Dent 1989;61(6):655-658.

Gemalmaz D, Ozcan M, Yoruç AB, Alkumru HN.
Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation.
J Oral Rehabil 1997;24(9):646-651.

Gemalmaz D, Pameijer CH, Latta M, Kuybulu F, Alcan T.
In vivo disintegration of four different luting agents.
Int J Dent 2012;2012:831508.

Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM.
Water sorption and water solubility of current luting cements: an in vitro study.
Quintessence Int 2008;39(3):e107-114.

Geurtsen W.
Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements.
Eur J Oral Sci 1998;106(2 Pt 2):687-695.

Geurtsen W, Spahl W, Muller K, Leyhausen G.
Aqueous extracts from dentin adhesives contain cytotoxic chemicals.
J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 1999;48:772-777.

Goldman M, Laosonthorn P, White RR.
Microleakage--full crowns and the dental pulp.
J Endod 1992;18(10):473-475.

Gölz J.
Zur Praktikabilität von zirkulären Randspaltnmessungen an vollkeramischen Kronen im
Rasterelektronenmikroskop.
Dissertation, 2006.

Göpferich A.
Mechanisms of polymer degradation and erosion.
Biomaterials 1996; 17: 103–114.

Gorodovsky S, Zidan O.
Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements.
J Prosthet Dent 1992;68:269-274.

Grasso J, Nalbandian J, Sanford C, Bailit H.
Effect of restoration quality on periodontal health.
J Prosthet Dent 1985;53(1):14-19.

Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H.
Reliability of measurements of the marginal crown gap
[Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltnmessungen an Einzelkronen].
Dtsch Zahnärztl Z 1998;53:260-265.

Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H.
Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for
practical in-vitro testing.
J Prosthet Dent 2000;83(1):40-49.

Gu XH, Kern M.

Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions.

Int J Prosthodont 2003;16(2):109-116.

Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W.

Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro.

J Dent Res 1998;77(1):60-67.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H.

In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years.

J Dent Res 2000;79(6):1385-1391.

Hayashi M, Wilson NH, Watts DC.

Quality of marginal adaptation evaluation of posterior composites in clinical trials.

J Dent Res 2003;82(1):59-63.

Hayashi M, Wilson NH, Ebisu S, Watts DC.

Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies.

J Dent 2005;33(8):669-674.

Hickel R, Manhart J.

Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure.

J Adhes Dent 2001;3(1):45-64.

Hill EE, Lott J.

A clinically focused discussion of luting materials.

Aust Dent J 2011;56(1):67-76.

Hirasawa T, Hirano S, Hirabayashi S, Harishima I, Aizawa M.

Initial dimensional changes of composite in wet and dry conditions.

J Dent Res 1983;62: 28-31.

Hofmann N, Renner J, Hugo B, Klaiber B.

Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation.

J Dent 2002;30(5-6):223-232.

Hoffmann M., Laufer H.

Die Schädigungen der Weichgewebe durch festsitzenden Zahnersatz, besonders des marginalen Parodontiums, und Vorschläge zu ihrer Verhütung.

Zahnärztl. Rdsch 1960; 69:243-250.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sullk WD.

Considerations in measurement of marginal fit.

Journal of Prosthetic Dentistry 1989;62:405-408.

Huang C, Tay FR, Cheung GS, Kei LH, Wei SH, Pashley DH.

Hygroscopic expansion of a compomer and a composite on artificial gap reduction.

J Dent 2002;30(1):11-19.

Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP.

Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown.

J Prosthet Dent 1990;63(1):26-31.

Hunter AJ, Hunter AR.

Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations.

J Prosthet Dent 1990;64(6):636-642.

Inoue K, Hayashi I.

Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins.

J Oral Rehabil 1982;9:493-467.

International Organization for Standardization. Specification for Dentistry-Resin-based filling materials, ISO 4049, 1988

International Organization for Standardization. ISO 9917 Dental water-based dental cements, Geneva, Switzerland; 1991

International Organization for Standardization. ISO 4049, Dentistry – Polymer-based filling, Restorative and Luting Materials, Third Edition, 2000. Geneva: ISO 4049:18-21.

International Organization for Standardization. ISO 4049 Dentistry—polymer-based filling, restorative and luting materials. 2009

International Organization for Standardization. ISO 9917–1 Dentistry—water-based cements—Part 1: Powder/liquid acid-base cements. 2007

Irie M, Suzuki K, Watts DC.

Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength.

Dent Mater 2002;18(3):203-210.

Ishida H.

Interfacial reactions in polymeric composites.

Kluwer Academic Amsterdam 1993:169

Isenberg BP, Essig ME, Leinfelder KF.

Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations.

J Esthet Dent 1992;4(5):173-176.

Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH.

Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity.

Biomaterials 2005;26(33):6449-6459.

Ito S, Hoshino T, Iijima M, Tsukamoto N, Pashley DH, Saito T.

Water sorption/solubility of self-etching dentin bonding agents.

Dent Mater 2010;26(7):617-626.

Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S.
Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion.
Oper Dent. 1998 Mar-Apr;23(3):132-137.

Jacobs MS, Windeler AS.
An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap.
J Prosthet Dent 1991;65:436-442.

Jäger K, Graber G, Schruft L.
Aufbau und Test einer Messkette zur Kaukraftmessung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989;99: 670-675.

Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P.
Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration
marginal accuracy compared to stereomicroscopy.
J Prosthet Dent 2005;93(2):138-142.

Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann S.
Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;82(2):545-551.

Janenko C, Smales RJ.
Anterior crowns and gingival health.
Aust Dent J 1979;24(4):225-230.

Jorgensen K.
Factors Affecting the Film Thickness of Zinc Phosphate Cements.
Acta Odont Scand 1960;18(4):479-90 .

Kalachandra S.
Influence of fillers on the water sorption of composites.
Dent Mater 1989;5(4):283-288.

Kalachandra S, Wilson TW.

Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials.

Biomaterials 1992;13(2):105-109.

Kappert HF, Altvater A.

Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken.

Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:151-153.

Karabela MM, Sideridou ID.

Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites.

Dent Mater 2008;24(12):1631-1639.

Kawai K, Isenberg BP, Leinfelder KF.

Effect of gap dimension on composite resin cement wear.

Quintessence Int 1994;25(1):53-58.

Kelly JR, Davis SH, Campbell SD.

Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses.

J Prosthet Dent 1989;61(3):368-373.

Kern M, Schaller H-G, Strub JR.

Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo.

Int J Prosthodont 1993;6:585-591.

Kerschbaum T, Voss R.

Practical efficacy of crowns and inlays.

Dtsch Zahnärztl Z 1981;36(4):243-249.

Kerschbaum T., Mentler-Koeser M., Stender E.

Quality control with the dental probe?

Zahnärztl Mitt 1990;80(20):2200-2210.

Kerschbaum T, Porschen C.

Marginal gap and quality of cast crowns from five dental laboratories.

Dtsch Zahnärztl Z 1998;53:620-623.

Kerschbaum T, Faber F.

Marginal fit of crowns from foreign countries.

Zahnärztl Mitt 2001;91:44-46.

Keyf F, Anil N

The effect of margin design on the marginal adaptation of temporary crowns.

J Oral Rehabil 1994;21(4):367-371.

Kidd EA.

Microleakage: a review.

J Dent 1976;4(5):199-206.

Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW.

Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT

J Prosthet Dent. 2016;116(4):551-557.

Knobloch LA, Kerby RE, McMillen K, Clelland N.

Solubility and sorption of resin-based luting cements.

Oper Dent 2000;25(5):434-440.

Knoernschild KL, Campbell SD.

Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures.

J Prosthet Dent 2000;84(5):492-498.

Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P.
Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I
system.

J Oral Rehabil 2005;32(10):753-758.

Kosyfaki P, del Pilar Pinilla Martín M, Strub JR.

Relationship between crowns and the periodontium: a literature update.

Quintessence Int 2010;41(2):109-126.

Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R.

Adhesive luting of indirect restorations.

Am J Dent 2000;13(Spec No):60D-76D.

Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G.

X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal
fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study.

Int J Prosthodont 2012;25(2):170-172.

Krejci I, Mueller E, Lutz F.

Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns.

J Dent Res 1994;73(6):1228-1232.

Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H.

Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching.

J Oral Rehabil 1999;26(12):932-935.

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G.

Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite
resins and dentin adhesives.

Oper Dent 1987;12(2):53-78.

Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K.

Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins.

J Clin Periodontol 1983;10(6):563-578.

Larson TD.

The clinical significance of marginal fit.

Northwest Dent. 2012 Jan-Feb;91(1):22-29. Review

Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G.

Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method.

J Oral Rehabil 2008;35(2):116-122.

Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH.

Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths.

J Oral Rehabil 1998;25(8):575-588.

Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK.

In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents.

J Prosthet Dent 1998;80(6):699-707

Lekatou A., Faidi SE, Ghidaoui D., Lyon SB, Newman RC.

Effect of water and its activity on transport properties of glass/epoxy particulate composites

Composites 1997;28A:223-236.

Lin BA, Jaffer F, Duff MD, Tang YW, Santerre JP.

Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation.

Biomaterials. 2005 Jul;26(20):4259-4264.

Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH

Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro.

J Dent 2012;40(3):202-209.

Liu XS, Zhang XH, Rajapakse CS, Wald MJ, Magland J, Sekhon KK, Adam MF, Sajda P, Wehrli FW, Guo XE.

Accuracy of high-resolution in vivo micro magnetic resonance imaging for measurements of microstructural and mechanical properties of human distal tibial bone.

J Bone Miner Res 2010;25(9):2039-2050.

Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A.

An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing.

Int J Prosthodont 2004;17(6):680-685.

Mair LH.

Surface permeability and degradation of dental composites resulting from oral temperature changes.

Dent Mater 1989;5(4):247-255.

Mair LH.

The silver sorption layer in dental composites: three year results.

Dent Mater 1999;15(6):408-412

Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, Yiu CK, Carrilho MR.

Water sorption/solubility of dental adhesive resins.

Dent Mater 2006;22(10):973-980.

Marom, G.

Polymer permeability.

Elsevier Applied Science 1985;:341-349

Manhart J, Chen H, Hamm G, Hick

Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition.

Oper Dent 2004;29(5):481-508.

Marghalani HY.

Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements.

Dent Mater 2012;28(10):e187-198.

Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G.

Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns.

Am J Dent 2012;25(2):67-72.

May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.

Precision of fit: the Procera AllCeram crown.

J Prosthet Dent 1998;80(4):394-404.

Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Rooney FR, Capon RJ.

Long-term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resinmodified glass ionomer cement.

J Biomed Mater Res 2002;63:299–305.

McKinney JE, Wu W.

Chemical softening and wear of dental composites.

J Dent Res 1985;64:1326-1331.

McLean JW, von Fraunhofer JA.

The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.

Br Dent J 1971;131:107–111.

McLean JW.

Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice.

Br Dent J 1972;132(1):9-15.

McLean JW, Wilson AD.

Butt joint versus bevelled gold margin in metalceramic crowns.

J Biomed Mater Res 1980;14(3):239-250.

Meiners H.

Prophylaxe und Werkstoffkunde

Zahnärztl. Welt 1985;94:792-798.

Meşe A, Burrow MF, Tyas MJ.

Sorption and solubility of luting cements in different solutions.

Dent Mater J 2008;27(5):702-709.

Mesu FP.

Degradation of luting cements measured in vitro.

J Dent Res 1982;61(5):665-672.

Mesu FP, Reedijk T.

Degradation of luting cements measured in vitro and in vivo.

J Dent Res 1983;62(12):1236-1240.

Michelsen VB, Lygre H, Skålevik R, Tveit AB, Solheim E.

Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials.

Eur J Oral Sci 2003;111(3):263-271.

Milutinovic-Nikolic AD, Medic VB, Vukovic ZM.

Porosity of different dental luting cements.

Dent Mater 2007;23(6):674-678.

Mitchell CA, Douglas WH.

Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements.

Biomaterials 1997;18(16):1127-1131.

Mitchell CA, Pintado MR, Geary L, Douglas WH.

Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation.

J Prosthet Dent 1999;81(6):668-677.

Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH.

Nondestructive, in vitro quantification of crown margins.

J Prosthet Dent 2001;85(6):575-584.

Mitchem JC, Gronas DG.

Clinical evaluation of cement solubility.

J Prosthet Dent 1978;40(4):453-456.

Mitsas T, Kopsahilis N, Erdelt K, Peroz I.

Non-Invasive Evaluation of the Solubility of Three Resin Cements

PER/IADR Congress;Helsinki 2012:Final Presentation ID: 128

Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE.

Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice.

Int Dent J 2000;50:362–366.

Mohsen NM, Craig RG.

Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites.

J Oral Rehabil 1995;22(3):213-220.

Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H.

Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings.

Dent Mater 2011;27(12):1273-1278.

Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS.

Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint.

Dent Mater 1996;12(4):245-249.

Monobond-S Safety data sheet according to 1907/2006/EC, Article 31

Moore JA, Barghi N, Brukl CE, Kaiser DA.

Marginal distortion of cast restorations induced by cementation.

J Prosthet Dent 1985;54(3):336-340.

Mörmann W, Krejci I.

Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation.

Quintessence Int 1992;23(2):109-115.

Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T, Attin T.

Effect of two self-adhesive cements on marginal adaptation and strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns.

J Prosthodont 2009;18(5):403-410.

Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM.

Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material.

Oper Dent 2004;29(6):669-676.

Mortier E, Gerdolle DA, Dahoun A, Panighi MM.

Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behavior in restorative polymers.

Am J Dent 2005;18(3):177-181.

Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H.

Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique.

J Prosthet Dent. 2014;112(2):249-256.

Müller N, Pröschel P.

Kronenrand und parodontale Reaktion

Dtsch Zahnartl Z 1994;49:30-36.

Müller H, Olsson S, Söderholm KJ.

The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites.

Eur J Oral Sci 1997;105(4):362-368.

Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E.

Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light.

Eur. J. Oral Sci 2000;108:341-345.

Musanje L, Darvell BW.

Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials.

Dent Mater 2003;19(5):414-422.

Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T.

In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns.

Int J Prosthodont 2000;13(3):189-193.

Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K.

Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns.

Int J Prosthodont 2003;16(3):244-248.

Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H.

Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement.

J Prosthodont Res 2010;54(2):59-64.

Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ.

Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique.

J Prosthet Dent. 2014;112(5):1134-1140.

Nomoto R, McCabe JF.

A simple acid erosion test for dental water-based cements.

Dent Mater 2001;17(1):53-59.

Nomoto R, Uchida K, Momoi Y, McCabe JF.

Erosion of water-based cements evaluated by volumetric and gravimetric methods.

Dent Mater 2003;19(3):240-244.

Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S.

Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement.

Dent Mater 2004;20(10):972-978 .

Obradović-Djuričić K., Medić V., Radišić M., Laušević M.

Correlation between the degree of conversion and the elution of leachable components from dental resin-based cements.

Serb. Chem. Soc 2011;76(9):1307–1323.

Oilo G.

Biodegradation of dental composites/glass-ionomer cements.

Adv Dent Res 1992;6:50-54.

Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH.

Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength.

Oper Dent 2002;27(3):289-296.

Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertress A, Pedraza V, Soto AM, Sonnenschein C.

Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry.

Environ Health Perspect 1996;104:298–305.

Olivera AB, Saito T.

The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns.

J Prosthodont 2006;15(4):243-249.

Oliveira M, Cesar PF, Giannini M, Rueggeberg FA, Rodrigues J, Arrais CA. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions.

Oper Dent 2012;37(4):370-379.

Örtengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S.

Water sorption and flexural properties of a composite resin cement.

Int J Prosthodont 2000;13(2):141-147.

Örtengren U.

On composite resin materials. Degradation, erosion and possible adverse effects in dentists.

Swed Dent J Suppl 2000;(141):1-61.

Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S.

Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials.

J Dent 2001;29(1):35-41 a.

Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE.

Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment.

J Oral Rehabil 2001;28(12):1106-1115b.

Osborne JW, Swartz ML, Goodacre CJ, Phillips RW, Gale EN.

A method for assessing the clinical solubility and disintegration of luting cements.

J Prosthet Dent 1978;40(4):413-417.

Osman SA, McCabe JF, Walls AW.

Film thickness and rheological properties of luting agents for crown cementation.

Eur J Prosthodont Restor Dent. 2006;14(1):23-27.

Oysaed H, Ruyter IE. a

Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth.

J Dent Res 1986;65(11):1315-1318.

Oysaed H, Ruyter IE. b

Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions.

J Biomed Mater Res 1986;20(2):261-271.

Park JK, Yun DI, Hur B, Kim HI, Kwon YH.

Influence of blue laser on water sorption and solubility of flowable resins.

Photomed Laser Surg 2010;28(6):779-784.

Pearson GJ, Longman CM.

Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system.

J Oral Rehabil 1989;16(1):57-61.

Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G.

Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings.

Eur J Esthet Dent 2009;4(3):278-292.

Pelka, M.

Elution parameters and HPLC-detection of single components from resin composite.

Clin. Oral Invest 1999;3:194-200.

Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S

In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns.

J Prosthet Dent 1994;72(6):585-590.

Peroz I, Mitsas T, Erdelt K, Kopsahilis N.

Marginal adaptation of lithium disilicate ceramic crowns cemented with three different resin cements.

Clini Oral Investig 2018 Apr 17.

Peumans M, Voet M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Ende A, Van Meerbeek B.
Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays.
Clin Oral Investig 2012 Jun 17.

Pham DC., Ferracane JL.
Early elution of uncured components from light-activated composites.
Journal of Den Res 1989; 68, 207 (Abstract No. 205)

Pilo R, Cardash HS, Baharav H, Helft M.
Incomplete seating of cemented crowns: a literature review.
J Prosthet Dent 1988;59(4):429-433.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH.
A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns.
Clin Oral Implants Res 2007;18(3):73-85.

Plueddemann EP.
Silane Coupling Agents.
Plenum Press, New York.1982:88

Pluim LJ, Arends J.
The relation between salivary properties and in vivo solubility of dental cements.
Dent Mater 1987;3(1):13-18.

Prakki A, Cilli R, Mondelli RF, Kalachandra S, Pereira JC.
Influence of pH environment on polymer based dental material properties.
J Dent 2005;33(2):91-98.

Prati C, Fava F, Di Gioia D, Selighini M, Pashley DH.
Antibacterial effectiveness of dentin bonding systems.
Dent Mater 1993;9(6):338-343.

Proussaefs P.

Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: effect of cement.

J Prosthodont 2004;13(1):36-41.

Quante K, Ludwig K, Kern M.

Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology.

Dent Mater 2008;24(10):1311-1315.

Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA.

Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation.

J Prosthet Dent. 2004;92(3):250-257.

Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT.

In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns.

J Contemp Dent Pract 2008;9(2):25-32.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE.

The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study.

J Prosthet Dent 2006;96(4):237-244.

Rappold AP, Ripps AH, Ireland EJ.

Explorer sharpness as related to margin evaluations.

Oper Dent 1992;17(1):2-6.

Rathbun MA, Craig RG, Hanks CT, Filisko FE.

Cytotoxicity of a BIS-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents.

J Biomed Mater Res 1991;25(4):443-457.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P.

Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems.

Eur J Oral Sci 2005;113(2):174-179.

Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U.

Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique.

Clin Oral Investig 2011;15(4):521-526.

Reis AF, Giannini M, Pereira PN.

Influence of water-storage time on the sorption and solubility behavior of current adhesives and primer/adhesive mixtures.

Oper Dent 2007;32(1):53-59.

Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio A.

Overview of Clinical Alternatives to Minimize the Degradation of the Resin-dentin Bonds.

Oper Dent. 2013 Mar 25. [Epub ahead of print]

Rekow D, Thompson VP.

Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing.

Proc Inst Mech Eng H 2005;219(4):233-243.

Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R.

In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures.

Open Dent J. 2018 Feb 22;12:160-172.

Richter WA, Ueno H.

Clinical evaluation of dental cement durability.

J Prosthet Dent 1975;33(3):294-299.

Rinke S, Hußls A, Jahn L.

Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns.

Int J Prosthodont 1995;8:303-310.

Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS.

Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors.

J Prosthet Dent 2012;108(5):310-315.

Rizonaki M, Jacquet W, Bottenberg P, Depla L, Boone M, J De Coster P

Evaluation of marginal and internal fit of lithium disilicate CAD-CAM crowns with different finish lines by using a micro-CT technique.

J Prosthet Dent 2021 Online ahead of print.

Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S.

Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method.

Minerva Stomatol 2009;58(3):61-72.

Rosenstiel SF, Gegauff AG.

Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic seating methods.

J Am Dent Assoc 1988;117:845-848.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ.

Dental luting agents: A review of the current literature.

J Prosthet Dent 1998;80(3):280-301.

Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G.

Approach for valuating the significance of laboratory simulation.

J Dent 2008;36(12):1048-1053

Roulet JF, Wälti C.

Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement.

J Prosthet Dent 1984;52(2):182-189.

Rueggeberg FA, Craig RG.

Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite.

J Dent Res 1988;67(6):932-937.

Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ.

Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns.

J Dent 2010;38(12):995-1000.

Ryge G, Snyder M.

Evaluating the clinical quality of restorations.

J Am Dent Assoc 1973;87(2):369-377.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz Hämmerle CH.

Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up.

Quintessence Int 2006;37(9):685-693.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH.

Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures.

Int J Prosthodont 2007;20(4):383-388.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH.

A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses.

Clin Oral Implants Res 2007;18 (3):86-96.

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR.

The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation.

Dent Mater 1986;2(6):235-240.

Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N.

A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations.

J Prosthet Dent 1995;73(5):457-463.

Sankarapandian M, Shobha HK, Kalachandra S, McGrath JE, Taylor DF.

Characterization of some aromatic dimethacrylates for dental composite applications.

J Mater Sci Mater Med 1997;8(8):465-468.

Santerre JP, Shajii L, Leung BW.

Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products.

Crit Rev Oral Biol Med 2001;12(2):136-151.

Scharnagl P.

Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit bei der in vitro Belastungsprüfung dentaler Restaurationen im „Regensburger Kausi-mulator.“ Untersuchung am Beispiel vollkeramischer InCeram- Brücken.

Thesis, University of Regensburg Dissertation 1998, Regensburg

Schmeiser R, Gülzow HJ.

The influence of luting cements on the fermentation of sucrose by oral microorganisms.

J Dent 1999;27(1):37-41.

Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y.
Effect of gap dimension on wear resistance of luting agents.
Am J Dent 1995;8(3):149-151.

Schwartz I.
A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations.
J Prosthet Dent 1986;56:279-283.

Schwickerath H.
Marginal cleft and solubility.
Dtsch Zahnärztl Z 1979;34:664–669.

Seo D, Yi Y, Roh B.
The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns.
J Dent 2009;37(5):374-382.

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G.
Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins.
Biomaterials 2003;24(4):655-665.

Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECh.
Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol
Dent Mater 2008;24(8):1131-1136.

Silness J.
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges.
J Periodontal Res 1970;5(1):60-68.

Söderholm KJ.

Leaking of fillers in dental composites.

J Dent Res 1983;62:126-130.

Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M.

Hydrolytic degradation of dental composites.

J Dent Res 1984;63(10):1248-1254.

Söderholm KJ.

Filler leachability during water storage of six composite materials.

Scand J Dent Res 1990;98(1):82-88.

Söderholm KJ, Mukherjee R, Longmate J.

Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva.

J Dent Res 1996;75(9):1692-1699.

Söderholm KJ, Mariotti A.

BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe?

J Am Dent Assoc 1999;130(2):201-209.

Sorensen JA.

A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems.

J Prosthet Dent 1989;62(3):264-269.

Sorensen SE, Larsen IB, Jörgensen KD.

Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins.

Scand J Dent Res 1986;94(2):109-114.

Sorensen JA.

A standardized method for determination of crown margin fidelity.

J Prosthet Dent 1990;64(1):18-24.

Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W.

Eine Untersuchung zum restmonomer und Additivagehalt verschiedener lichthartender Hybridkomposite

Dtsch Zahnarztl Z 1991;46(7):471-475.

Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W.

Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry.

J Dent 1998;26(2):137-145.

Spiekermann H.

The marginal fit of crowns and bridges.

Dtsch Zahnarztl Z 1986;41(10):1015-1019.

Stannard JG, Sornkul E.

Demineralization resistance and tensile bond strength of four luting agents after acid attack.

Int J Prosthodontics 1989;2:467-473.

Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR.

Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems.

Br Dent J 2004;196(12):766-770.

Strub JR, Lehner C, Sidler P.

Electron microscopic margin-fissure analysis of the proximal area of gold inlays. An in vivo study.

Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1982;92(9):746-750.

Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JF

Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines.

Int J Prosthodont 2003;16(3):229-232.

Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT.

A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns.

Int J Prosthodont 1997;10:478-484.

Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF.

Influence of finish-line geometry on the fit of crowns.

Int J Prosthodont 1993 ;6(1):25-30.

Tanaka K., Taira M., Shintani H., Wakasa K., Yamaki M.

Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water.

J Oral Rehabil 1991;18(4):353-362.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F.

Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials.

J Den 2003;31(1):43-50.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Romeo A, de la Higuera B, García-Godoy F.

Sorption and solubility testing of orthodontic bonding cements in different solutions.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006;76(2):251-256.

Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R.

Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM.

J Dent 2007;35(1):68-73.

Tuntiprawon M, Wilson PR.

The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns.

Australian Dental Journal 1995;40(1):17-21.

Vahidi F, Egloff ET, Panno FV.

Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns.

J Prosthet Dent 1991;66(4):426-431.

Valderhaug J, Heloe LA.

Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses.

J Periodontol 1977;48(4):221-224.

Venz S, Dickens B.

NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites.

J Biomed Mater Res 1991; 25: 1231-1248.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT.

Water sorption and solubility of four self-etching, self-adhesive resin luting agents.

J Adhes Dent 2010;12(1):39-43.

Wada H, Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Ebisu S.

In vitro estrogenicity of resin composites.

J Dent Res 2004;83:222-226.

Wakabayashi K, Sohmura T, Nakamura T, Kojima T, Kinuta S, Takahashi J, Yatani H.

New evaluation method by microfocus radiograph CT for 3D assessment of internal adaptation of all-ceramic crowns.

Dent Mater J 2005;24(3):362-367.

Walther W., Heners M.

Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde. Anspruch und Wirklichkeit

Hüthig Verlag 1995

Walton J, Gardner F, Agar J.

A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement.

J Prosthet Dent 1986;56:416-421.

Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ.

Marginal adaptation of castable ceramic crowns.

J Prosthet Dent 1991;66:747-753.

Weyns W, De Boever J.

Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations.

J Prosthet Dent 1984;51(4):485-489.

White SN, Yu Z.

Film thickness of new adhesive luting agents.

J Prosthet Dent 1992;67(6):782-785 a.

White SN, Yu Z, Kipnis V.

Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents.

J Prosthet Dent 1992;68(3):476-481 b.

White SN, Kipnis V.

Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations.

J Prosthet Dent. 1993;69(1):28-31.

White SN, Ingles S, Kipnis V.

Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns.

J Prosthet Dent 1994;71(3):257-264.

White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S.

In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements.

J Prosthet Dent 1995;74(1):25-32.

Wilson AD.

Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: a critical evaluation of its meaning.

J Dent Res 1976;55(5):721-729.

Wilson PR, Goodkind RJ, DeLong R, Sakaguchi R.

Deformation of crowns during cementation.

J Prosthet Dent 1990;64:601-609.

Wilson PR.

Crown behaviour during cementation.

J Dent 1992;20(3):156-162.

Witkowski S, Komine F, Gerds T.

Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques.

J Prosthet Dent 2006;96(1):47-52.

Wöstmann B, Hufnagel A.

Comparison of different Methods for an in vivo evaluation of the marginal fit of crowns

Dtsch Zahnärztl Z 1997;52:272-274.

Wu W, McKinney JE.

Influence of chemicals on wear of dental composites.

J Dent Res 1982;61(10):1180-3.

Wu YH, Hutton JE, Marshall GW.

In Vitro Enamel Demineralization and the Marginal Gap of Simulated Cast Restorations With Three Different Cements.

J Prosthodont 1997;6:96-103.

Yara A, Goto S, Ogura H.

Correlation between accuracy of crowns fabricated using CAD/CAM and elastic deformation of CAD/CAM materials.

Dent Mater J 2004;23(4):572-576.

Yeo IS, Yang JH, Lee JB.

In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems.

J Prosthet Dent 2003;90(5):459-464.

Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, Tay FR.

Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength.

Biomaterials 2004;25(26):5789-5796.

Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M.

In-vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements.

J Oral Rehabil 1998;25(4):285-291.

Zena RB, Khan Z, von Fraunhofer JA.

Shoulder preparations for collarless metal ceramic crowns: hand-planning as opposed to rotary instrumentation.

J Prosthet Dent 1989;62(3):273-277.

Zhang Y, Xu J.

Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions.

J Mater Sci Mater Med. 2008;19(6):2477-2483.

Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF.

Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic.

Braz Dent J. 2011;22(1):45-50.

8 Anhang

8.1 Eidesstattliche Versicherung

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Triantafyllos Mitsas, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Untersuchung des Randspaltes und der Löslichkeit von Befestigungskunststoffen bei Zementierung vollkeramischer Restaurationen mittels Microcomputertomographie“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

[Für den Fall, dass Sie die Forschung für Ihre Promotion ganz oder teilweise in Gruppenarbeit durchgeführt haben:] Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

8.2 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Triantafyllos Mitsas hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Ingrid Peroz, Triantafyllos Mitsas, Kurt Erdelt, Niko Kopsahilis
Marginal adaptation of lithium disilicate ceramic crowns cemented with three different resin cements, Clinical Oral Investigations, 2018

Beitrag im Einzelnen: Aus meiner statistischen Auswertung sind die Tabelle 2 und 3 entstanden. Die Abbildung 1 ist aus dem Kapitel "Die Micro-Computer-Tomographie (μ CT)" meiner Dissertation entstanden.

Publikation 2: Triantafyllos Mitsas, Nikolaos Kopsahilis, Kurt-Jürgen Erdelt, Ingrid Peroz
Non-Invasive Evaluation of the Solubility of Three Resin Cements (Abstract)
2012 Pan European Region Meeting (Helsinki, Finland)

Beitrag im Einzelnen: Aus meiner statistischen Auswertung sind die Tabelle 1 und der Diagramm 1 entstanden. Die Abbildungen 1 und 2 sind aus dem Kapitel „Beurteilung des Randspaltes“ meiner Dissertation entstanden.

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden Hochschullehrerin

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

8.3 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

8.3 Publikationsliste

01.-04.04.2009 in Miami

IADR/AADR/CADR 87th General Session and Exhibition

Posterpräsentation mit Thema

“Non-invasive evaluation of the marginal-gap and the microleakage of allceramic-crowns”

14.-17.07.2010 in Barcelona

IADR General Session.

Posterpräsentation mit Thema

“Difference in volumetric-measurements of defects using rotating and piezoelectric tool.”

12.-15.09.2012 in Helsinki

PER/IADR Congress in Helsinki

Posterpräsentation mit Thema

“Non-Invasive Evaluation of the Solubility of Three Resin Cements.”

17.04.2018

“Marginal adaptation of lithium disilicate ceramic crowns cemented with three different resin cements.”

Clinical Oral Investigations

Peroz I, Mitsas T, Erdelt K, Kopsahilis N.

8.4 Danksagung

Prof. Freesmeyer danke ich für die Überlassung des Themas. Prof. Peroz hat nach seinem Tod dankenswerterweise meine Dissertation weiter betreuet. Der Softwarehersteller SOFD unterstützte die Studie mit der kostenlosen Entwicklung der Auswertungssoftware für die μ CT-Scans. Das Dentallabor Rübeling und Klar unterstützte die Studie mit der kostenlosen Herstellung der Vollkeramikronen. Das Forschungsprojekt wurde finanziell von der Forschungsgemeinschaft Dental e.V., Köln, unterstützt. Herr Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt unterstützte die Studie mit der Anwendung der Kausimulator der Poliklinik der Zahnärztliche Prothetik der LMU München.