

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNERHALTUNG UND
PARODONTOLOGIE

DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Konventionelle adhäsive Befestigung
und Resin-Coating-Technik
(Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zum Verbund
von Keramikteilkronen)**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Karlheinz Högerl

2011

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNERHALTUNG UND
PARODONTOLOGIE

DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Konventionelle adhäsive Befestigung
und Resin-Coating-Technik
(Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zum Verbund
von Keramikteilkronen)**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Karlheinz Högerl

2011

Dekan:	Prof. Dr. Bernhard Weber
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Gottfried Schmalz
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Peter Proff
Tag der mündlichen Prüfung:	01.08.2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Die Keramikteilkrone	2
2.1.1	Zahnfarbene Restauration aus Dentalkeramik	2
2.1.2	Definition einer Keramikteilkrone	2
2.1.3	Die Präparation einer Keramikteilkrone	2
2.1.4	Dentalkeramiken	4
2.1.5	CAD/CAM- gefertigte Keramikrestaurationen (Cerec)	5
2.2	Befestigung von keramischen Restaurationen	7
2.2.1	Konventionelle Zementierung	7
2.2.2	Adhäsive Befestigung	8
2.2.3	Modifikationen der adhäsiven Befestigung	10
2.2.3.1	Resin-Coating-Technik	10
2.2.3.2	Universelle Befestigungszemente	11
2.3	In-vitro-Testverfahren	12
2.3.1	Methoden zur Bestimmung der Randqualität in vitro	12
2.3.2	Rasterelektronische Auswertung	13
3	Fragestellung	14
4	Material und Methode	16
4.1	Untersuchungsgut und Vorbereitung	16
4.1.1	Präparation	16
4.1.2	Herstellung der Restauration	17
4.1.3	Prüfgruppen	17
4.1.4	Einsetzen und Politur der Keramikrestaurationen	19
4.1.5	Thermomechanische Wechselbelastung	19
4.2	Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop	19
4.2.1	Abformung	19
4.2.2	Replikaherstellung	20
4.2.3	Probenkörperherstellung	20
4.2.4	Vorgehen am Rasterelektronenmikroskop	20
4.2.5	Durchführung der Messungen	21

4.3	Kriterien der quantitativen Randanalyse	22
4.4	Statistische Auswertung	26
5	Ergebnisse	27
5.1	Einleitung	27
5.2	Untersuchungsparameter Perfekter Rand (PR)	28
5.2.1	Einfluss des Befestigungssystems – Gesamtgrenze	28
5.2.2	Einfluss des Befestigungssystems – Zahnhartsubstanzgrenze	29
5.2.3	Einfluss des Befestigungssystems – Keramikgrenze	31
5.2.4	Einfluss des Befestigungssystems – Schmelzgrenze	32
5.2.5	Einfluss des Befestigungssystems – Dentinegrenze	33
5.3	Untersuchungsparameter eingeschränkte Randqualität (ER)	34
5.3.1	Einfluss des Befestigungssystems – Gesamtgrenze	34
5.3.2	Einfluss des Befestigungssystems – Zahnhartsubstanzgrenze	35
5.3.3	Einfluss des Befestigungssystems – Keramikgrenze	36
5.3.4	Einfluss des Befestigungssystems – Schmelzgrenze	37
5.3.5	Einfluss des Befestigungssystems – Dentinegrenze	38
5.4	Vergleich der Grenzen gegeneinander	39
5.4.1	Variolink ohne Resin-Coating	39
5.4.1.1	Kriterium Perfekter Rand	39
5.4.1.2	Kriterium eingeschränkte Randqualität	39
5.4.2	Variolink mit Resin-Coating	39
5.4.2.1	Kriterium Perfekter Rand	39
5.4.2.2	Kriterium eingeschränkte Randqualität	40
5.4.3	Panavia ohne Resin-Coating	40
5.4.3.1	Kriterium Perfekter Rand	40
5.4.3.2	Kriterium eingeschränkte Randqualität	40
5.4.4	Panavia mit Resin-Coating	41
5.4.4.1	Kriterium Perfekter Rand	41
5.4.4.2	Kriterium eingeschränkte Randqualität	41
5.5	Error Rates Methode	41
6	Diskussion	43
6.1	Material und Methode	43
6.1.1	Untersuchungsgut	43
6.1.2	Präparation	44
6.1.3	Befestigung	45
6.1.4	Keramik	46
6.1.5	Quantitative REM-Analyse	46

6.2	REM-Untersuchungsergebnisse	47
6.2.1	Einfluss des Befestigungssystems/Resin-Coating-Technik	47
6.2.2	Einfluss der Grenzen	48
6.2.3	Einfluss vor und nach TCML	48
7	Zusammenfassung	49
8	Tabellarischer Anhang REM	51
8.1	Signifikanztabellen	51
8.1.1	Befestigungssysteme gegeneinander	51
8.1.2	Grenzen gegeneinander	52
8.1.3	Zeiten gegeneinander (vor TCML vs. nach TCML)	53
8.2	Ergebnistabellen	54
9	Materialliste	57
10	Literaturverzeichnis	59
11	Danksagung	65
12	Lebenslauf	66

1 Einleitung

Ein stetig wachsendes Schönheitsbewusstsein und die damit einhergehende Erwartungshaltung der Patienten in Bezug auf das ästhetische und funktionelle Ergebnis einer Zahnbehandlung stellen jeden Zahnarzt vor neue Herausforderungen.

In der Praxis hat dieser Trend dazu geführt, immer stärker auf die Ästhetik zu achten. Durch die mediale Vielfalt „aufgeklärte“ Patienten wünschen gleichzeitig zur zahnfarbenen Füllung ein möglichst lang haltendes und funktionell optimales Ergebnis.

Ein Material, das die oben genannten Eigenschaften in sich vereint, ist Keramik. Vollkeramische Restaurationen sind zahnfarben, biokompatibel und wissenschaftlich anerkannt [78].

Zur Befestigung dieser Restaurationen stehen eine Fülle bewährter Produkte zur Verfügung. Gleichzeitig werden ständig neue Materialien auf den Markt gebracht, die dem Praktiker die Entscheidung für das geeignete Befestigungssystem nicht leichter machen. Eine der Schwierigkeiten für den Anwender ist es zu erkennen, welches Produkt wirklich ausgereift ist und welches gleichzeitig eine tatsächliche Verbesserung der klinischen Haltbarkeit der Restauration bringt.

Abhängig von der Keramik können vollkeramische Teilkronen sowohl konventionell adhäsiv als auch mit Hilfe von neuentwickelten selbstadhäsiven Materialien befestigt werden. Da die konventionelle adhäsive Befestigung sehr techniksensitiv und zeitaufwändig ist, wurden universale adhäsive Systeme entwickelt. Durch den Wegfall des separaten Ätzvorgangs und des Adhäsivsystems lassen sich Schmelz und Dentin in einem Arbeitsschritt vorbereiten, die Handhabung wird erleichtert und Zeit gespart.

Eine Modifikation der konventionellen adhäsiven Befestigung stellt die Resin-Coating-Technik dar. Durch dieses Komposit-Mehrschichtverfahren sollen die marginale Adaptation von Keramikteilkronen verbessert und postoperative Hypersensibilitäten vermieden werden. Hierbei wird die Dentinwunde mit Hilfe eines fließfähigen Komposits direkt adhäsiv versiegelt und vor Kontamination geschützt.

In der vorliegenden In-vitro-Studie wird der Einfluss verschiedener Befestigungssysteme auf die marginale Integrität von Cerec-Teilkronen untersucht. Es sollte festgestellt werden, ob durch die Resin-Coating-Technik diese marginale Integrität verbessert wird.

2 Literaturübersicht

2.1 Die Keramikteilkrone

2.1.1 Zahnfarbene Restauration aus Dentalkeramik

Wegen der gestiegenen ästhetischen Ansprüche verlangen Patienten auch im Seitenzahnbereich immer häufiger nach einer zahnfarbenen, biokompatiblen Restauration [10, 35, 71]. Die fortwährende Verbesserung der adhäsiven Befestigung verbunden mit der kontinuierlichen Weiterentwicklung der Keramiken erweitern den Indikationsbereich für keramische Restaurationen und haben zu deren Verbreitung maßgeblich beigetragen. In der Fachliteratur gibt es viele Untersuchungen zum Präparationsdesign [9, 22, 32, 60], Randschluss [24, 25, 33, 37], Passung [17, 38] und Frakturverhalten [54, 58] von keramischen Restaurationen. Ab welcher Kavitätengröße die Indikation für ein Keramikinlay überschritten wird und aus Stabilitätsgründen eine Keramikteilkrone bevorzugt werden soll, geht aus der vorhandenen Literatur nicht hervor [23, 52].

CAD/CAM- gefertigte Restaurationen werden in der zahnärztlichen Praxis immer mehr zur Routine, weil sowohl deren Qualität und Präzision verbessert worden ist [59, 78, 91] als auch die verschiedenen Befestigungsmaterialien bzw.- techniken angepasst worden sind [17, 24, 30, 38].

2.1.2 Definition einer Keramikteilkrone

Laut einer wissenschaftlichen Stellungnahme der DGZMK von 2001 liegt wegen der defektbezogenen, mechanisch nicht retentiven Präparation ab der Beteiligung eines oder mehrerer Höcker eine Teilkrone vor [65].

2.1.3 Die Präparation einer Keramikteilkrone

Als Präparationsrichtlinien für Keramikteilkronen galten anfänglich die gleichen Prinzipien wie für Gussrestaurationen mit Ausnahme der Präparation eines Federrandes [69]. *Schmalz und Federlin* [77] beschreiben 1995 die Vorgehensweise bei der Präparation einer Keramikteilkrone wie folgt: die innere Kavitätenform entspricht derjenigen für ein Keramikinlay. Alle Höcker werden überkuppelt und mit einer 1,5 mm breiten Stufe ge-

fasst. Okklusal sollte eine Mindestschichtstärke der Keramik von 1,5 mm nicht unterschritten werden (Abb.1). In den letzten 15 Jahren wurden die Präparationsregeln an den Werkstoff Keramik und die Möglichkeit der adhäsiven Befestigung adaptiert.

Grundregel bei Keramikpräparationen ist, dass alle Kanten innerhalb der Kavität abgerundet werden sollen, d.h. die Übergänge von der Kavitätenwand zum Kavitätenboden, vom okklusalen Plateau zu den parapulpären Wänden und von den parapulpären Wänden zum approximalen Kantenboden (Abb.1) [32].

Nach *Arnetz* (2008) sollten Spannungsspitzen, Kerbspannungen, plötzliche Querschnittsveränderungen und Ecken sowie scharfe Kanten vermieden werden und konstruktiv Zug- in Druckspannungen umgewandelt werden [5].

Mehl et al (1998) stellten fest, dass bei einer Reduktion der Restwandstärke auf ca. 1 mm und approximaler Dentinbegrenzung ein signifikant höherer Verlust der marginalen Integrität am dentinbegrenzten Inlayrand auftrat als bei einer Restwandstärke von ca. 2 mm. Daraus kann gefolgert werden, dass bei derart ausgedehnten Restaurationen die Versorgung mit einer Teilkrone sinnvoll erscheint [49, 58]. Die Keramik sollte in allen Bereichen durch Zahnhartsubstanz unterstützt sein und die Mindestschichtstärken müssen eingehalten werden (1,5 mm in der Fissur, 1,5 mm approximal, 2 mm über dem gekuppelten Höcker). Federränder, ungleichmäßige Schichtstärken und abrupte Übergänge sollten vermieden werden. Desweiteren ist dem Verlauf der Schmelzprismen Rechnung zu tragen [23].

Durch eine defektorientierte Präparation kann vielfach eine Kronenpräparation vermieden werden. Beim Präparieren von Keramikinlays, - onlays und - teilkronen sind Standards einzuhalten. Die Mindeststärke für Silikatkeramik soll 1,5 mm okklusal und sonst 1 mm nicht unterschreiten, da Keramikwerkstoffe eine limitierte Biege- und Zugfestigkeit aufweisen. Im Bereich des Kavitätenrandes müssen spitze Winkel, das Anlegen eines Federrandes sowie spitz und dünn auslaufende Ränder vermieden werden. Approximal soll der Übergang vom Kavitätenrand zur äußeren Kurvatur des Zahnes einen Winkel von 60 Grad nicht unterschreiten [50].

Restaurationsränder sind nicht im Bereich von statischen, okklusalen Kontaktpunkten anzusiedeln. Eine eventuell notwendige Höckerüberkupplung wird als horizontale Schulter mit abgerundeten Innenkanten angelegt. Die Kavitätenränder sollten idealerweise im Schmelz verlaufen, weil die Verbindung zu den Schmelzprismen den adhäsiven Verbund fördert. Auch ist es sinnvoll, vor allem in tiefen Bereichen eine vorzugsweise adhäsive Aufbaufüllung zu legen. Eine Aufbaufüllung erleichtert es, eine mög-

lichst gleichmäßige Schichtstärke der Keramik zu erhalten, sie aber auch nicht zu groß werden zu lassen, um die Aushärtung mit der Polymerisationslampe noch zu gewährleisten [32].

Es wird empfohlen, die Keramikstärke 3 mm okklusal und 6 mm approximal in der Vertikaldimension nicht zu überschreiten. Sollte nach der Kariesexkavation kein Schmelz mehr vorhanden sein, ist dies heute keine Kontraindikation mehr für die adhäsiv befestigte Keramikrestauration [32].

2.1.4 Dentalkeramiken

Vollkeramische Systeme können im Vergleich zu konventionellen restaurativen Materialien eine äußerst ästhetische, biokompatible und funktionell zufriedenstellende Restauration ermöglichen. Mittlerweile erfüllen Vollkeramiken ein weites Indikationsspektrum, das sich vom einflächigen Inlay bis zur mehrgliedrigen Brücke und herausnehmbaren kombinierten Zahnersatz erstrecken kann [10, 65].

Die zur Verfügung stehenden Keramiken unterteilen sich im Wesentlichen in:

1. Oxidkeramiken

1.1 Aluminiumoxidkeramiken

1.2 Zirkonoxidkeramiken

2. Silikatglaskeramiken

Aluminium- und Zirkonoxidkeramiken werden für die Gerütherstellung verwendet und anschließend mit keramischen Massen verblendet. Klinische Studien für die Herstellung von Teilkronen sind noch nicht verfügbar [23]. Da Silikatglaskeramiken spröde Materialien mit geringer Zugkraft sind, müssen sie kraftschlüssig mit dem Zahn verbunden werden, um Frakturen zu vermeiden [72]. Desweiteren zeichnet diese Keramiken eine hohe Transluzenz, schmelzähnliche Härte, hohe Festigkeit und sehr gute klinische Erfahrungen aus [23, 68]. Aufgrund der oben genannten Kriterien sind Silikatglaskeramiken mit adhäsiver Befestigung das Mittel der Wahl für Keramikteilkronen [21, 72, 73, 78]. Bearbeitet werden diese Keramiken mittels Pressen in Kombination mit der Mal- oder Schichttechnik (z.B. Empress, Imagine) oder mittels CAD/CAM- Schleiftechnik aus industriell hergestellten, homogenen Keramikblöcken (z.B. Vita Mark II, Empress CAD, Cerec III) [23]. Die letztgenannten Industriekeramiken werden unter konstanten, standardisierten Bedingungen hergestellt und haben daher

Vorteile bezüglich der vom Zahnarzt geforderten Qualitätssicherung. Die Firma Ivoclar Vivadent hat e.max CAD einen Lithium-Disilikat-Block auf den Markt gebracht, der die Herstellung ästhetischer, hochfester Einzelzahn- Restaurationen wie Veneers, Inlays, Teilkronen und Kronen mittels CAD/CAM- Technik ermöglicht. Durch die nach der Kristallisation erreichte endgültige Festigkeit von 360 MPa können diese Restaurationen auch konventionell zementiert werden [39].

2.1.5 CAD/CAM- gefertigte Keramikrestaurationen (Cerec)

Eine Möglichkeit der Herstellung von CAD/CAM- gefertigten Keramikrestaurationen ist das Cerec-Verfahren. Mit Hilfe der 1980 entwickelten Cerec-Methode gibt es eine Möglichkeit für den Zahnarzt, keramische Restaurationen entweder „chairside“, d.h. direkt am Patientenstuhl in einer Sitzung, oder „labside“, d.h. nach einem computergestützten labortechnischen Verfahren, anzufertigen [42, 44, 75, 90]. 1985 wurde am zahnärztlichen Institut der Universität Zürich das erste vom Zahnarzt direkt am Patientenstuhl gefertigte Cerec-1 Keramikinlay eingesetzt [59, 60].

Nach dem 1994 präsentierten Cerec-2-Gerät wurde im Jahr 2000 das erheblich verbesserte Cerec-3-System eingeführt. Hierbei wurde die Konstruktions- und Steuerungssoftware auf Windows NT formatiert, wodurch eine praktisch unbeschränkte Rechnerleistung zur Verfügung steht [60]. Mit Hilfe der seit 2003 erhältlichen Cerec 3D-Software entsteht ein dreidimensionales farbiges Arbeitsmodell in zwölfacher Vergrößerung. Diese „optischen Abdrücke“ entstehen nach dem Prinzip der aktiven Doppeltriangulation. Die Aufnahme der Kavität erfolgt unter zwei verschiedenen Triangulationswinkeln. Dadurch ist der Tiefenmessbereich auf über 20mm erweitert worden.

Am Rechner kann nun die Restauration konstruiert werden, mittels Funkverbindung wird diese an die Schleifeinheit übermittelt. Diese computergesteuerte Doppelschleifeinheit arbeitet mit zwei Fingerschleifen, die zugspannungsfrei die Keramikrestauration aus einem industriell vorgefertigten Keramikblock herausschleifen. Vorteile sind eine schonende Bearbeitung der Keramik und die Schonung der Schleifinstrumente [59, 60, 80].

Mittels der 3D- Software können die konstruierten Restaurationen in einem dreidimensionalen Modell auf dem Bildschirm gesehen und von allen Seiten betrachtet werden [80]. Die dreidimensionale Vermessung geschieht mit einer Aufnahme aus einem Kamerablickwinkel, berührungsfrei, in Sekundenbruchteilen und beliebig oft wiederholbar

(optischer Abdruck). Auf diesem 3D- Messbild erfolgt die Eingabe der Konstruktionslinien. Mit der vom Computer zur Verfügung gestellten Datenbank und der hohen Rechnerleistung können Okklusionsflächen übernommen, intakte Höcker und okklusale Flächenanteile durch Überlagerung mit dem Präparationsabdruck zur Orientierung und Anpassung der Konstruktionsvorschläge aus der morphologischen Datenbank verwendet werden [60].

Weitere Neuerungen mit feineren, sich nicht mehr durchbiegenden Schleifdiamanten sind anatomische Kronen und Brückengerüste für den Zahntechniker und die zentrale Fertigung von Kappchen aus Zirkonoxidkeramik oder NE-Metallen [80]. Als letzte Innovation wird nun Cerec Biogenerik eingeführt. Diese Rekonstruktionsmethode analysiert metrisch die individuelle Zahnsituation und berechnet anhand dieser Information die okklusale Morphologie. Dieses Verfahren ermöglicht erstmals, eine patientenindividuelle Zahnrestauration naturgetreu, objektiv und gleichzeitig messbar zu rekonstruieren [82].

Die Industrie bietet für den CAD/CAM-Anwender verschiedenste Materialien wie z.B. Feldspatkeramik (Vita Mark II), Lithiumdisilikat (e.max CAD) oder Yttrium-stabilisierte Zirkonoxidblöcke (e.max Zir CAD) an. Da sowohl die Qualität und Präzision verbessert worden sind [59, 78, 91] als auch die verschiedenen Befestigungsmaterialien bzw.-techniken angepasst worden sind [17, 24, 30, 38], werden CAD/CAM-Restaurationen immer routinemäßiger in der zahnärztlichen Praxis angewendet. Damit einhergehend sind Cerec-Versorgungen in Kombination mit Vita Mark II Keramik das in vitro und in vivo am besten untersuchte Restaurationsverfahren [9, 59, 91].

Reiss [67] und *Reiss und Walther* [68] veröffentlichten von 1991- 2007 zwei aufeinanderfolgende Studien, in denen sie 1011 Cerec-Versorgungen bis zu einer Liegedauer von 18 Jahren untersuchen konnten. Im Beobachtungszeitraum traten insgesamt 122 Zwischenfälle auf, wobei es in 86 Fällen zur Erneuerung der Restauration kam. Die Überlebenswahrscheinlichkeit gemäß dem Kaplan-Meier-Verfahren reduzierte sich nach 16,7 Jahren auf einen Wert von 84,4 Prozent. Bis zum Endzeitpunkt der Untersuchungen nach 18,3 Jahren wurde kein weiterer Verlust beobachtet [67]. Die Autoren fanden günstigere Prognosen für Einlagefüllungen, die bei Prämolaren im Vergleich zu Molaren angefertigt wurden, signifikant schlechtere Ergebnisse für pulpatote Zähne gegenüber vitalen Zähnen und signifikant bessere Überlebenswahrscheinlichkeiten für Inlays, die unter Verwendung eines Dentinadhäsivs eingesetzt worden waren im Vergleich zu Inlays, die ohne Dentinadhäsiv eingesetzt wurden.

Bei *Posselet* [64] betrug die Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier bei 2328 inserierten Cerec-Restaurationen nach einem Zeitraum von 5 Jahren noch 97,4%, nach 9 Jahren 95,5%. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen Molaren und Prämolaren ermittelt. Die Anzahl der Restaurationsflächen hatte ebenfalls keinen signifikanten Einfluss auf die Überlebenswahrscheinlichkeit.

In einer klinischen Langzeituntersuchung an der Universitätsklinik in Graz wurden im Zeitraum zwischen 1988 bis 1990 358 Zwei- und Dreiflächeninlays aus verschiedenen Materialien gefertigt und inseriert. Sämtliche Inlaygruppen waren über 15 Jahre im Mund der Patienten. Während dieses Zeitraums weisen Inlays aus industriell gefertigter, hochverdichteter Keramik (Vita Mark I) keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Überlebensrate im Vergleich zur Kontrollgruppe (Degulor C) auf [4]. In einer Dreijahres Vergleichsstudie von Goldteilkronen (Degulor C) und Keramikteilkronen (Vita Mark II/ Cerec III) hatten die Goldteilkronen eine Gesamtverlustrate von 0%, die Keramikteilkronen von 6,9% [25].

Der Erfolg einer Restauration hängt von vielen verschiedenen Faktoren ab. Ein optimales Zusammenspiel von Materialbeschaffenheit, Präparationsform und Befestigung sind essentielle Grundlagen für die Überlebensrate der Versorgung.

2.2 Befestigung von keramischen Restaurationen

Dem Zahnarzt stehen zur endgültigen Befestigung von vollkeramischen Restaurationen zwei verschiedenartige Befestigungsmethoden zur Verfügung. Zum einen die mechanisch-retentive sogenannte konventionelle Zementierung, zum anderen die chemisch-adhäsive Befestigung. Die Entscheidung, welcher Zement verwendet werden soll, hängt von der Keramik (Silikatglaskeramik oder Oxidkeramik) und den klinischen Verhältnissen (Lage des Präparationsrandes: supra- oder subgingival) ab [6].

2.2.1 Konventionelle Zementierung

Die konventionelle Zementierung basiert auf rein mechanisch-retentiven Kräften. Durch die Präparation von axialen Wänden von ca. 6 Grad und einer guten Passung (~30-100 µm) wird eine Erhöhung der Reibung zwischen Restauration und präpariertem

Zahn erreicht [65]. Nach ihrer chemischen Zusammensetzung lassen sich die Zemente in Zinkoxidphosphat-, Carboxylat- und Glasionomerezemente unterscheiden.

In einer Langzeitstudie zum Erfolg gegossener Goldinlays und -onlays zementiert mit Zinkoxidphosphat- bzw. Glasionomerezement ergab die Kaplan-Meier-Analyse Überlebensraten von 96,1% nach 10 Jahren, von 87% nach 20 Jahren und von 73,5% nach 30 Jahren [85].

Unter bestimmten Voraussetzungen können vollkeramische Restaurationen aus Zirkonoxidkeramik adhäsiv oder wahlweise auch konventionell zementiert werden. Für die konventionelle Befestigung kommen aber nur hochfeste Vollkeramiksysteme in Betracht, deren Biegefestigkeit über 200 MPa liegt [19, 53, 73, 77]. Eine Zwischenstellung bei den Silikatglaskeramiken nimmt die Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max) ein, welche sowohl adhäsiv als auch konventionell befestigt werden kann. Diese Keramik kann jedoch nicht „chairside“ eingesetzt werden, da sie vor dem Eingliedern noch im Keramikbrennofen kristallisiert werden muss. Erst dabei erreicht sie ihre endgültige Festigkeit von 360 MPa und die gewünschten ästhetischen Eigenschaften wie Zahnfarbe, Transluzenz und Helligkeit [39].

2.2.2 Adhäsive Befestigung

Die steigende Nachfrage nach zahnfarbenen Füllungsmaterialien führte zu intensiver Forschung und Entwicklung von modernen, ästhetischen Restaurationswerkstoffen und Materialien zur adhäsiven Eingliederung dieser Restaurationen. Die adhäsive Befestigung ist für Silikatglaskeramiken zwingend erforderlich, um einen sicheren, kraftschlüssigen und dauerhaften Verbund an die Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin zu erreichen. Dadurch werden Mikroleckagen, Randverfärbungen und Sekundärkaries verhindert. Der adhäsive Verbund zum Schmelz ist schon seit 1955 mit der durch Buonocore beschriebenen Schmelz-Ätz-Technik möglich [88].

Die gängigste Methode, Schmelz und Dentin zu konditionieren, ist die Behandlung mit Orthophosphorsäure in der sogenannten Total-Ätz- oder Etch and Rinse-Technik. Es bildet sich ein mikromechanisch retentives Ätzmuster, das eine Oberflächenvergrößerung und eine bessere Benetzbarkeit mit sich bringt. Bei der klinischen Anwendung sollten vor der Ätzung Ablagerungen gründlich entfernt bzw. Schmelzrandbereiche angeschrägt werden. Eine Ätzzeit von 30 Sekunden mit 30-40%iger Phosphorsäure hat sich hierbei als optimal erwiesen.

Dentinbegrenzte Präparationen galten als Risiko für adhäsive Befestigungen. Der Grund hierfür liegt am höheren Anteil an organischen Substanzen und der Feuchtigkeit im Dentin. Die mit Dentinliquor gefüllten Tubuli sind hydrophil, wodurch ein hydrophobes Material wie Komposit keinen innigen Kontakt mit der Dentinoberfläche eingehen kann. Durch hydrophile Primer kombiniert mit hydrophoben Bonding Agents konnte eine stabile Haftung erreicht werden [12, 30].

Bei jeder mechanischen Bearbeitung entsteht auf dem Dentin eine Schmierschicht, die entfernt werden muss. Ansonsten bleiben Pfropfen in den Dentinkanälchen, das Kollagenfasengerüst ist nicht ausreichend freigelegt, und dadurch ist die Haftung nicht optimal [76]. Gleichzeitig darf dieses Kollagenfasengerüst auch nicht kollabieren [11, 89]. Für eine adhäsive Befestigung muss ein hydrophiles Material verwendet werden, welches aber auch hydrophobe Anteile hat, um mit dem Komposit eine Bindung einzugehen. Hierzu wird die Dentinoberfläche konditioniert (Phosphorsäure), mit einem Primer werden die freigelegten Tubuli und das Kollagennetzwerk des Dentins infiltriert und mit einem Adhäsiv die mikromechanische Verankerung zum Komposit hergestellt [11, 30, 88]. Durch zu langes Anätzen kann es durch Flüssigkeitsverschiebungen zu einer Reizung der Nervenendigungen und damit zu postoperativen Hypersensibilitäten kommen [30, 86].

Hier wird die Problematik der Total-Ätz-Technik deutlich. Es ist nicht möglich, Schmelz sicher und lang (60 Sekunden), das Dentin aber nur schonend für 15-20 Sekunden zu konditionieren. Auch das Absprühen mit anschließendem Trocknen des Dentins ist problematisch. Das Dentin darf nicht „ausgetrocknet“ werden- ansonsten kollabiert das Kollagenfasengerüst.

Einen Ausweg versuchen hier die Self-Etching-Systeme zu finden, indem sie die Ätzwirkung quasi selbst kontrollieren. Daher wurden Primersysteme so sauer eingestellt, dass sie das Dentin an der Oberfläche und sogar den Schmelz anlösen, um dann ohne Absprühen mit in das (Haft-) System eingebunden werden zu können [11]. Sie konditionieren und infiltrieren Schmelz und Dentin gleichzeitig, ohne dass die aufgetragenen Lösungen vom Zahn abgespült werden müssen. Vorteile dieser Technik sind, dass es hierbei nicht mehr zu einer Differenz von Ätztiefe und Eindringtiefe des Bondings kommt und dass sich die Frage nach „wet“ oder „dry“ nicht mehr stellt. Die Instabilität dieser Systeme erfordert jedoch eine Darreichung in Form zweier getrennter Flüssigkeiten, um nach einem kurzen Mischvorgang das selbstkonditionierende und selbstprimende Adhäsiv zu gewinnen. Das aktuellste Konzept stellen all-in-one-Adhäsive

ohne Mischvorgang dar. Bezüglich der Effektivität beim Dentinbonding sind konventionelle Multi-Step-Adhäsive (Zwei- bzw. Drei-Schritt- Total-Etch und Zwei-Schritt-Self-Etch-Systeme) allen modernen Bondings klar überlegen [13, 30, 70, 88].

Die keramische Fügefläche wird durch Ätzung mit Flusssäure und anschließender Silanisierung konditioniert. Dabei wirken Silane als bifunktionelle Haftvermittlermoleküle; über ihren hydrophilen Anteil stellen sie eine Verbindung zur Keramik her und über den hydrophoben Anteil eine Verbindung zum Komposit [29, 72].

2.2.3 Modifikationen der adhäsiven Befestigung

2.2.3.1 Resin-Coating-Technik

Die größten Probleme der Adhäsivsysteme bestehen in der Verbesserung der Adhäsion bei gleichzeitiger Vermeidung einer „Übertrocknung“ des Dentins. Provisorisches Füllungsmaterial, Speichel und Blut reduzieren die Haftwerte der Restaurationen am Zahn, es kommt zu Randspalten und zu postoperativen Sensibilitäten [15]. Es stellte sich die Frage, wie das Dentin vor Kontamination geschützt werden kann, wie Hypermensibilitäten vermieden werden können und die Adhäsion zum Dentin verbessert werden kann.

Bei der sogenannten Resin-Coating-Technik wird das Dentin sofort nach der Präparation und bevor ein Abdruck genommen wird mit einem Adhäsiv und einem dünnfließenden Komposit bedeckt [76]. Dadurch wird die Pulpa vor mechanischem Trauma, thermischen Einflüssen und bakterieller Besiedlung während des Abdrucks geschützt. Die Resin-Coating-Schicht wirkt als Stressabsorber, da das dünnfließende Komposit frei schrumpfen kann, während sich bei der direkten konventionellen adhäsiven Befestigung ein hoher Schrumpfungsstress aufbaut, der zu einem Versagen des Adhäsivs am Dentin führen kann [43].

Paul und *Schärer* beschreiben die Dual-Bonding-Technik oder auch Immediate-Dentin-Sealing-Technik als Möglichkeit, die Haftkraft am Dentin zu erhöhen und Überempfindlichkeiten vorzubeugen. Dabei wird direkt nach der Präparation Bonding auf das Dentin aufgebracht, verblasen, ausgehärtet und ein Provisorium eingesetzt. Nach dem Entfernen des Provisoriums wird die Kavität mit Bimsmehl gereinigt, erneut Bonding aufgetragen und dieses wird zusammen mit dem Befestigungskomposit nach dem Einsetzen

der Restauration ausgehärtet. Dadurch werden die Haftwerte verdoppelt und die Dentintubuli sicher verschlossen [8, 62].

Auch *Frankenberger et al.* konnten nachweisen, dass provisorischer Zement die Haftwerte vermindert. Es wurden Zähne präpariert und Provisorien mit und ohne provisorischem Zement eingebracht. Außerdem wurden die Kavitäten einmal mit einem Adhäsiv und einmal mit einem Adhäsiv und dünnfließendem Komposit behandelt. Die Reinigung mit Air-flow und ClinPro Prophy Powder und die sofortige Verwendung von Sealer nach der Präparation erhöht die Haftwerte der Restauration am Dentin [31].

Jayasooriya et al. konnten zeigen, dass sich bei Anwendung der Resin-Coating-Technik die Haftkraft am Dentin gegenüber unbehandeltem Dentin signifikant erhöht [40, 41]. Postoperative Sensibilitäten sind eines der häufigsten Probleme für Patienten. *Tagami et al.* stellten fest, dass nach Anwendung der Resin-Coating-Technik die Haftkraft des Befestigungskomposits am Dentin verbessert und der Zugang zur Pulpa verschlossen wird [86]. Zusammenfassend soll die Resin-Coating-Technik klinisch Nervirritationen durch mechanische und temperaturbedingte Einflüsse verhindern, die bakterielle Infiltration minimieren und die Haftkraft am Dentin erhöhen [76].

Im Gegensatz zu den oben genannten Autoren konnten *Kitasako et al.* keine statistisch signifikanten Unterschiede der Haftungswerte zwischen der konventionellen adhäsiven Befestigung und der Resin-Coating-Technik feststellen [45].

2.2.3.2 Universelle Befestigungszemente

Die Wirksamkeit aller Befestigungssysteme ist maßgeblich abhängig von der korrekten Anwendung. Die Fehleranfälligkeit der Dentinadhäsive führte zur Entwicklung selbstkonditionierender Kompositzemente. Der erste Vertreter dieser Art ist das dualhärtende, selbstadhäsive universelle Befestigungskomposit Rely X Unicem der Firma 3M Espe. Laut Hersteller ist weder Bonding noch Konditionierung der Zahnhartsubstanz notwendig. Der Zement zeichnet sich durch Feuchtigkeitstoleranz aus und gibt Fluoridionen ab. Außerdem hat er eine hohe Dimensionsstabilität bei äußerst geringer Quellung und Wasseraufnahme bzw. Löslichkeit. Postoperative Sensibilitäten treten selten auf [16, 29].

2.3 In-vitro-Testverfahren

In vitro bedeutet wörtlich übersetzt „im Glas“, d.h. mit In-vitro-Testverfahren werden Untersuchungen außerhalb des lebenden Organismus durchgeführt. Ziel dieser Studie ist es, im Labor kliniknahe Bedingungen zu simulieren und materialspezifische Aussagen zu anderen In-vitro-Studien herzustellen [84]. Obwohl klinische Tests bei entsprechender Standardisierung der Testbedingungen sehr aussagekräftig sind, haben sie einige Nachteile wie Zeitaufwand, Zahl der Probanden und finanzielle Aspekte. In-vitro-Testverfahren stellen die technische Annäherung an die klinische Situation dar, wobei sich einige Parameter wie Vitalität, Speichelzusammensetzung usw. nicht simulieren lassen [27, 46, 48]. Die Korrelation von In-vitro-Testverfahren mit klinischen Tests wird kritisch diskutiert [46].

Unterschieden werden In-vitro-Untersuchungen in Simulationstests, die das Mundhöhlenmilieu nachahmen von den physikalisch/mechanischen Tests, die physikalisch/mechanische Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Bruchfestigkeit, Haftfestigkeit des Verbundes usw. mit Hilfe definierter Probekörper untersuchen [26, 54].

Laborexperimentelle Studien können nützliche Hinweise zur Leistungsfähigkeit der auf dem Markt befindlichen dentalen Werkstoffe liefern. In-vitro-Studien können spezielle Produkteigenschaften aufzeigen und somit gezielte Verbesserungen bzw. Weiterentwicklungen ermöglichen.

2.3.1 Methoden zur Bestimmung der Randqualität in vitro

Zur Beurteilung der marginalen Adaptation werden die Restaurationen in extrahierte Zähne eingegliedert und zyklischen Temperaturwechselbelastungen sowie mechanischen Beanspruchungen unterzogen. Dieser in-vitro-Prüfzyklus erlaubt die Untersuchung von Restaurationen unter klinisch nahen Bedingungen [47].

Die marginale Adaptation adhäsiv befestigter Restaurationen kann bei In-vitro-Studien quantitativ und qualitativ erfasst werden. Zu diesem Zweck haben sich zwei Untersuchungsmethoden etabliert:

- quantitative und qualitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop mit Replikaten.
- Farbpenetrationsuntersuchungen der Randdichtigkeit mit unterschiedlichen Reagenzien.

2.3.2 Rasterelektronische Auswertung

Eine Methode zur In-vitro-Untersuchung von dentalen Restaurationen ist die Bestimmung der Randqualität im Rasterelektronenmikroskop. Um eine möglichst kliniknahe Situation erreichen zu können, dürfen die verwendeten Zähne nicht austrocknen. Aus diesem Grund wird die quantitative und qualitative Randanalyse im REM heute mittels Replikaten durchgeführt [24, 45, 53, 74]. Nach dem Einsetzen der Restaurationen werden Epoxidharz-Replikate erstellt [74]. Die restaurierten Zähne können dann thermomechanischen (TCML) und anderen Belastungstests, z.B. Abrasion, unterzogen werden. Nach deren Beendigung kann eine zweite Serie von Replikaten für weitere quantitative Randanalysen hergestellt werden. Alle Replikate müssen entsprechend der zu untersuchenden Flächen geschnitten und anschließend mit Gold bedampft werden. Danach wird der kontinuierliche Übergang an den Grenzflächen Befestigungskomposit/Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit/Keramik abschnittsweise mit dem Rasterelektronenmikroskop untersucht [11, 66]. Mit Hilfe eines Computerprogramms wird der prozentuale Anteil der unterschiedlichen Randqualitäten für den gemessenen Bereich bestimmt und die Gesamtheit aller Werte statistisch ausgewertet. Zur Beurteilung der Qualität der Restaurationsränder werden folgende Kriterien verwendet:

- Perfekter Rand (PR)
- Randspalt (RS)
- Material- und Verarbeitungsfehler (MV)
- Nicht auswertbar (NA)
- Ausquellung (AQ)
- Eingeschränkte Randqualität (ER)
- Resin-Coating-Schicht

3 Fragestellung

Seit der Einführung der Säure-Ätz-Technik durch Buonocore 1955 werden Adhäsivsysteme zunächst als Haftvermittler zum Schmelz, heute als Haftvermittler zu Schmelz und Dentin eingesetzt. Die adhäsive Befestigung keramischer Restaurationen erfolgt in der Regel nach einer Phase der provisorischen Versorgung der Dentinwunde, die bei der Präparation entstanden ist. Für eine dauerhafte Restauration mit Keramikteilkronen erscheint es jedoch wichtig, nach der Präparation die frische Dentinwunde zu schützen, da provisorisches Füllungsmaterial, Speichel und Blut die Haftwerte der Restauration am Zahn reduzieren können. Desweiteren soll das Dentin vor Kontamination mit Bakterien geschützt und Hypersensibilitäten vermieden werden. Um diese Prämisse zu erfüllen, bietet sich die Versorgung der Dentinwunde gleich im Anschluss an die Präparation in Form der Resin-Coating- oder Immediate-Dentin-Sealing-Technik an.

In der vorliegenden Studie sollte der Einfluss von zwei Kombinationen von Adhäsivsystemen/Befestigungskompositen (Befestigungsmaterialien) und von zwei Befestigungstechniken auf die marginale Integrität von Cerec-Teilkronen mittels quantitativer Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung untersucht werden. Die verschiedenen Befestigungsmaterialien und Befestigungstechniken werden nachfolgend als Befestigungssysteme zusammengefasst.

Die Befestigungsmaterialien sind

- Total-Etch Zwei-Schritt Adhäsiv/ Befestigungskomposit Kombination (Excite/ Variolink II)
- Self-Etch Adhäsiv/Befestigungskomposit Kombination (ED Primer/ Panavia 2.0)

Die Befestigungstechniken sind

- konventionelle adhäsive Befestigung
- adhäsive Befestigung in Kombination mit der Resin-Coating-Technik: nach der Präparation adhäsive Versiegelung des Dentins mit Adhäsiv/Flow-Komposit, anschließend adhäsive Befestigung

Folgende Fragen sollten im Einzelnen untersucht werden:

1. Welchen Einfluss haben die verschiedenen Befestigungssysteme (konventionell vs. Resin-Coating-Technik) auf die marginale Integrität der vollkeramischen Teilkronen?
 - a. an der Grenze Keramik/Befestigungsmaterial
 - b. an der Grenze Schmelz/Befestigungsmaterial
 - c. an der Grenze Dentin/Befestigungsmaterial
2. Wie wirkt sich die thermomechanische Wechselbelastung vor dem Hintergrund der Verwendung der unterschiedlichen Befestigungssysteme auf die marginale Integrität aus?
3. Kommt es durch die Modifikation der adhäsiven Befestigung durch die Resin-Coating-Technik zu einer Verbesserung der marginalen Adaptation gegenüber dem konventionellen adhäsiven Befestigungssystem?

4 Material und Methode

4.1 Untersuchungsgut und Verarbeitung

In der vorliegenden In-vitro-Studie dienten 48 extrahierte, karies- und defektfreie obere Molaren als Untersuchungsgut. Vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Präparation wurden die Zähne in 0,5% Chloraminlösung [M1] gelagert. Nach Reinigung der Zahnkronen mit Bismehl und Kürettage der Wurzeloberfläche wurden die Foramina apicalia mit Stangenwachs [M2] verschlossen. Danach wurden die Zähne mit Paladur [M3] gesockelt, um sie in die Halterung der TCML-Belastungsmaschine [M4] einstellen zu können. Bis zur Weiterverarbeitung wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung [M5] aufbewahrt.

4.1.1 Präparation

Die Präparation erfolgte in Relation zu der Größe und der Form der zu präparierenden Zähne. Die Präparationsgrenzen approximal-zervikal endeten jeweils 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze im Dentin. Alle anderen Ränder (okklusal, palatinal, approximal) waren schmelzbegrenzt. Bei der Präparation wurde zuerst eine MOD-Kavität von einer durchschnittlichen Breite von 5 mm und einer Tiefe von 4 mm präpariert. Im Bereich der Approximalflächen wurde 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze eine approximal-zervikale Stufe angelegt. Die Ausdehnung der approximalen Stufe sollte mindestens 1 mm in mesio-distaler Richtung betragen. Anschließend wurden die tragenden Höcker um ca. 2 bis 3 mm gekürzt und mit einer 1 bis 1,5 mm breiten, von mesial nach distal verlaufenden Stufe versehen.

Bei der ganzen Präparation wurde leicht divergierend präpariert und auf abgerundete Übergänge geachtet. Die Präparation erfolgte unter ständiger Wasserkühlung mit dem roten Winkelstück [M6]. Als Schleifkörper wurde das Cerinlay-Set [M7] verwendet, eine speziell für Keramikrestorationen zusammengestellte Auswahl an Präparier- und Finierinstrumenten.

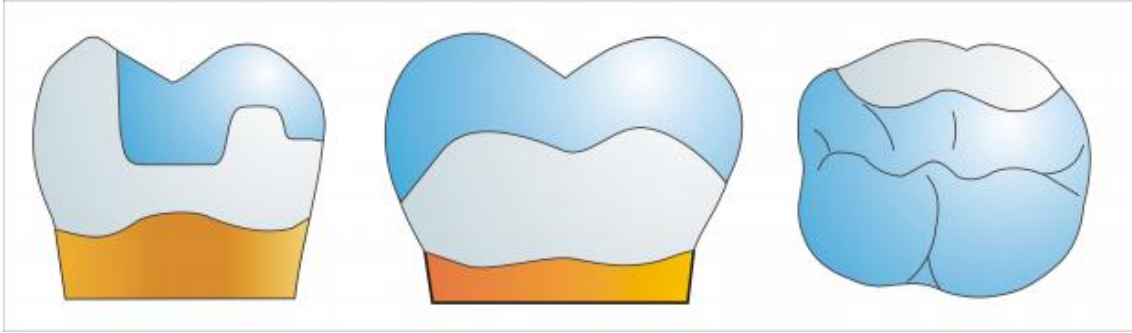


Abb. 1: Schematische Darstellung der Präparation einer Teilkrone nach *Schmalz* und *Federlin* [22]

4.1.2 Herstellung der Restauration

Für jeden der präparierten Oberkiefermolaren wurde eine Teilkrone aus Vita Mark II Feldspatkeramik [M8] mit Hilfe des Cerec-3D-Gerätes [M9] angefertigt. Die präparierten Zähne wurden zunächst leicht getrocknet, bevor das Scan-Spray [M10] gleichmäßig und dünn aufgetragen wurde. Anschließend erfolgte die Anfertigung eines optischen Abdrucks mit der Cerec-Triangulationskamera. Danach wurde der Zahn mit Wasserspray vom Titandioxidpulver gründlich gereinigt und in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

Die Passgenauigkeit der Keramikrestauration wurde mit Softproben (Fitchchecker) [M11] kontrolliert; eventuelle scharfe Kanten und Passungenauigkeiten mit Feinkorndiamanten [M12] wurden unter Wasserkühlung beseitigt.

4.1.3 Prüfgruppen

Entsprechend der Fragestellung wurden die Prüfgruppen nach den verschiedenen Befestigungssystemen wie folgt eingeteilt:

Gruppe 1: Excite/ Variolink II ohne Resin-Coating („konventionelle“ adhäsive Befestigung) (n=12)

Gruppe 2: Excite/ Tetricflow mit Variolink II mit Resin-Coating („Resin-Coating“) (n=12)

Gruppe 3: Panavia F 2.0 ohne Resin-Coating („konventionelle“ adhäsive Befestigung) (n=12)

Gruppe 4: Clearfil-SE-Bond/ Protect Liner F mit Panavia F 2.0 („Resin-Coating“) (n=12)

Befestigungs- technik	Keramikbehandlung	Zahnbehandlung	Befestigung und Polymerisation
Excite [M13] mit Variolink II [M14] ohne Resin Coating (konventionell)	-5% Flusssäure [M15] für 60 sec. -60 sec. abspülen und trocknen -Monobond S [M16] für 60 sec. auftragen und verblasen -Excite [M13] auftragen und verblasen -Lichtpolymerisation [M18] für 20 sec.	-Total Etch [M17] 30 sec. auf Schmelz, 15 sec. auf Dentin -15 sec. abspülen und trocknen nach Wet Bonding Verfahren -Excite [M13] für 10 sec. auftragen und verblasen -Lichtpolymerisation [M18] für 20 sec.	Variolink II [M14] hochviskös Paste A und B anmischen und in die Kavität applizieren -die Teilkrone wird von jeder Seite okklusal, mesial, distal und palatinal 40 sec. lichtgehärtet [M18]
Excite [M13] mit Variolink II [M14] mit Resin-Coating	-5% Flusssäure [M15] für 60 sec. -60 sec. abspülen und trocknen -Monobond S [M16] für 60 sec. auftragen und verblasen -Excite [M13] auftragen und verblasen -Lichtpolymerisation [M18] für 20 sec.	RC: -Total Etch [M17] 30 sec. auf Schmelz, 15 sec. auf Dentin -15 sec. abspülen und trocknen nach Wet Bonding Verfahren -Excite [M13] für 10 sec. auftragen und verblasen -Lichtpolymerisation [M18] für 20 sec. -Tetric Flow [M19] dünn auftragen -Lichtpolymerisation [M18] für 40 sec. -Optischer Abdruck -Reinigen mit Bimsmehl -Silanisierung mit Monobond S [M16] 60 sec. und verblasen Excite [M13] auftragen und verblasen -Lichtpolymerisation [M18] für 20 sec.	Variolink II [M14] hochviskös Paste A und B anmischen und in die Kavität applizieren -die Teilkrone wird von jeder Seite okklusal, mesial, distal und palatinal 40 sec. lichtgehärtet [M18]
ED Primer 2.0 [M20] mit Panavia F 2.0 [M21] ohne Resin-Coating (konventionell)	-5% Flusssäure [M15] für 60 sec. -60 sec. abspülen und trocknen -Clearfil SE Bond [M22] und Porcelain Bond Activator [M23] 1:1 mischen, auftragen und trocknen	-ED Primer II [M20] A und B 1:1 mischen und 30 sec. auftragen -trocknen	-Panavia F 2.0 [M21] A und B 1:1 mischen (30 sec.) und in die Kavität applizieren -die Teilkrone wird von jeder Seite okklusal, mesial, distal und palatinal 40 sec. lichtgehärtet [M18]
Clearfil SE Bond [M22] mit Clearfil Protect Liner F [M24] und Panavia F 2.0 [M21] mit Resin-Coating	-5% Flusssäure [M15] für 60 sec. -60 sec. abspülen und trocknen -Clearfil SE Bond [M22] und Porcelain Bond Activator [M23] 1:1 mischen, auftragen und trocknen	RC: -Clearfil SE Bond [M22] auftragen -Primer für 20 sec. auftragen und trocknen -Bond auftragen, verblasen und 10 sec. lichthärten -Clearfil Protect Liner F [M24] auftragen und 20 sec. lichthärten	Panavia F 2.0 [M21] A und B 1:1 mischen (30 sec.) und in die Kavität applizieren -die Teilkrone wird von jeder Seite okklusal, mesial, distal und palatinal 40 sec. lichtgehärtet [M18]

Tab. 1: Vorgehen beim Einsetzen der Restaurationen

4.1.4 Einsetzen und Politur der Keramikrestaurationen

Die Zähne und die Keramikteilkronen wurden gemäß den Vorgaben der Hersteller für die jeweiligen Befestigungssysteme konditioniert. Anschließend wurden die Restaurationen wie vom Hersteller gefordert adhäsiv befestigt (vgl. Tab.1). Die Lichthärtung erfolgte mit einer Polymerisationslampe [M18] mit 800mW/cm² Leistung. Es wurde immer dieselbe Lampe verwendet. Die groben Überschüsse wurden mit rotierenden Feinkorndiamanten [M12] unter Wasserkühlung entfernt. Die Politur der Zähne erfolgte mit Sof-Lex-Scheiben [M25] unterschiedlicher Körnung unter Wasserkühlung, die Kontrolle der Schlusspolitur erfolgte mit Lupenbrille und Sonde. Anschließend wurden die restaurierten Zähne in physiologischer Kochsalzlösung [M5] bei 37° C im Wärmeschrank [M26] für 7 Tage gelagert.

4.1.5 Thermomechanische Wechselbelastung

Die Probenkörper wurden in eine Thermocycling-Maschine (TCML-Maschine) [M4] eingebracht, in welcher sie abwechselnd einer thermomechanischen Wechselbelastung von jeweils 30 Sekunden in mit 8°C und 55°C temperiertem destillierten Wasser ausgesetzt wurden. Simultan wurde dabei eine okklusale punktförmige Druckbelastung von 72,5 N bei einer Frequenz von 1,5 Hz auf die Proben ausgeübt. Daraus errechnen sich bei 5000 Zyklen Temperaturbelastung ca. 500000 Druckbelastungen.

4.2 Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

4.2.1 Abformung

Vor und nach der thermomechanischen Wechselbelastung in der TCML-Maschine [M4] wurden jeweils zwei Abformungen mit Kunststoff-Dappenschalen [M27] und Impregum [M28], einem Polyether-Abformmaterial, gewonnen. Nach einer Reinigung der restaurierten Probenzähne und anschließender Trocknung der Oberfläche erfolgte die Applikation des Abdruckmaterials [M28] mit Hilfe einer Dosierspritze an den für die Untersuchung relevanten Restaurationsgrenzen. Danach wurden die Zähne in die mit Abdruckmaterial [M28] gefüllten Dappengläser [M27] gedrückt. Die so gewonnenen

Abformungen dienten der Herstellung von Replikaten für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.

4.2.2 Replikaherstellung

Die erhaltenen Abformungen wurden systematisch beschriftet und nach einer 24 stündigen Lagerung mit dem Replika-Kunststoff Araldit CW 2215 [M 29] ausgegossen. Nach einer Aushärtephase von 24 Stunden bei Raumtemperatur wurden die Replikate vorsichtig aus der Abformung entfernt. Anschließend wurde nach Verstreichen der Rückstellzeit der Abformung von einer Stunde der Vorgang wiederholt.

4.2.3 Probenkörperherstellung

Bei einem Kunststoffreplikat (vor TCML) wurde die Zahnkrone knapp oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze mit einer Modellsäge [M 30] abgetrennt und dieses Replikat entlang der Zentralfissur (mesial-distal) in zwei Fragmente geteilt, um eine Beurteilung der palatinalen Grenzfläche zu ermöglichen. Das zweite identische Kunststoffreplikat (vor TCML) wurde ebenfalls gekürzt und in vestibulo-oraler Richtung geteilt. Diese zwei Fragmente dienten zur Auswertung der approximalen Restaurationsgrenzen. Insgesamt lagen pro Zahn eine distale und eine palatinale Grenzfläche zur Auswertung vor.

Anschließend wurde der Boden der Probenkörper mit feinem Sandpapier [M 31] geglättet und diese mit Doppelklebeband [M 32] plan auf einen Probenträger (Alu Stubs) [M 33] fixiert. Nach dem Entfernen von Schleifstaubauflagerungen wurden die Proben in einer Sputteranlage [M 34] für drei Minuten mit einer Goldschicht besputtert, um die Oberfläche für die Beurteilung im Rasterelektronenmikroskop [M35] leitfähig zu machen. Die fertigen Probenkörper wurden bis zur Auswertung feuchtigkeits- und staubgeschützt aufbewahrt.

4.2.4 Vorgehen am Rasterelektronenmikroskop

Die quantitative Untersuchung der Randqualität erfolgte am Rasterelektronenmikroskop [M35] bei einem Arbeitsabstand von 23 mm und einer 201-fachen Vergrößerung. Die Fragmente wurden palatinal, approximal-mesial und approximal-distal jeweils an den Grenzen Zahnhartsubstanz/Befestigungsmaterial und Keramik/Befestigungsmaterial untersucht.

An den approximalen Fragmenten wurden die Grenzen Zahnhartsubstanz/Befestigungsmaterial nach schmelzbegrenzten und dentinbegrenzten Abschnitten unterschieden.

4.2.5 Durchführung der Messungen

Für jeden Probenkörper wurde ein Übersichtsbild bei 12,2-facher Vergrößerung angefertigt, auf welchem Start- und Endpunkte der Messstrecken dokumentiert wurden. Sowohl Start- als auch Endpunkte jeder einzelnen Messstrecke wurden gesondert bei 201-facher bzw. 97-facher (aus Übersichtsgründen) Vergrößerung dokumentiert, so dass für jeden Probenkörper zusammen mit der Übersichtsaufnahme mindestens drei bis fünf (je nach Probe) Screenprints über einen Thermodrucker [M 36] zur Dokumentation vorliegen.

Somit können auch zu einem späteren Zeitpunkt die Messstrecken exakt aufgefunden werden. Die Messung erfolgte mit Hilfe der Bildanalysesoftware Optimas 6.1 [M 37]. Mit Hilfe eines zu diesem Zweck programmierten Makros konnten durch markieren einzelner Strecken mit einer Maus auf einem mit dem Rasterelektronenmikroskop verbundenen Monitor sowohl die Länge der Gesamtstrecke als auch die prozentuale Verteilung (auf die Gesamtlänge bezogen) der fünf Bewertungsparameter (siehe 4.3) errechnet werden. Die Messstreckenlänge und der prozentuale Anteil der einzelnen Bewertungsparameter wurden in Excel-Tabellen [M 38] automatisch gespeichert.

4.3 Kriterien der Quantitativen Randanalyse

Die Randqualität wurde nach folgenden Bewertungskriterien unterteilt in:

Perfekter Rand (PR)	Perfekte marginale Adaption Völlig glatter Übergang zwischen Zahnhartsubstanz/Befestigungsmaterial und Keramik/Befestigungsmaterial Keine Kontinuitätsunterschiede
Randspalt (RS)	Deutlich erkennbare, in die Tiefe reichende Randspaltbildung zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial
Material- und Verarbeitungsfehler (MV)	Materialdefizite, Unregelmäßigkeiten, nicht kontinuierliche Übergänge (Niveauunterschiede) zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungsmaterial Die marginale Integrität ist erhalten
Nicht auswertbar (NA)	Nicht auswertbare Teilstrecke (Verschmutzung, Artefakte, Beläge)
Ausquellung (AQ)	Wulstige Auflagerung auf die Klebefuge, die keine Beurteilung der danebenliegenden Werkstoffgrenze zulässt
Eingeschränkte Randqualität (ER)	Zusammenfassung von Randspalt (RS) und Ausquellung (AQ) als die marginale Adaptation beeinträchtigende Parameter
Resin-Coating-Schicht	Darstellung der Resin-Coating-Schicht Erkennbarkeit der Resin-Coating-Schicht

Beispiele für die den einzelnen Kriterien entsprechenden Randqualitäten sind in den Abbildungen 2 bis 6 dargestellt.

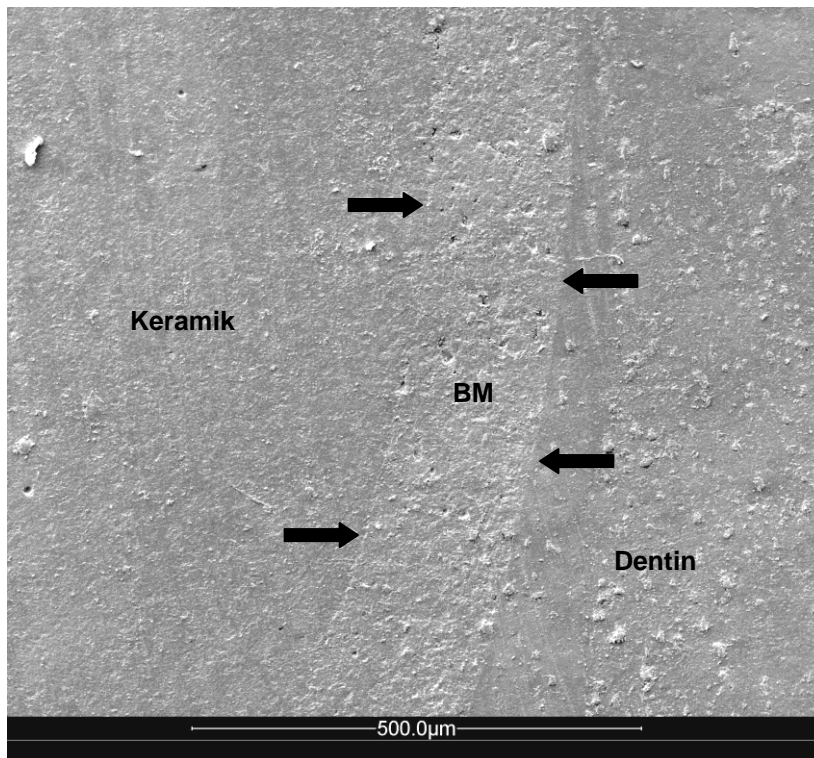


Abb. 2: Rechts: Darstellung Perfekter Rand zwischen Dentin und Befestigungsmaterial (BM). Links: Darstellung Perfekter Rand zwischen Keramik und Befestigungsmaterial

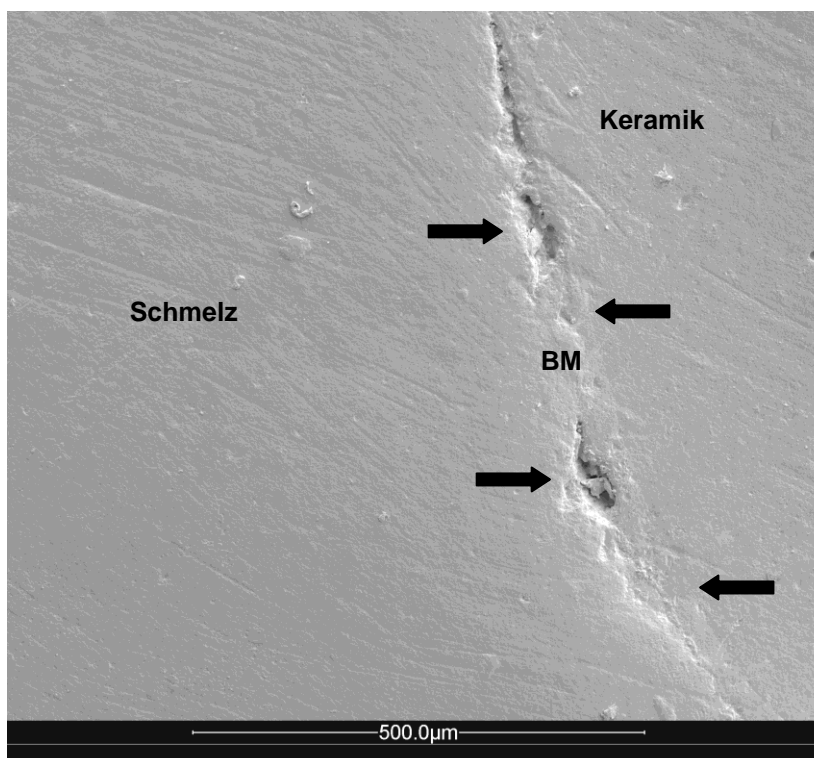


Abb. 3: Links: Darstellung Randspalt zwischen Schmelz und Befestigungsmaterial (BM). Rechts Darstellung Randspalt zwischen Keramik und Befestigungsmaterial

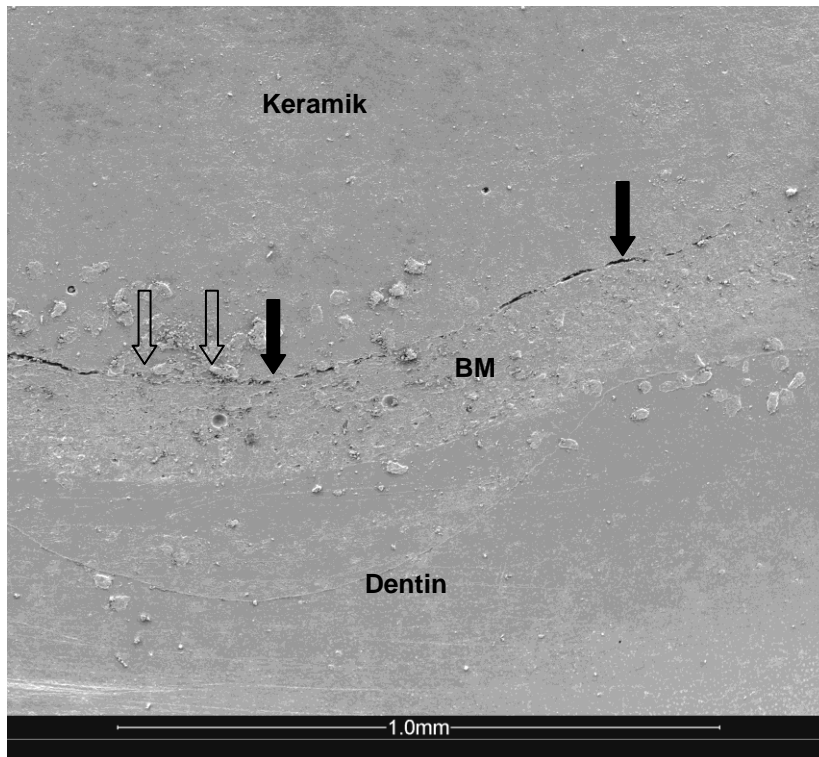


Abb. 4: Darstellung Material- und verarbeitungsbedingte Mängel (offener Pfeil) und von Randspalt (geschlossener Pfeil) zwischen Keramik und Befestigungsmaterial (BM)

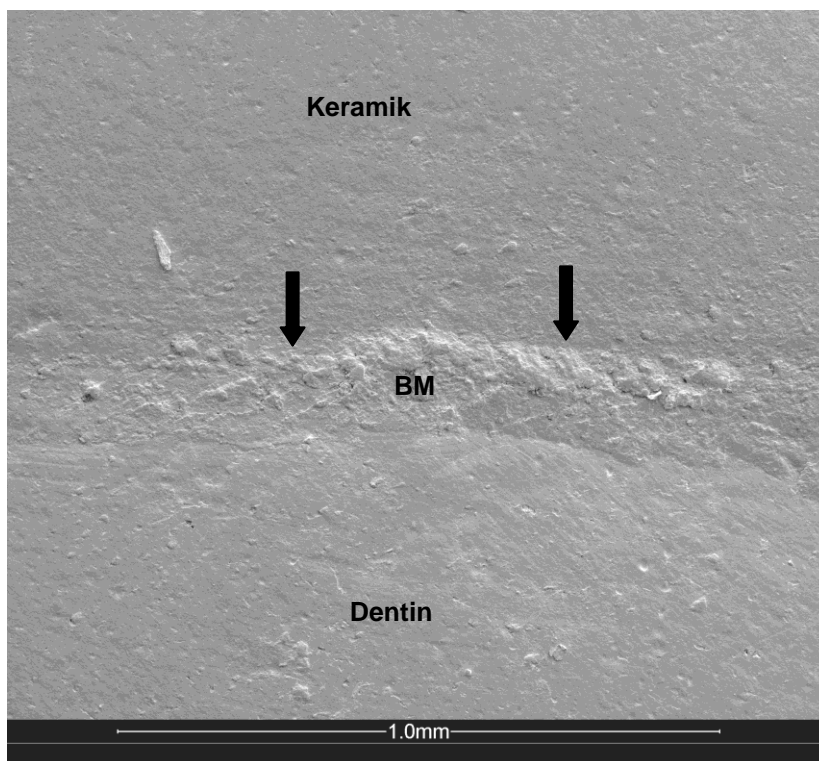


Abb. 5: Oben: Darstellung Ausquellung zwischen Keramik und Befestigungsmaterial (BM)

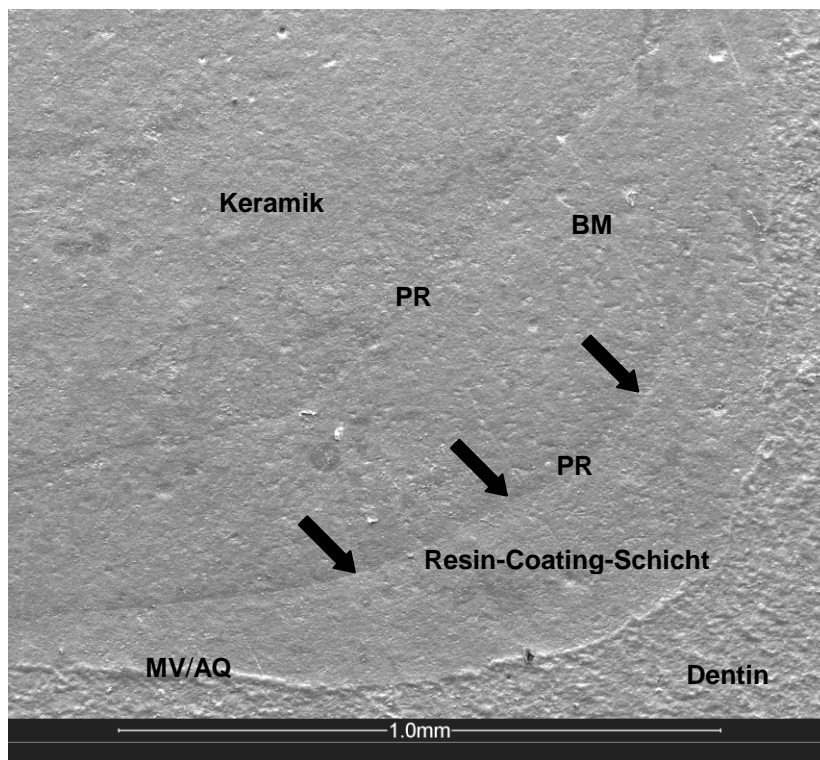


Abb. 6: Darstellung der Resin-Coating-Schicht zwischen Keramik und Dentin, Perfekter Rand (PR) zwischen Keramik und Befestigungsmaterial (BM), perfekter Rand zwischen Befestigungsmaterial und Resin-Coating-Schicht (geschlossener Pfeil) und Material- und verarbeitungsbedingte Mängel (MV) bzw. Ausquellung (AQ) zwischen Dentin und der Resin-Coating-Schicht

4.4 Statistische Auswertung

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss von zwei verschiedenen Befestigungssystemen jeweils einmal mit und einmal ohne Resin-Coating-Technik vor und nach einer thermomechanischen Wechselbelastung an jeweils 12 Zähnen untersucht. Die Untersuchung erfolgte separat für die Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin vor und nach TCML.

Die gemessenen Strecken („Schmelz palatinal“, „Keramik palatinal“, „Schmelz 1 mesial“, „Dentin mesial“, „Schmelz 2 mesial“, „Keramik mesial“, „Schmelz 1 distal“, „Dentin distal“, „Schmelz 2 distal“, „Keramik distal“) an den insgesamt drei Replikat-Fragmenten wurden wie folgt zusammengefasst:

Alle gemessenen Keramikstrecken wurden zur Gruppe „Keramik gesamt“ zusammengefasst, alle gemessenen Schmelzstrecken zu „Schmelz gesamt“ addiert, alle gemessenen Dentinstrecken zu „Dentin gesamt“ addiert. Zusätzlich wurde „Schmelz gesamt“ und „Dentin gesamt“ noch zu „Zahnhartsubstanz gesamt“ zusammengefasst.

Aus diesen Werten wurde pro Zahn für jede der vier Prüfgruppen (siehe 4.1.3 Prüfgruppen, n=12 Zähne) und jeden Bewertungsparameter (PR, RS, MV, NA, AQ, ER) aus n=12 Zähnen der Median mit 25%- und 75% Perzentilen berechnet und graphisch dargestellt.

Der Mann Whitney U Test wurde zum paarweisen Vergleich hinsichtlich des Einflusses der Parameter „Befestigungssystem“ und „Grenze“ herangezogen. Da es sich bei den Messungen vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung um Wiederholungsmessungen innerhalb derselben Probe handelt, wurde der Wilcoxon Rang Summen Test für paarweise Vergleiche vor und nach „TCML“ angewandt. Das Signifikanzniveau für die paarweisen Vergleiche wurde auf $\alpha=0,05$ festgelegt. Um einen groben Überblick über den Parameter „Befestigungssystem“ zu erhalten, wurden die Daten (PR, ER) -unabhängig von den übrigen Parametern- für alle Zähne (n=48) zusammengefasst betrachtet.

Der Einfluss des Befestigungssystems (Befestigungssystem = Befestigungsmaterial und Befestigungstechnik zusammengefasst), der Grenzen und der Zeit wurde anhand der Error-Rates-Methode ermittelt, dabei ist das Signifikanzniveau auf $\alpha^*(K)=1-(1-\alpha)^{1/k}$ (k= Anzahl des paarweise durchgeführten Tests) festgesetzt worden. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der SPSS/PC+Software [M 39].

5 Ergebnisse

5.1 Einleitung

In den folgenden Abbildungen wird das Verhalten der untersuchten Materialien Excite/Variolink ohne Resin-Coating, Excite/Variolink mit Resin-Coating, ED Primer/Panavia ohne Resin-Coating und ED Primer/Panavia mit Resin-Coating in Bezug auf die Kriterien „Perfekter Rand“ und „eingeschränkte Randqualität“ vor und nach TCML dargestellt. Dabei wurde zwischen den Grenzen Gesamt (Keramik, Schmelz und Dentin gesamt), Zahnhartsubstanz (Schmelz und Dentin gesamt), Keramik, Schmelz und Dentin unterschieden. Graphisch dargestellt ist jeweils der Median mit den 25%- und 75%-Perzentilen. Im Text werden der Median und signifikante Unterschiede angegeben. Der Prozentanteil 0,0% ist zur Kenntlichmachung als 0,1% in den Graphiken dargestellt.

Für die verschiedenen Befestigungssysteme wurden als wichtigste Kriterien der „Perfekte Rand“ und die „eingeschränkte Randqualität“ als Zusammenfassung von Randspalt und Ausquellung gemessen. Material- und Verarbeitungsfehler wurden nicht gesondert dargestellt, da hierbei die marginale Integrität erhalten blieb.

5.2 Untersuchungsparameter Perfekter Rand (PR)

5.2.1 Einfluss des Befestigungssystems – Gesamtgrenze

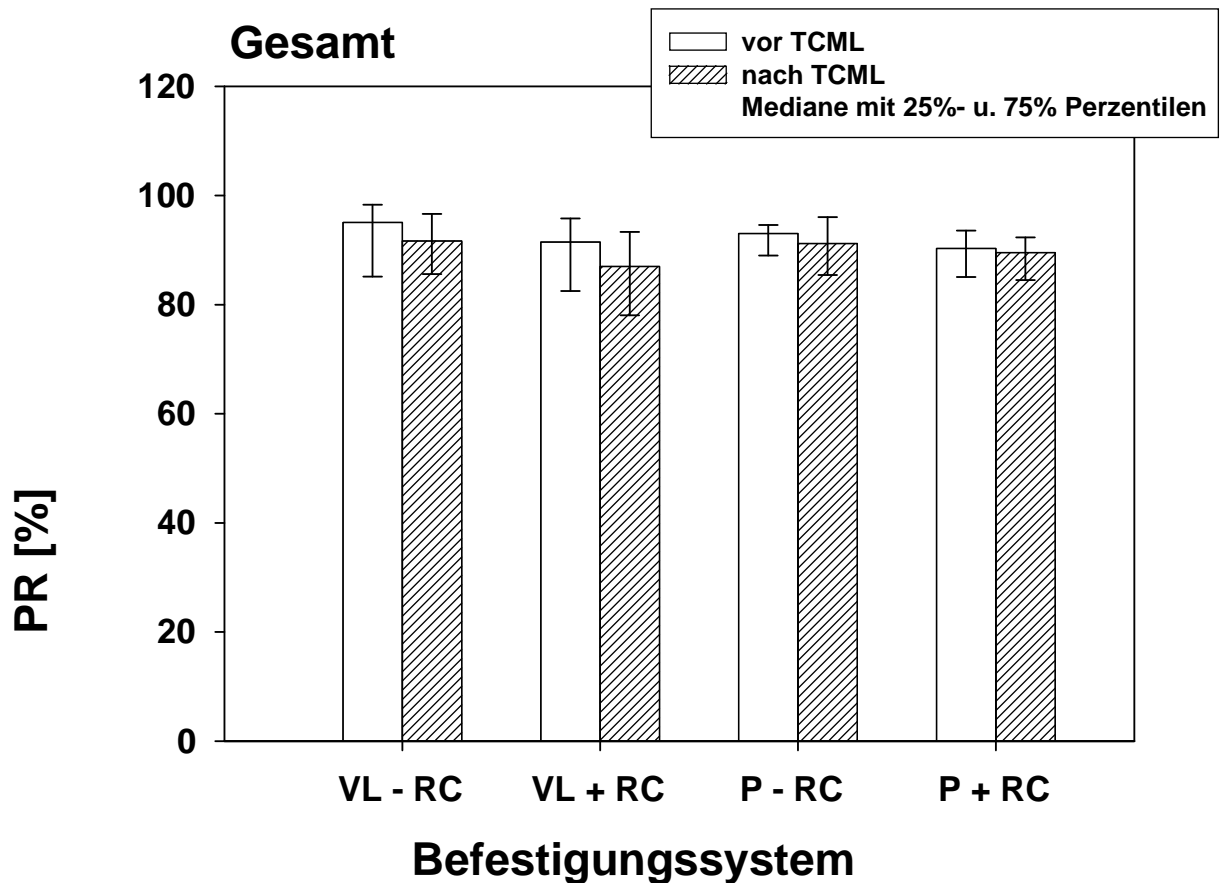


Abb. 7: Darstellung des prozentualen Anteils von PR zusammengefasst an den Grenzen der gesamten Restauration (Keramik-Schmelz-Dentin) für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

In Abbildung 7 wurden die zusammengefassten Daten für perfekten Rand aus den Grenzen Keramik-Schmelz-Dentin dargestellt. Variolink ohne RC zeigte mit 95,0% vor und mit 91,6% nach TCML zusammen mit Panavia ohne RC (93,0% vor und 91,2% nach TCML) die höchsten Anteile an perfektem Rand. Variolink mit RC hatte einen Anteil an perfektem Rand von 91,4% vor und 86,9% nach TCML, Panavia mit RC von 90,2% vor und 89,5% nach TCML. Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Befestigungssystemen und Materialien traten weder vor noch nach TCML auf.

5.2.2 Einfluss des Befestigungssystems – Zahnhartsubstanzgrenze

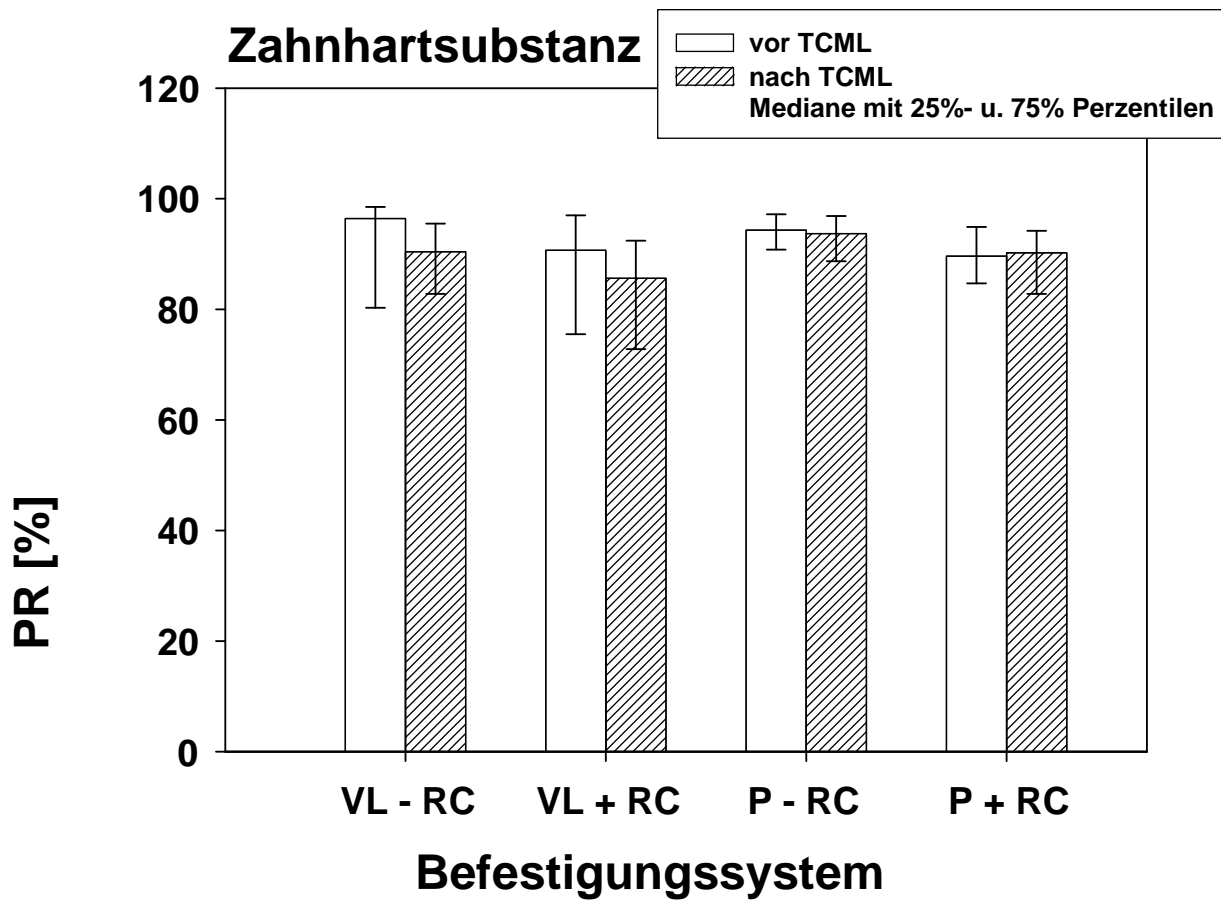


Abb. 8: Darstellung des prozentualen Anteils von PR an den Grenzen der gesamten Zahnhartsubstanz (Dentin und Schmelz) für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%-Perzentile).

Abbildung 8 zeigt den prozentualen Anteil des Kriteriums Perfekter Rand für die Grenzfläche Zahnhartsubstanz (Dentin und Schmelz) – Befestigungsmaterial.

An den Grenzflächen zur Zahnhartsubstanz wurden hohe Anteile perfekter Rand mit 89,6%-96,4% sowohl für die beiden Materialien Panavia/Variolink als auch für die Befestigungstechnik mit und ohne RC gemessen. Panavia ohne RC zeigte mit 94,3% vor und mit 93,7% nach TCML zusammen mit Variolink ohne RC (96,4% vor und 90,4% nach TCML) die höchsten Anteile an perfektem Rand. Panavia mit RC hatte einen Anteil perfekter Rand von 89,6% vor und 90,2% nach TCML, Variolink mit RC von 90,7% vor und 85,6% nach TCML.

Zwischen den einzelnen Befestigungstechniken für Variolink mit RC und ohne RC und Panavia mit RC und ohne RC traten keine signifikanten Unterschiede auf. Auch zwischen den einzelnen Befestigungsmaterialien traten für das Kriterium Perfekter Rand keine signifikanten Unterschiede auf.

5.2.3 Einfluss des Befestigungssystems – Keramikgrenze

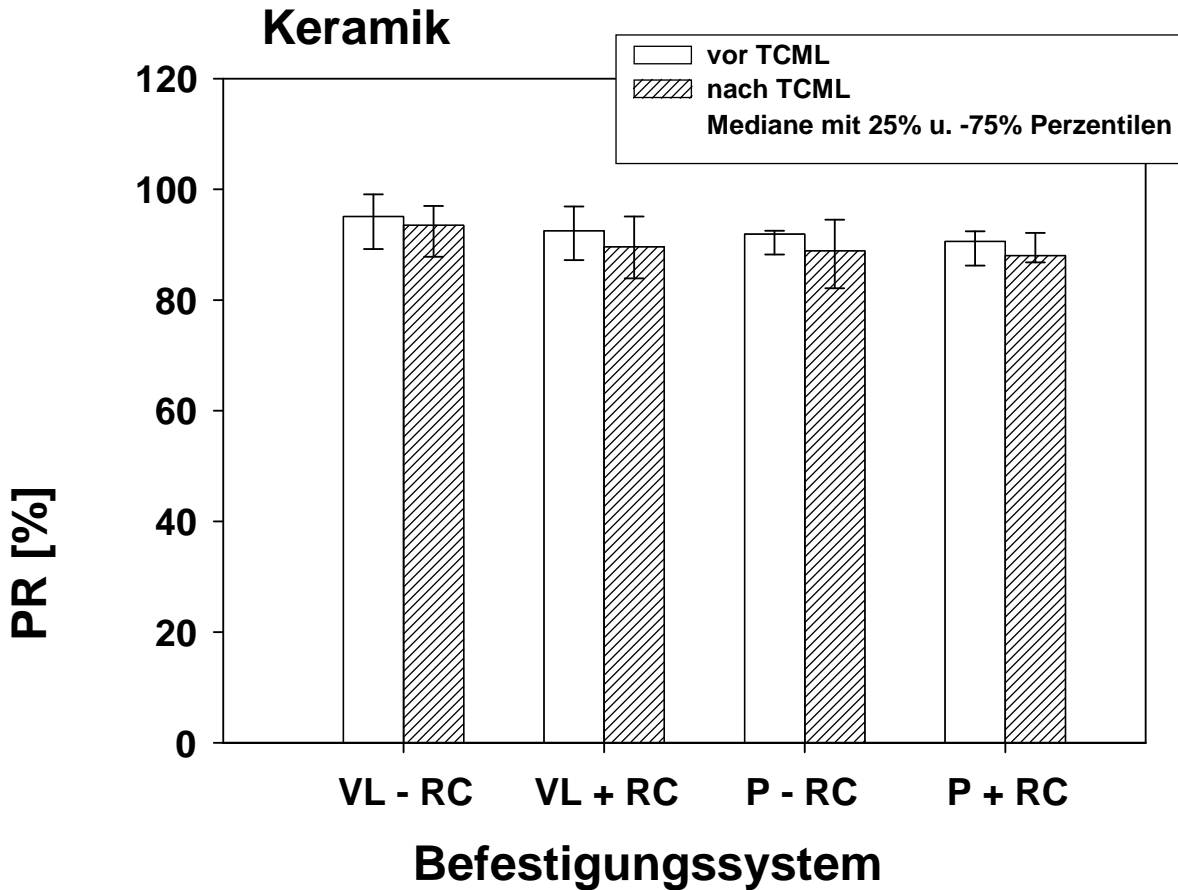


Abb. 9: Darstellung des prozentualen Anteils von PR an der Grenze Keramik für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

Abbildung 9 zeigt die Werte an perfektem Rand für die genannten Materialien an der Grenze zur Keramik vor und nach TCML. Der Anteil perfekter Rand liegt vor TCML zwischen 90,6% und 95,1% und nach TCML zwischen 88,0% und 93,5%.

Variolink ohne RC zeigte mit 95,1% vor und 93,5% nach TCML den höchsten Anteil an perfektem Rand, Panavia mit RC mit 90,6% vor TCML und 88,0% nach TCML den geringsten Anteil an perfekten Rand. Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Befestigungsmaterialien und Befestigungstechniken traten weder vor noch nach TCML auf.

5.2.4 Einfluss des Befestigungssystems – Schmelzgrenze

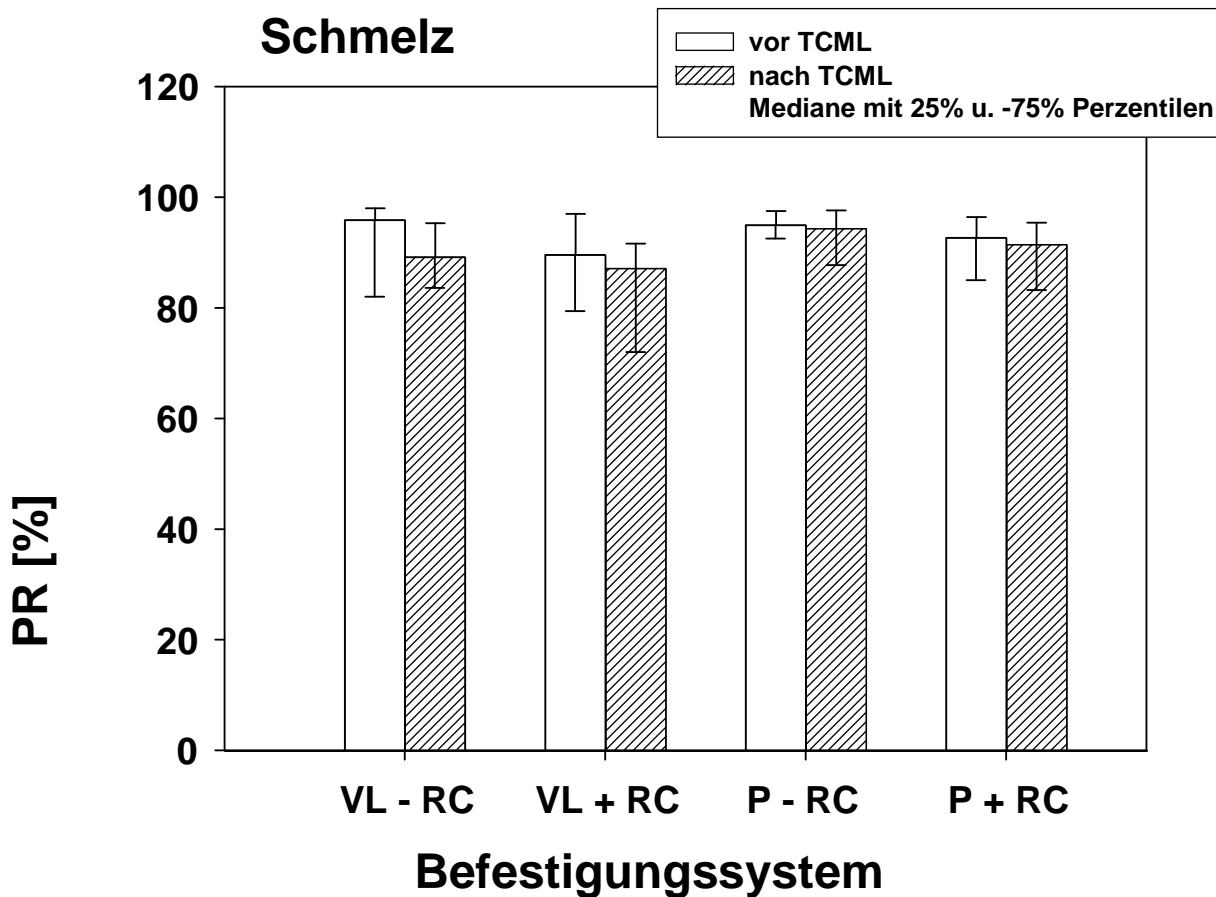


Abb. 10: Darstellung des prozentualen Anteils von PR an der Grenze Schmelz für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

Abbildung 10 zeigt das Randschlussverhalten für das Kriterium perfekter Rand an der Grenze zum Schmelz. Der höchste prozentuale Anteil an perfektem Rand wurde mit Panavia ohne RC mit 95,0% vor TCML und 94,4% nach TCML erreicht.

Variolink mit RC wies die geringsten Werte an perfektem Rand vor und nach TCML auf (89,6% vor bzw. 87,2% nach TCML). Bei Variolink ohne RC wurden an der Grenze Schmelz Anteile von perfektem Rand von 95,9% vor und 89,2% nach TCML gemessen, bei Panavia mit RC von 92,7% vor und 91,5% nach TCML. Bei Variolink mit RC nach TCML besteht ein signifikanter Unterschied zu Panavia ohne RC nach TCML ($p=0,0179$). Zwischen den anderen Befestigungsmaterialien und Befestigungstechniken traten keine signifikanten Unterschiede auf.

5.2.5 Einfluss des Befestigungssystems-Dentinggrenze

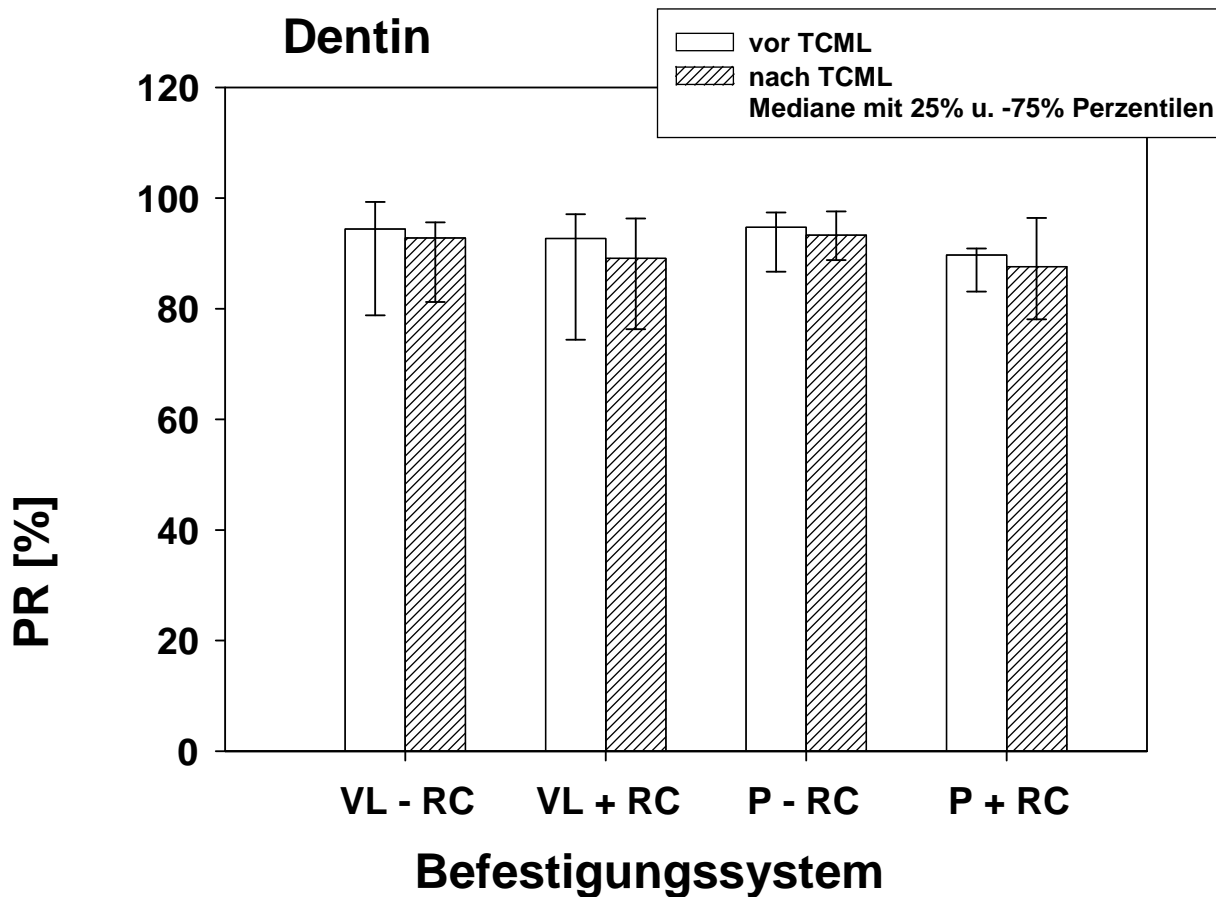


Abb. 11: Darstellung des prozentualen Anteils von PR an der Grenze Dentin für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

Aus Abbildung 11 wird der Anteil an perfektem Rand an der Grenze Dentin ersichtlich. Panavia ohne RC wies mit 94,7% vor TCML und 93,3% nach TCML die höchsten prozentualen Anteile an perfektem Rand auf, gefolgt von Variolink ohne RC mit 94,4% vor und 95,8% nach TCML: Bei Variolink mit RC wurde vor TCML 92,7% bzw. 89,1% nach TCML gemessen. Die niedrigsten prozentualen Anteile an perfektem Rand an der Grenze Dentin hatte Panavia mit RC mit 89,7% vor TCML und 87,6% nach TCML. Signifikante Unterschiede zwischen den Befestigungssystemen traten nicht auf.

5.3 Untersuchungsparameter eingeschränkte Randqualität (ER)

5.3.1 Einfluss des Befestigungssystems – Gesamtgrenze

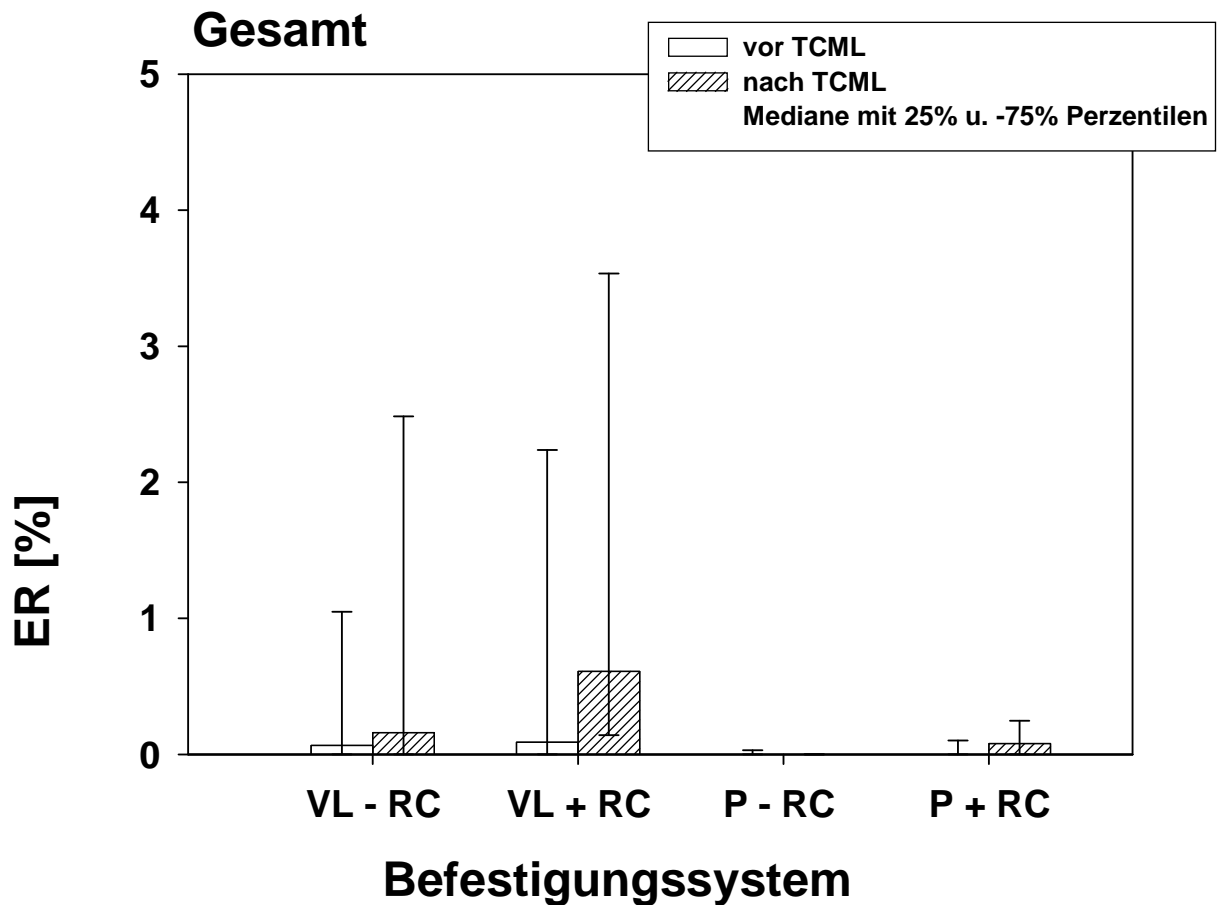


Abb. 12: Darstellung des prozentualen Anteils von ER zusammengefasst an den Grenzen der gesamten Restauration (Keramik-Schmelz-Dentin) für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

In Abbildung 12 werden die zusammengefassten Daten von ER aus den Grenzen Keramik – Schmelz – Dentin dargestellt. Variolink+ RC wies dabei die höchsten Werte an ER auf, nämlich vor TCML einen Prozentsatz von 0,0% und nach TCML von 0,6% auf. Mit Variolink- RC waren vor TCML 0,0% und nach TCML 0,1% geringere Prozentwerte an ER ersichtlich. Bei der Verwendung von Panavia- RC und Panavia+ RC trat weder vor noch nach TCML eine eingeschränkte Randqualität auf.

Signifikante Unterschiede gab es nur nach TCML für Variolink mit RC gegenüber Panavia ohne RC ($p=0,000$) und für Panavia mit RC gegenüber Panavia ohne RC ($p=0,045$), wobei Panavia immer die geringeren Werte für ER zeigte.

5.3.2 Einfluss des Befestigungssystems – Zahnhartsubstanzgrenze

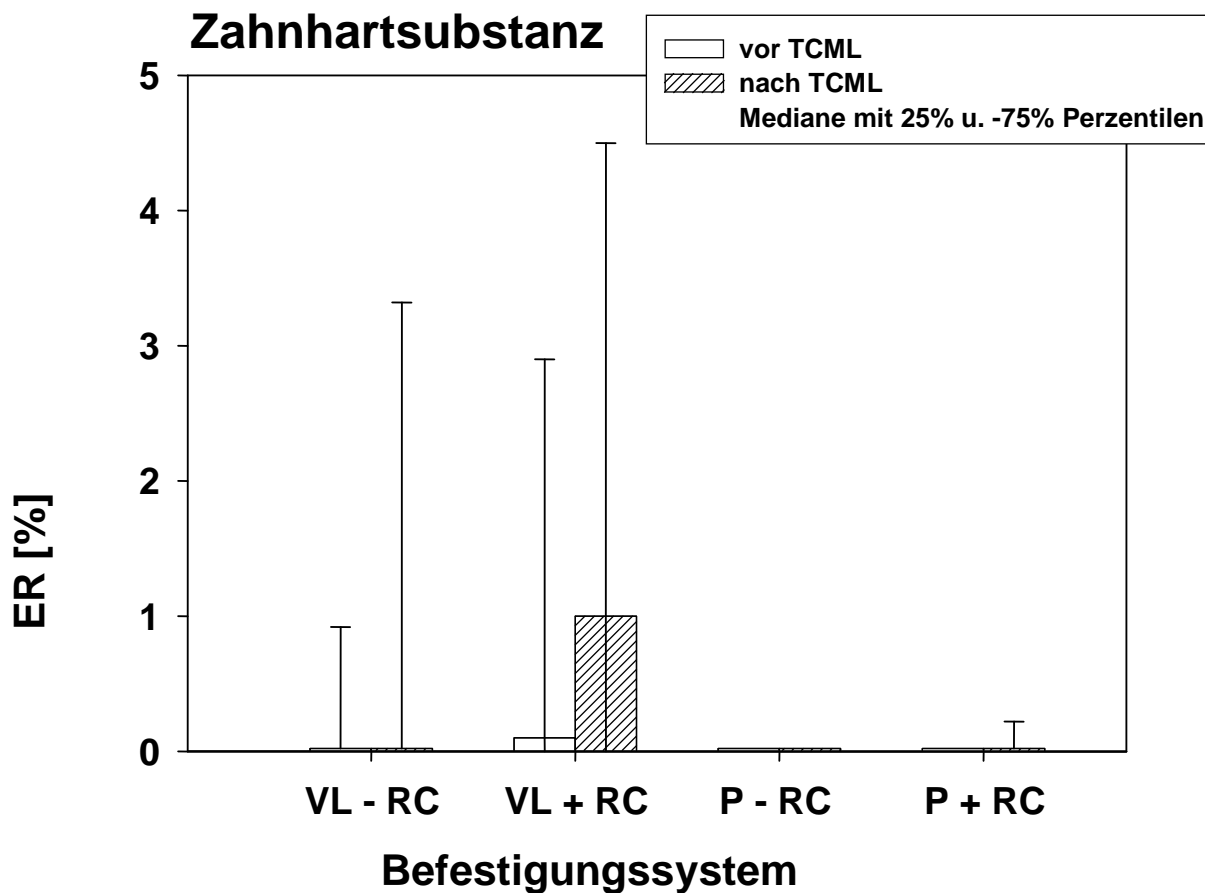


Abb. 13: Darstellung des prozentualen Anteils von ER an der Grenze der gesamten Zahnhartsubstanz (Dentin und Schmelz) für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%-Perzentile).

Abbildung 13 zeigt den prozentualen Anteil von ER an den Grenzen der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin zusammengefasst auf. Variolink+ RC wies dabei die höchsten Werte an eingeschränkter Randqualität auf, nämlich vor TCML einen Prozentsatz von 0,1% und nach TCML von 1,0%. Im Vergleich dazu wurden für Variolink- RC, Panavia+ RC und Panavia- RC weder vor noch nach TCML eine eingeschränkte Randqualität aufgezeigt. Panavia mit RC wies nach TCML und vor TCML signifikant weniger Anteil an ER auf als Variolink mit RC ($p=0,0342$ nach TCML und $p=0,0214$ vor TCML). Panavia ohne RC wies nach TCML signifikant weniger Anteil an ER auf als Variolink ohne RC ($p=0,0063$) und signifikant weniger Anteil an ER als Panavia mit RC ($p=0,0025$).

5.3.3 Einfluss des Befestigungssystems – Keramikgrenze

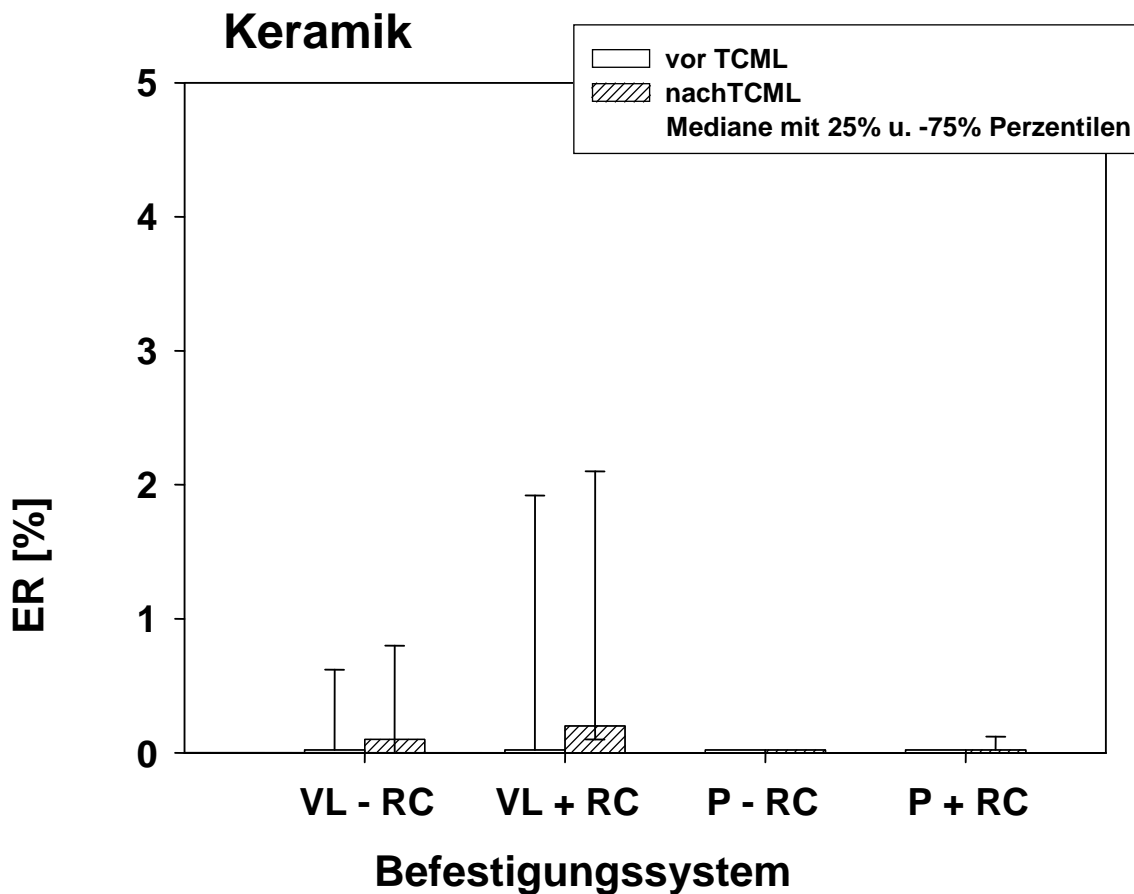


Abb. 14: Darstellung des prozentualen Anteils von ER an der Grenze Keramik für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

In Abbildung 14 wird das Kriterium eingeschränkte Randqualität an der Grenze Keramik dargestellt.

Dabei wurde der höchste Wert für ER mit 0,2% nach TCML für Variolink mit RC gemessen, gefolgt von 0,1% nach TCML für Variolink ohne RC. Für die anderen Befestigungssysteme wurden sowohl vor als auch nach TCML Werte für ER von 0,0% ermittelt.

Signifikante Unterschiede gab es nur nach TCML für Variolink ohne RC gegenüber Panavia ohne RC nach TCML ($p=0,0337$) und für Variolink mit RC gegenüber Panavia mit RC ($p=0,01$), wobei Panavia immer die geringeren Werte für ER zeigte.

5.3.4 Einfluss des Befestigungssystems – Schmelzgrenze

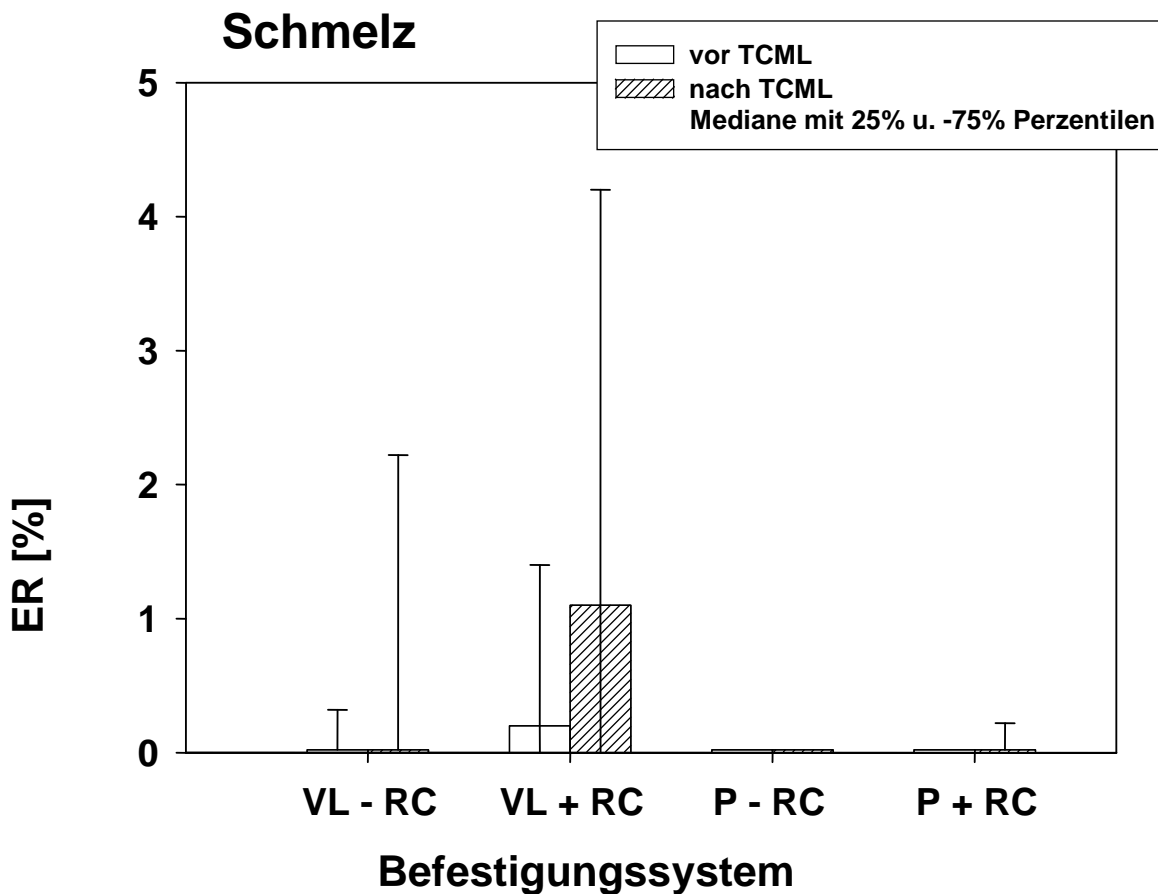


Abb. 15: Darstellung des prozentualen Anteils von ER an der Grenze Schmelz für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

Abbildung 15 gibt die Darstellung des prozentualen Anteils von eingeschränkter Randqualität vor und nach TCML für die genannten Materialien wieder.

Die Betrachtung vor und nach TCML ergab für Variolink mit RC einen Anteil an eingeschränkter Randqualität von 0,2% vor TCML und 1,1% nach TCML. Für alle anderen Gruppen wurde der Anteil an ER vor und nach TCML mit 0% ermittelt. Panavia ohne RC zeigte nach TCML signifikant geringere Werte für ER als Panavia mit RC ($p=0.0329$) und als Variolink ohne RC ($p=0.0063$). Panavia mit RC zeigte sowohl vor als auch nach TCML signifikant weniger ER als das Vergleichsmaterial Variolink mit RC ($p=0,0063$ vor und $p=0.044$ nach TCML).

5.3.5 Einfluss des Befestigungssystems – Dentinegrenze

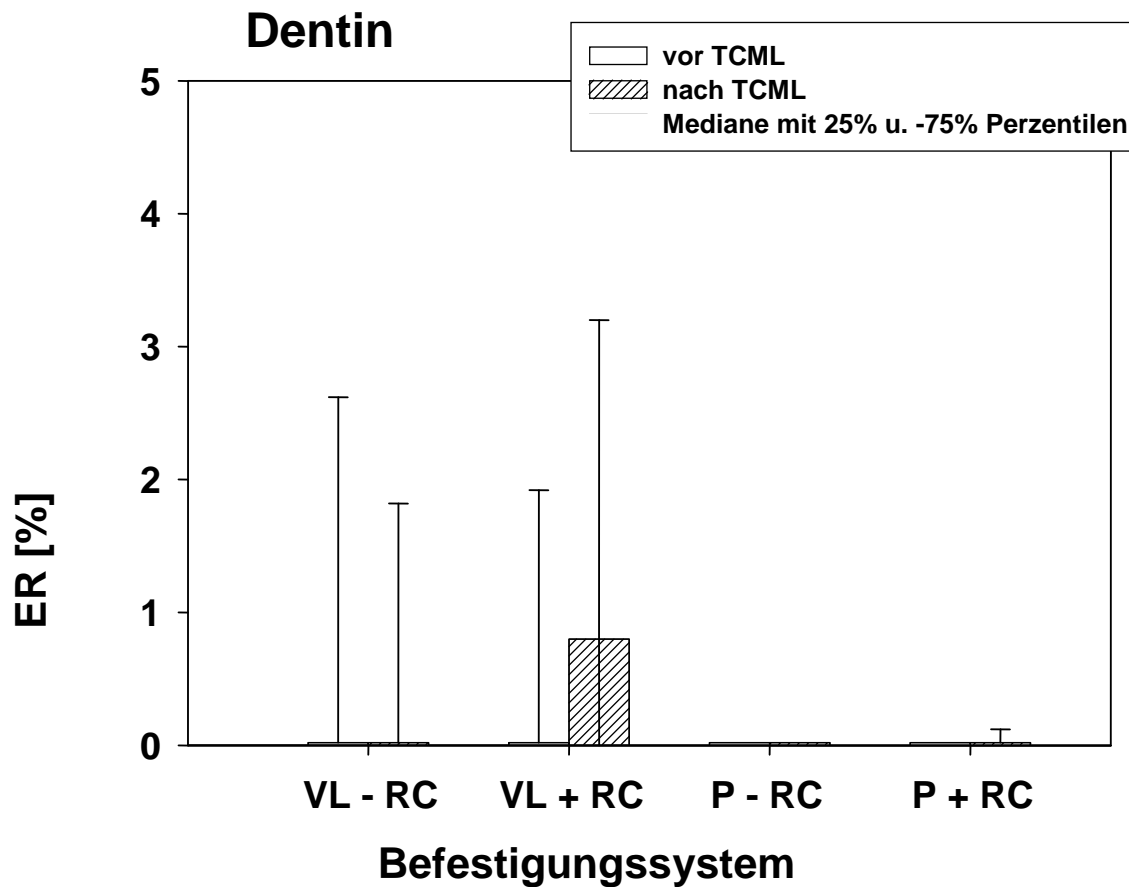


Abb. 16: Darstellung des prozentualen Anteils von ER an der Grenze Dentin für die Materialien Variolink- RC, Variolink+ RC, Panavia- RC und Panavia+ RC zu den Zeiten vor und nach TCML (Median, 25%- und 75%- Perzentile).

Die Betrachtung der eingeschränkten Randqualität an der Grenze zum Dentin ist in Abbildung 16 angegeben.

Für Variolink mit RC ergab sich nach TCML mit 0,8% der höchste Anteil von eingeschränkter Randqualität an der Grenze zum Dentin. Die restlichen Befestigungssysteme hatten einen prozentualen Anteil von 0,0% an eingeschränkter Randqualität, unabhängig von der Untersuchung vor und nach TCML.

An der Grenze Dentin/Befestigungssystem konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Kriteriums ER ermittelt werden.

5.4 Vergleich der Grenzen gegeneinander

5.4.1 Variolink ohne Resin-Coating

5.4.1.1 Kriterium Perfekter Rand

Beim Vergleich des Kriteriums Perfekter Rand für das Befestigungssystem Variolink ohne RC konnte an der Grenze Zahnhartsubstanz mit 96,4% vor TCML der beste Wert nachgewiesen werden. Desweiteren folgte vor TCML für das Kriterium Perfekter Rand die Grenzfläche Schmelz (95,9%), Keramik (95,1%) und mit 94,4% die Grenzfläche Dentin. Nach TCML hatte den besten Wert die Grenze Keramik mit 93,5% gefolgt von Dentin (92,8%), Zahnhartsubstanz (90,4%) und Schmelz (89,2%). Die geringste Abweichung zwischen vor TCML (95,1%) und nach TCML (93,5%) wurde für die Grenze Keramik und mit 94,4% vor TCML und 92,8% nach TCML für die Grenze Dentin ermittelt. Für den Parameter Perfekter Rand traten für Variolink ohne RC sowohl vor als auch nach TCML bei Vergleich aller Grenzen gegeneinander keine signifikanten Unterschiede auf.

5.4.1.2 Kriterium eingeschränkte Randqualität

Es konnte für das Befestigungssystem Variolink ohne RC lediglich an der Grenze Keramik nach TCML eine eingeschränkte Randqualität von 0,1% nachgewiesen werden. Für den Parameter eingeschränkte Randqualität konnten bei Vergleich aller Grenzen gegeneinander keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

5.4.2 Variolink mit Resin-Coating

5.4.2.1 Kriterium Perfekter Rand

An der Grenze Dentin konnte mit 92,7% vor TCML die besten Werte ermittelt werden gefolgt von Keramik (92,5%), Zahnhartsubstanz (90,7%) und Schmelz (89,6%). Den niedrigsten Wert nach TCML für das Kriterium perfekter Rand war bei Zahnhartsubstanz zu finden (85,6%); hier war auch die größte Abweichung zwischen vor TCML (90,7%) und nach TCML (85,6%) zu finden. Die geringste Abweichung zwischen vor TCML (89,6%) und nach TCML (87,2%) wurde an der Grenze Schmelz ermittelt. Beim

Vergleich aller Grenzen gegeneinander sowohl vor TCML als auch nach TCML traten keine signifikanten Unterschiede auf.

5.4.2.2 Kriterium eingeschränkte Randqualität

An der Grenze Keramik wurde für das Material Variolink mit RC die geringsten Prozentwerte an eingeschränkter Randqualität mit 0,0% vor TCML und 0,2% nach TCML erreicht. Die schlechtesten Werte wurden mit 0,2% vor TCML und 1,1% nach TCML an der Grenze Schmelz ermittelt; hieraus ergab sich auch die größte Abweichung zwischen vor und nach TCML. Signifikante Unterschiede traten für den Parameter eingeschränkte Randqualität bei Vergleich aller Grenzen gegeneinander sowohl vor TCML als auch nach TCML nicht auf.

5.4.3 Panavia ohne Resin-Coating

5.4.3.1 Kriterium Perfekter Rand

Beim Vergleich des Kriteriums Perfekter Rand für das Befestigungssystem Panavia ohne RC konnten an der Grenze Schmelz mit 95,0% vor TCML und 94,4% nach TCML die besten Werte und die geringste Abweichung von Werten vor und nach TCML ermittelt werden. Der geringste Prozentsatz an perfektem Rand wurde mit 91,9% vor TCML und 88,9% nach TCML an der Grenze Keramik ermittelt. Beim Vergleich der Grenzen Schmelz gegen Keramik beim Material Panavia ohne RC traten vor TCML $p=0,0433$ signifikante Unterschiede auf. Beim Vergleich aller anderen Grenzen gegeneinander traten sowohl vor als auch nach TCML keine signifikanten Unterschiede auf.

5.4.3.2 Kriterium eingeschränkte Randqualität

An den einzelnen Grenzen Zahnhartsubstanz, Keramik, Schmelz und Dentin konnte für das Befestigungssystem Panavia ohne RC keine eingeschränkte Randqualität nachgewiesen werden. Signifikante Unterschiede traten ebenfalls nicht auf.

5.4.4 Panavia mit Resin-Coating

5.4.4.1 Kriterium Perfekter Rand

Beim Vergleich des Kriteriums Perfekter Rand für das Befestigungssystem Panavia mit RC konnten an der Grenze Schmelz mit 92,7% vor TCML und 91,5% nach TCML die besten Werte nachgewiesen werden. Der geringste Prozentsatz an perfektem Rand wurde mit 89,7% vor TCML und 87,6% nach TCML an der Grenze Dentin gefunden. Die größte Abweichung zwischen vor TCML (90,6%) und nach TCML (88,0%) wurde an der Grenze Keramik nachgewiesen. Für den Parameter Perfekter Rand traten sowohl vor TCML als auch nach TCML bei Vergleich aller Grenzen gegeneinander keine signifikanten Unterschiede auf.

5.4.4.2 Kriterium eingeschränkte Randqualität

An den einzelnen Grenzen Zahnhartsubstanz, Keramik, Schmelz und Dentin konnte für das Befestigungssystem Panavia mit RC keine eingeschränkte Randqualität gefunden werden. Für den Parameter eingeschränkte Randqualität traten sowohl vor TCML als auch nach TCML beim Vergleich aller Grenzen gegeneinander keine signifikanten Unterschiede auf.

5.5 Error Rates Methode

Um eine generelle Aussage darüber machen zu können, ob die Befestigungssysteme, die Grenzen und die Zeit einen statistisch signifikanten Einfluss auf die quantitative REM-Analyse haben, wurde das Signifikanzniveau $\alpha \leq 0,05$ gemäß der Error Rates Methode (Fehlerangleichungsmethode) angepasst zu $\alpha^*(u) = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$, wobei k die Anzahl der durchgeführten paarweisen Tests ist. Das Befestigungssystem hat unabhängig von Grenze, Randqualität und Zeit für $k=72$ und $\alpha^*=0.00071$ bei allen Materialien keinen signifikanten Einfluss. Für die REM-Analyse ergab sich für $k=48$ paarweise Tests und $\alpha^*=0,0010$ kein signifikanter Einfluss der Grenzen. Mit Hilfe der Error Rates Methode wurde der Einfluss der Zeit vor und nach TCML für die einzelnen Materialien

$k=24$ und $\alpha^*=0,0021$ unabhängig von Grenzen und Randqualität getestet. Für die REM-Analyse ergab sich kein signifikanter Einfluss der Zeit vor und nach TCML.

6 Diskussion

Die Bewertung der Randqualität (stufenloser Übergang/Dichtigkeit) steht neben der Frakturanfälligkeit bei adhäsiv befestigten Inlays, Onlays oder Teilkronen im Zentrum des Interesses. Jede Verbundzone ist ständigem Verschleiß ausgesetzt, die umgebende Zahnhartsubstanz als auch das Befestigungskomposit ist der Abrasion ausgeliefert. Die Verbundfestigkeit und Verbunddauerhaftigkeit zwischen geklebten Grenzflächen sowie die Haftprinzipien wurden in qualitativen Randspaltanalysen untersucht [5, 32, 48].

Klinische Studien berichten von Frakturen als Hauptversagensursache von Keramikinlays bzw. -teilkronen. Daneben wurde darauf hingewiesen, dass die Klebefuge durch die okklusale Belastung stets einer gewissen Degradation unterworfen ist. Inwieweit dieser Verschlechterungsprozess das Langzeitverhalten vollkeramischer Restaurationen verändert, ist nicht vollständig untersucht [32]. Um einen möglichst spaltfreien Klebeverbund und damit weniger postoperative Hypersensibilitäten, weniger Sekundärkaries und weniger Verfärbungen zu erlangen, wird die Resin-Coating-Technik oder Immediate Dentin Sealing Technik propagiert. In der vorliegenden In-vitro-Studie sollte untersucht werden, ob diese Technik zu einer Verbesserung der marginalen Adaptation führt.

6.1 Material und Methode

6.1.1 Untersuchungsgut

Der Sinn von In-vitro-Untersuchungen liegt in der Überlegung, dass die Klebewirkung von Restaurationsmaterialien an Zahnhartsubstanzen auf den adhäsiv vermittelten Hafteffekten beruht, und dass die Haftung umso besser ist, je größer der Anteil perfekter Rand innerhalb der Verbundzone ist. Mit Hilfe der modernen Laborstudien können Schwachstellen eines Befestigungssystems herausgefunden und durch gezielte Weiterentwicklung eliminiert werden. Allen In-vitro-Untersuchungen ist jedoch der Nachteil gemeinsam, dass sie die Komplexität der klinischen Situation nicht umfassend simulieren können [27, 46, 48, 74].

Da menschliche dritte Molaren als Untersuchungsgut ausreichend zur Verfügung stehen, werden diese in vielen In-vitro-Studien verwendet [3, 51, 56]. Die Lagerung der extrahierten Zähne erfolgte in Chloramin-Lösung. Nach Versorgung der Zähne mit einer Keramikteilkrone hat sich die Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung bewährt [3, 56]. Da im Zentrum des Interesses die Beurteilung der verschiedenen Befestigungssysteme einschließlich der Resin-Coating-Technik stand und provisorisches Füllungsmaterial sowohl chairside nicht verwendet wird als auch die Haftwerte der Restauration verringert, wurde auf deren Anwendung in dieser Studie verzichtet [80]. Desweiteren sollte eine Kontamination der Resin-Coating-Schicht vermieden werden [2, 8]. Das Einsetzen der Restauration wurde gemäß den Angaben der Hersteller durchgeführt. Anschließend erfolgte eine thermomechanische Wechselbelastung von 5000 Zyklen. Jeweils vor und nach der thermomechanischen Wechselbelastung wurden Abdrücke mittels Impregum, einem Polyether-Abformmaterial, für die Replikaherstellung zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung gewonnen.

6.1.2 Präparation

Die Grundregeln bei Keramikpräparationen sind möglichst substanzschonend und werkstoffgerecht zu präparieren und alle Kanten innerhalb der Kavität abzurunden. Obwohl aus klinischen Resultaten eine klare Empfehlung für die Mindeststärke der Keramik nicht eindeutig abgeleitet werden kann, sollten die generell geforderten 1,5 mm als Standard angesehen werden [5, 32]. Auf eine präventive Höckerüberkupplung kann verzichtet werden, außer bei Unterschreiten der Mindeststärke von ca. 1,5mm der Zahnhartsubstanz, und wenn die Präparation bis zur Höckerspitze reicht [28, 50]. In jeder Präparation für vollkeramische Teilrestaurationen soll darauf geachtet werden, dass die werkstoffspezifischen Rahmenbedingungen eingehalten werden. Es sollten keine Spannungsspitzen auftreten; plötzliche Querschnittsveränderungen, Ecken und Kanten sind zu vermeiden [5]. Die Präparationsform hat aufgrund der Adhäsivtechnik einen geringen bis keinen Einfluss auf die Randqualität [18, 28, 79]. Deshalb wurde für diese Studie eine standardisierte Präparationsform ausgewählt, die generellen Anforderungen an den Werkstoff Keramik wurden befolgt [79]. Nach Präparation einer MOD-Kavität wurde der tragende Höcker um ca. 1,5 mm gekürzt und mit einer 1-1,5 mm breiten von mesial nach distal verlaufenden Stufe versehen.

6.1.3 Befestigung

Die Vielzahl an verschiedenen vollkeramischen Systemen und der stetige Zuwachs an neuen Techniken macht es dem Anwender nicht leicht, den Überblick über die Befestigungsprotokolle der Hersteller zu behalten. Um jedoch einen langfristig stabilen Verbund zur Keramik herzustellen, sind die richtige Materialauswahl sowie genaue Kenntnisse der jeweils verwendeten Materialien und deren korrekte Verarbeitung unerlässlich. In der vorliegenden Studie wurden die nachfolgenden Befestigungsmaterialien verwendet:

Konventionell:

1. Excite + Variolink II
2. Panavia F 2.0

Resin-Coating-Gruppe:

3. Excite/ Tetric Flow + Excite/ Variolink II
4. Clearfil- SE Bond/ Protect Liner F + Panavia F 2.0

In der konventionellen adhäsiven Gruppe wurde zum einen das dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II verwendet. Dieses System ist in der Literatur gut dokumentiert und weit verbreitet [1, 7, 18, 40, 56, 76]. Zum anderen wurde der konventionellen Gruppe noch das selbsthärtende System Panavia F 2.0 zugeteilt. Auch dieses Material hat sich in vielen Studien zur marginalen Integrität bewährt [40, 45, 76].

In der Resin-Coating-Gruppe kamen Excite/ Tetric Flow und Variolink II sowie Clearfil-SE- Bond/ Protect Liner F und Panavia F 2.0 zur Anwendung. In der Literatur wird die Resin-Coating-Technik als Möglichkeit beschrieben, postoperative Sensibilitäten zu verringern und die Haftkraft zu verbessern [8, 15, 16, 40, 41, 43, 45, 62, 76, 86].

In der vorliegenden Studie wurde die marginale Integrität zwischen der konventionellen adhäsiven und der modifizierten adhäsiven Befestigung, der Resin-Coating-Technik, verglichen.

6.1.4 Keramik

Industriell hergestellte Keramikkörper, die mittels CAD/CAM-Verfahren zu Restaurationen ausgeschliffen werden, haben aufgrund der homogenen Kristallstruktur eine höhere Dauerbiegefestigkeit als die entsprechenden Sinterkeramiken, die im Labor verarbeitet werden und sind diesen überlegen [50]. In der vorliegenden Studie wurden mit Hilfe des Cerec 3D-Systems der Firma Sirona unter Verwendung von Vita Mark II Feldspatkeramikteilkronen chairside hergestellt. Zahlreiche In-vivo- und In-vitro-Studien belegen das exzellente Langzeitverhalten dieser Restaurationen [9, 10, 17, 24, 29, 32, 37, 55, 58, 59, 60, 64, 67, 68, 83, 91].

6.1.5 Quantitative REM-Analyse

Die REM-Analyse ist in den unterschiedlichsten Varianten das meist angewandte Verfahren zur Beurteilung der Verbund- und Randschlussqualität der Füllung. Es werden die Oberflächen von Schliff-, Bruchpräparaten oder Repliken mit hoher örtlicher Auflösung und großer Schärfentiefe in plastisch erscheinenden Bildern dargestellt [20]. Die einzelnen Randqualitäten sind genau definiert worden, und daraufhin wurde der kontinuierliche Übergang vom Zahn zur Füllung abschnittsweise untersucht. Die Restaurationsränder wurden nach den Kriterien Perfekter Rand (PR), Randspalt (RS), Ausquellung (AQ) und eingeschränkte Randqualität (ER) als Zusammenfassung von Randspalt (RS) und Ausquellung (AQ) untersucht. Die Probekörper wurden nach der bewährten Methode der Replikat-Herstellung mittels Epoxidharz gewonnen. Die Untersuchung erfolgte nach der von *Roulet et al.* [74] beschriebenen Methode der computergestützten quantitativen Randanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop. Bei 201facher Vergrößerung wurden alle Restaurationsränder unter einem bildanalysegekoppelten Rasterelektronenmikroskop begutachtet. Dabei erfolgte die Beurteilung von Zahnhartsubstanz/Befestigungsmaterial, Keramik/Befestigungsmaterial sowie Resin-Coating-Grenze getrennt voneinander. Durch die Bildanalyse konnten sowohl die Gesamtstrecke der zu untersuchenden Restaurationsränder als auch die Häufigkeitsverteilungen der Bewertungsparameter ermittelt werden.

6.2 REM-Untersuchungsergebnisse

6.2.1 Einfluss des Befestigungssystems/Resin-Coating-Technik

Bei der Untersuchung des Parameters Perfekter Rand (PR) konnten für alle vier Befestigungssysteme sehr gute Werte ermittelt werden [7, 8, 16, 40, 45, 62, 76]. Es traten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien für das Kriterium Perfekter Rand auf. Beim Vergleich der konventionellen Befestigung mit der Resin-Coating-Technik erzielten die konventionellen Befestigungssysteme Variolink und Panavia bessere Werte als in Verbindung mit der Resin-Coating-Technik [45]. Allerdings haben alle Befestigungssysteme einen Anteil perfekter Rand größer als 86,3% vor TCML.

Bei der Untersuchung des Parameters Perfekter Rand für alle zusammengefassten Grenzen konnten für das Material Variolink ohne RC zusammen mit Panavia ohne RC die höchsten Werte ermittelt werden. Die gleichen Ergebnisse werden tendenziell an der Grenze Keramik, Zahnhartsubstanz und Schmelz beobachtet. Generell gilt für die Randqualität Perfekter Rand an allen Grenzen für die verschiedenen Befestigungssysteme ein Prozentsatz größer als 86,3% vor TCML, was für die Güte der Systeme spricht. Dieses Ergebnis steht im Gegensatz zu anderen Studien, die für die Resin-Coating-Technik eine bessere marginale Adaptation ermittelten [2, 8, 40, 41, 43, 62, 66, 76, 86].

Auch an der Grenze Dentin zeigen Variolink ohne RC und Panavia ohne RC die höchsten Werte für die Randqualität Perfekter Rand gefolgt von Variolink mit RC und Panavia mit RC. Im Gegensatz dazu wird in der Literatur die marginale Adaptation am Dentin als größtes Problem angesehen [11, 26, 66, 89]. In dieser Studie erhöht sich die Haftkraft am Dentin durch die Resin-Coating-Technik nicht, was im Gegensatz zu anderen Studien steht [8, 34, 35, 37, 66, 75]. Erklärbar ist dies durch den Verzicht auf ein provisorisches Füllungsmaterial; auch eine Kontamination mit Speichel oder Blut findet nicht statt. Temporäre Zemente verringern die Haftkraft am Dentin [8, 62], die Resin-Coating-Schicht schützt hingegen das Dentin und verringert den Schrumpfstress [34, 37, 86]. Diese Technik ist aber sehr anfällig für Anwenderfehler, sehr zeitintensiv und in der klinischen Durchführung schwer umsetzbar. Bei der Untersuchung der Parameter eingeschränkte Randqualität (ER) und Randspalt (RS) tendiert der prozentuale Anteil für alle Befestigungssysteme gegen 0%, was für die hohe Qualität dieser Materialien spricht.

Für die Gesamtbetrachtung der Befestigungssysteme hat sich gezeigt, dass die Resin-Coating-Schicht schwer zu differenzieren ist. Als Ergänzung zur Beurteilung der Oberflächenadaptation können Farbpenetrationstests von Nutzen sein.

6.2.2 Einfluss der Grenzen

Bei der Untersuchung des Parameters Perfekter Rand (PR) in Bezug auf die unterschiedlichen Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin konnte festgestellt werden, dass an der Grenze Schmelz die besten Ergebnisse erzielt wurden. Fast gleichauf liegt der prozentuale Anteil an perfektem Rand an der Keramikgrenze.

Im Gegensatz zu anderen Studien [16, 40, 41, 62, 87] war die marginale Adaptation an der Dentinegrenze nicht eingeschränkt, was für die Güte der verwendeten Dentineadhäsive spricht [12, 29]. Der Einfluss der unterschiedlichen Grenzen auf den Parameter eingeschränkte Randqualität und Randspalt kann nicht unterschieden werden, da deren prozentualer Anteil gegen 0% tendiert.

6.2.3 Einfluss vor und nach TCML

Mit Hilfe der Error Rates Methode wurde der Einfluss der thermomechanischen Wechselbelastung für die einzelnen Materialien unabhängig von Grenzen und Randqualitäten getestet. Es ergab sich ein signifikanter Einfluss von TCML für die Befestigungssysteme Variolink ohne Resin-Coating und Variolink mit Resin-Coating. Es konnten zwar keine statistisch signifikanten Unterschiede beim Vergleich vor TCML gegen nach TCML für die Materialien Panavia ohne Resin-Coating und Panavia mit Resin-Coating gefunden werden, eine Tendenz zur Verschlechterung der Randqualität nach TCML war jedoch gegeben. Diese Ergebnisse sind auf die künstliche Alterung mittels mechanischer und thermischer Belastung, um eine klinische Situation zu simulieren, zurückzuführen [20, 46, 48, 74].

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde der Frage nachgegangen, inwieweit die marginale Integrität von Vita Mark II Keramikteilkronen durch verschiedene adhäsive Befestigungsmaterialien und Befestigungstechniken (Resin-Coating-Technik) vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung beeinflusst wird. Für das Untersuchungsgut wurde eine einheitliche Präparationsform gewählt. Hierbei handelt es sich um eine MOD-Kavität mit Überkupplung des palatinalen Höckers. Es wurden vier verschiedene Adhäsivsysteme zur Befestigung der Keramikteilkronen am präparierten Zahn verwendet. Dabei handelt es sich um die Materialien Excite mit Variolink II, ED Primer 2.0 mit Panavia F 2.0 (konventionelle adhäsive Befestigung), Excite und Tetric-Flow mit Variolink II und Clearfil SE Bond mit Clearfil Protect Liner und Panavia 2.0 (Resin-Coating-Technik).

Die marginale Integrität an der Oberfläche wurde mittels quantitativer Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem ermittelt. Durch die thermomechanische Wechselbelastung wurde eine künstliche Alterung simuliert, die zu einer verstärkten Belastung im Bereich der Klebefuge führen sollte. Je geringer der Verbund des Befestigungsmaterials zur Zahnhartsubstanz und zur Keramik ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit, dass es zu negativen Beeinträchtigungen im Bereich der Restaurationsgrenzen kommt.

Durch die Anwendung der modifizierten Befestigungssysteme mit der Resin-Coating-Technik konnte keine signifikant bessere Randqualität an den Grenzflächen Gesamt, Zahnhartsubstanz, Keramik, Schmelz und Dentin erreicht werden. Die konventionelle Befestigung zeigte eine bessere marginale Adaptation für Variolink ohne Resin-Coating an den Grenzflächen zur Zahnhartsubstanz im Vergleich zu Variolink mit Resin-Coating (PR 96,4% zu PR 90,7%). Auch Panavia ohne Resin-Coating zeigte an den Grenzflächen zur Zahnhartsubstanz eine bessere Randqualität als Panavia mit Resin-Coating (PR 94,3% zu PR 89,6%). In beiden Fällen war diese bessere Randqualität zur Zahnhartsubstanz aber nicht signifikant. Dieses Ergebnis zu Gunsten der konventionellen Befestigung setzt sich auch an den Grenzflächen Keramik, Schmelz und Dentin fort.

Alle vier Befestigungssysteme konnten sehr gute Ergebnisse erzielen, für die Parameter eingeschränkte Randqualität und Randspalt tendierte der prozentuale Anteil gegen 0%. Für den Praktiker ist es sicherlich ratsam, auf bewährte, weniger technik- und zeitintensive Befestigungssysteme zurückzugreifen und dabei die Gebrauchsanweisung des Herstellers penibel einzuhalten.

8 Tabellarischer Anhang REM

8.1 Signifikanztabellen

8.1.1 Befestigungssysteme gegeneinander

Material gegeneinander		TCML	Variolink ohne RC vs. Va- riolink mit RC	Variolink ohne RC vs. Panavia mit RC	Variolink ohne RC vs. Panavia ohne RC	Variolink mit RC vs. Panavia mit RC	Variolink mit RC vs. Panavia ohne RC	Panavia mit RC vs. Panavia ohne RC
Gesamt	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0,000	0,045
Zahnhart- substanz	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	0,0311	n.s.	0,0214	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	0,0063	0,0342	0,003	0,0025
Keramik gesamt	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	0,0337	0,01	0,0022	n.s.
Schmelz gesamt	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0,0179	n.s.
	ER	Vor	n.s.	0,0147	n.s.	0,0063	0,039	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	0,0063	0,044	0,0025	0,0329
Dentin gesamt	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
		Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0,0025	n.s.

Tab. 2: Vergleich der Materialien Variolink ohne RC, Variolink mit RC, Panavia ohne RC und Panavia mit RC gegeneinander an den einzelnen Grenzen Gesamt(alle Grenzen), Zahnhartsubstanz, Keramik, Schmelz und Dentin vor und nach TCML

8.1.2 Grenzen gegeneinander

Grenzen gegeneinander	TCML	Schmelz vs. Dentin	Schmelz vs. Keramik	Schmelz vs. Zahnhart-Substanz	Schmelz vs. Gesamt	Dentin vs. Keramik	Dentin vs. Zahnhart-Substanz	Dentin vs. Gesamt	Keramik vs. Zahnhart-Substanz	Keramik vs. Gesamt	Zahnhart-Substanz vs. Gesamt
Variolink ohne RC	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Variolink mit RC	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Panavia ohne RC	PR	Vor	n.s.	0,0433	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Panavia mit RC	PR	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	Vor	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Nach	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 3: Vergleich der Grenzen Gesamt (alle Grenzen), Schmelz, Dentin und Keramik gegeneinander für die Materialien Variolink ohne RC, Variolink mit RC, Panavia ohne RC, und Panavia mit RC vor und nach TCML

8.1.3 Zeiten gegeneinander (vor TCML vs. nach TCML)

Vor vs. nach TCML		Variolink ohne RC Vor vs. nach TCML	Variolink mit RC Vor vs. nach TCML	Panavia 2.0 ohne RC Vor vs. nach TCML	Panavia 2.0 ohne RC Vor vs. nach TCML
Gesamt	PR	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Zahnhart- substanz gesamt	PR	0,0254	0,0037	n.s.	n.s.
	ER	n.s.	0,0166	n.s.	0,018
Keramik gesamt	PR	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Schmelz gesamt	PR	0,015	0,0229	n.s.	n.s.
	ER	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Dentin gesamt	PR	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	ER	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 4: Einfluss der Zeit vor/nach TCML für die Materialien Variolink ohne RC, Variolink mit RC, Panavia ohne RC und Panavia mi RC an den einzelnen Grenzen für die unterschiedlichen REM-Kriterien

8.2 Ergebnistabellen

	Zahnhartsubstanz vor TCML			Zahnhartsubstanz nach TCML			Keramik vor TCML			Keramik nach TCML		
	MED	25%	75%	MED	25%	75%	MED	25%	75%	MED	25%	75%
Variolink ohne RC												
PR	96,4	80,3	98,5	90,4	82,8	95,5	95,1	89,2	99,1	93,5	87,8	97,0
ER	0,0	0,0	0,9	0,0	0,0	3,3	0,0	0,0	0,6	0,1	0,0	0,8
Variolink mit RC												
PR	90,7	75,5	97,0	85,6	72,8	92,4	92,5	87,2	96,9	89,6	83,9	95,1
ER	0,1	0,0	2,9	1,0	0,0	4,5	0,0	0,0	1,9	0,2	0,1	2,1
Panavia mit RC												
PR	89,6	84,7	94,9	90,2	82,8	94,2	90,6	86,2	92,4	88,0	86,8	92,1
ER	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1
Panavia ohne RC												
PR	94,3	90,8	97,2	93,7	88,7	96,9	91,9	88,2	92,5	88,9	82,1	94,5
ER	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

Tab. 5a: Randqualitäten PR, ER, in % vor und nach TCML für Variolink ohne RC, Variolink mit RC, Panavia mit RC und Panavia ohne RC an den Grenzen Zahnhartsubstanz und Keramik

	Schmelz vor TCML			Schmelz nach TCML			Dentin vor TCML			Dentin nach TCML		
Variolink ohne RC	MED	25%	75%	MED	25%	75%	MED	25%	75%	MED	25%	75%
PR	95,9	82,0	98,1	89,2	83,6	95,4	94,4	78,8	99,3	92,8	81,2	95,6
ER	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0	2,2	0,0	0,0	2,6	0,0	0,0	1,8
Variolink mit RC												
PR	89,6	79,4	97,1	87,2	72,1	91,7	92,7	74,4	97,1	89,1	76,3	96,3
ER	0,2	0,0	1,4	1,1	0,0	4,2	0,0	0,0	1,9	0,8	0,0	3,2
Panavia mit RC												
PR	92,7	85,0	96,5	91,5	83,3	95,5	89,7	83,1	90,9	87,6	78,1	96,4
ER	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1
Panavia ohne RC												
PR	95,0	92,5	97,5	94,4	87,8	97,7	94,7	86,7	97,4	93,3	88,8	97,6
ER	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

Tab. 5b: Randqualitäten PR, ER, in % vor und nach TCML für Variolink ohne RC, Variolink mit RC, Panavia mit RC und Panavia ohne RC an den Grenzen Schmelz und Dentin

	Gesamt vor TCML			Gesamt nach TCML		
Variolink ohne RC	MED	25%	75%	MED	25%	75%
PR	95,0	85,1	98,2	91,6	85,6	96,6
ER	0,0	0,0	1,0	0,1	0,0	2,4
Variolink mit RC						
PR	91,4	82,5	95,8	86,9	78,0	93,3
ER	0,0	0,0	2,2	0,6	0,1	3,5
Panavia mit RC						
PR	90,2	85,0	93,5	89,5	84,4	92,3
ER	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,2
Panavia ohne RC						
PR	93,0	88,9	94,5	91,2	85,4	96,0
ER	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

Tab. 5c: Randqualitäten PR, ER, in % vor und nach TCML für Variolink ohne RC, Variolink mit RC, Panavia mit RC und Panavia ohne RC an den Grenzen (alle Grenzen)

9 Materialliste

- M 1: Chloraminlösung 0,5%. Merck. Darmstadt (Deutschland)
- M 2: Stangenwachs Ivoclar Vivadent. Ellwangen (Deutschland)
- M 3: Paladur.Kulzer. Wehrheim/Ts (Deutschland)
- M 4: TCML-Belastungsmaschine. Eigenbau der mechanischen Werkstatt Biologie der Universität Regensburg
- M 5: Kochsalzlösung.Merck. Darmstadt (Deutschland)
- M 6: Winkelstück rot.Sirona. Bensheim (Deutschland)
- M 7: Cerinlay Set. Intensiv. Viganello-Lugano (Schweiz)
- M 8: Vita Mark 2. LOT 7349, 7482, 7513. Vita. Säckingen (Deutschland)
- M 9: Cerec 3-D. Softwareversion 3.00. Sirona. Bensheim (Deutschland)
- M 10: Scan Spray. Dentaco. Bad Homburg (Deutschland)
- M 11: Fitchecker. GC Europe. Leuren (Belgien)
- M 12: Feinkorndiamanten. Komet. Lemgo (Deutschland)
- M 13: Excite. LOT E 15084.Ivoclar Vivadent. Ellwangen (Deutschland)
- M 14: Variolink 2,hochviskös.LOT 1 65059 (Kat.),LOT F 65853 (Base).Ivoclar Vivadent. Ellwangen (Deutschland)
- M 15: Ceramics Etch, LOT 6573. Vita. Säckingen (Deutschland)
- M 16: Monobond S, LOT F 65849. Ivoclar Vivadent. Ellwangen (Deutschland)
- M 17: Total Etch. Ivoclar Vivadent. Ellwangen (Deutschland)
- M 18: Polymerisationslampe Elipar 2, 800mW/cm2.Espe. Seefeld (Deutschland)
- M 19: Tetric Flow. Ivoclar Vivadent. Ellwangen (Deutschland)
- M 20: ED Primer 2.0, Kuraray. Frankfurt/Main (Deutschland)
- M 21: Panavia F 2.0, LOT 41120. Kuraray. Frankfurt/Main (Deutschland)
- M 22: Clearfil SE Bond, LOT 41281. Kuraray. Frankfurt/Main (Deutschland)
- M 23: Porcelain Bond Activator.Kuraray. Frankfurt/Main (Deutschland)
- M 24: Clearfil Protect Liner F.Kuraray. Frankfurt/Main (Deutschland)
- M 25: Soflex-Polierscheiben. 3M ESPE. Seefeld (Deutschland)
- M 26: Wärmeschrank, Typ U 10 Memmert (Deutschland)
- M 27: Kunststoff Dappenschalen
- M 28: Impregum Penta Soft. 3M ESPE. Seefeld (Deutschland)
- M 29: Araldite CW 2215 und Härter HY 5162.Ciba-Geigy. Wehr (Schweiz)
- M 30: Innenlochsäge 1600. Leitz. Wetzlar (Deutschland)

- M 31: Sandpapier
- M 32: Klebeband Tesa-Fotostrip. BDF. Hamburg (Deutschland)
- M 33: Alu Stubs. Provac.Oestrich-Winkel (Deutschland)
- M 34: Sputteranlage Balzers SCD 040. Provac. Oestrich-Winkel (Deutschland)
- M 35: REM Cambridge Stereoscan 240. LEO Elektronenmikroskopie.Oberkochen
(Deutschland)
- M 36: Video Graphic Printer UP-860 CE. Sony. Köln (Deutschland)
- M 37: Optimas 6.1.Weiss Imaging and Solutions. Bergkirchen/Günding (Deutschland)
- M 38: Microsoft Excel 97. Microsoft (Deutschland)
- M 39: SPSS/PC +Version 3.1.SpSS Inc. Chicago (USA)

10 Literaturverzeichnis

1. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. (2005) Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical Oral Investigations* 9 (3): 161-167
2. Abo-Hamar SE, Schmalz G, Hiller KA, Federlin M. (2005) Effect of "resin coating technique" on the shear bond strength of ceramic luted to dentin: Annual IADR conference in Baltimore
3. Alavi AA, Kianimanesh N. (2002) Mikroleakage of direct and indirect composite restorations with three dentin bonding agents. *Oper Dent* 27 (1): 19-24
4. Arnetzl G. (2006) Different ceramic technologies in a clinical long-term comparison. 20 years CEREC anniversary symposium: 65-72
5. Arnetzl G. (2008) Präparationstechnik für die Vollkeramik- die Materialbeschaffenheit als Grundlage für die Präparationsform. *ZMK Jg. 24. 5*: 284-292
6. Behr M. (2007) Festsitzender Zahnersatz. Adhäsiv oder konventionell zementieren. *ZM 97* (10): 40-43
7. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Regnet T, Handel G. (2002) Marginal adaptation of all-ceramic Crowns using different luting cements. *J Dent Res*: 81 (Spec Iss A), A 421
8. Bertschinger C, Paul SJ, Luthy H, Schärer P. (1996) Dual application of dentin bonding agents: Effects on bond strength. *Am J Dent* 9 (3):115-11
9. Bindl A, Kern M. (2008) Klassische Präparationsgeometrie hält länger- Erfolgsquote von CAD/CAM-Kronen nach 5 Jahren bei 94 bis 97 Prozent. *Dental Tribune German Edition CAD/CAM special* 1: 10
10. Blatz M. (2001) Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz* 52: 887-900
11. Blunck U. (2004) Bonding-Visionen werden Realität. *ZWP Spezial* 10: 4-8
12. Blunck U, Haller B. (1999) Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50 (10): 1021-1033
13. Blunck U. (2010) Selbst-ätzende Ein-Flaschen-Adhäsive: praktisch-aber auch wirksam *ZM 100* (8): 72-73
14. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. (2001) Curing potential of dual-polymerizable Resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 86 (1): 101-106
15. Christensen GJ. (2000) Resin cements and postoperative sensivity. *J Am Dent Assoc* 131 (8): 1197-1199

16. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. (2004) Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dentin Materials* 20 (10): 963-971
17. Denissen HW, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. (2000) Marginal fit and short-term clinical Performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 84 (5): 506-513
18. Dijken van JVW, Hasselrot L, Örmén A, Olofsson AL. (2001) Restorations with extensive Dentin/enamel bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci* 109: 222-229
19. Edelhoff D, Horstkemper T, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M. (2000) Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen. *Dtsch Zahnärzte Z* 55 (5): 326-330
20. Effenberger S, Lübbers D. (2008) Adhäsivtechnik in der modernen Zahnheilkunde. *Zahnmedizinisches Compendium* : 1
21. Federlin M, Geurtsen W, Haller B, Schmalz G. (2007) Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Onlays und Veneers. *Dtsch Zahnärzte Z* 62: 612-615
22. Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Schmalz G. (2004) Partial ceramic crowns: Influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Oper Dent* 29: 560-570
23. Federlin M, Thonemann B, Schmalz G. (2009) Indirekte Füllungstechnik-adhäsiv befestigte Inlays und Teilkronen aus Keramik. *Quintessenz* 60 (11): 1271-1279
24. Federlin M, Thonemann B, Schmalz G, Reich E. (1994) Marginal integrity of Cerec inlays after loading/damping (abstract). *J Dent Res* 73 (4): 343
25. Federlin M, Wagner J, Männer T, Hiller KA, Schmalz G. (2007) Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 11 (4): 345-352
26. Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller KA. (1998) Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig* 2 (4): 161-167
27. Finger W, Thielmann J. (1987) Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 3: 280
28. Fischer J. (2004) Vollkeramische Cerec 3 Teilkronen: Einfluss der Präparationsform, des Befestigungsmaterials und der Keramikdicke auf die marginale Adaption (Rasterelektronenmikroskopische Auswertung). Eine in vitro Studie. Med. Diss. Universität Regensburg
29. Frankenberger R. (2006) Battle of bottles? Einfluss der Adhäsivtechnik auf die klinische Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen. *Dental Magazin* 2: 42-49

30. Frankenberger R. (2006) Bonding 2006- Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Quintessenz* 57 (5): 485-495
31. Frankenberger R, Lohbauer U, Taschner M. (2007) Adhesive Luting Revisited: Influence of Adhesive, Temporary Cement, Cavity Cleaning and Curing Mode on Internal Dentin Bond Strength. *J Adhes Dent* 9 Suppl 2: 269-273
32. Frankenberger R, Mörig G, Blunck U, Hajto J, Pröbster L, Ahlers MO. (2007) Präparationsregeln für Keramikinlays und -teilkronen unter besonderer Berücksichtigung der CAD/CAM-Technologie. *J Cont Dent Educ* 10: 684-690
33. Friedl KH, Hiller KA, Schmalz G, Bey B. (1997) Clinical and quantitative marginal analysis of Feldspathic ceramic inlays at 4 years. *Clin Oral Investig* 1 (4): 163-168
34. Hahn P, Attin T, Gröfke M, Hellwig E. (2001) Influence of resin cement viscosity on micro-leakage of ceramic inlays. *Dent Mater* 17 (3): 191-196
35. Hickel R. (1997) Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 52 (9): 572-585
36. Hickel R, Manhart J. (2001) Longvity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3 (1): 45-64
37. Hofmann N, Popp M, Klaiber B. (1995) Klinische und rasterelektronische Nachuntersuchung von Cerec-Inlays nach 5 Jahren Liegedauer. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 835-839
38. Hürzeler M, Zimmermann E, Mörmann WH. (1990) Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Onlays in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 715-720
39. Ivoclar Vivadent (2010) IPS e.max: 627429/0210/d/W
40. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. (2003) The Effect of a „Resin Coating“ on the Interfacial Adaption of Composite Inlays. *Operative Dentistry* 28: 28-35
41. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. (2003) Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent* 15: 105-113
42. Kappert HF, Krah M. (2001) Keramiken-eine Übersicht. *Quintessenz Zahntechnik* 27 (6): 668-704
43. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. (1990) Marginal integrity related to bond strength and Straincapacity of composit resin restorative systems. *J Prosth Dent* 64 (6): 658-664
44. Kern M. (2006) CAD/CAM Technik. Nur ein Mausklick treibt's schnell voran. *DZ* 2: 044-046
45. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. (2002) Effect of resin-coating technique on dentin tensile bond strengths over 3 years. *J Esthet Resto Dent* 14: 115-122

46. Krejci I, Lutz F. (1990) In vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit in-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100 (12): 1445-1449
47. Krejci I, Lutz F, Reimer M. (1993) Marginal adaption and fit of adhesive ceramic inlays. *J Dent* 21: 39-46
48. Krejci I, Reich E, Lutz F, Albertoni M. (1990) In vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100 (8): 953-960
49. Krifka S, Anthofer T, Fritsch M, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. (2009) Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent* 34: 32-42
50. Kunzelmann KH, Pospiech P. (2005) Vollkeramik-eine Standortbestimmung. *ZMK* 21: 337-343
51. Kuramoto M, Matos AB, Matson E, Eduardo CP, Powers JM. (2000) Microleakage of resin-based composite restorations with ceramic inserts. *Am J Dent* 13 (6): 311-314
52. Lang H, Schüler N, Nolden R. (1998) Keramikinlay oder Keramikteilkrone? Klinische Beobachtungen über 4 Jahre. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 1
53. Lang H, Schwan R, Nolden R. (1994) Die Verformung gefüllter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (10): 812-815
54. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. (1998) 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 Prosth Dent* 80 (6): 699-707
55. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. (2001) Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz. *ZWR* 11: 747-754
56. Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. (2001) Marginal quality of tooth-colored restorations in class 2 cavities after artificial aging. *Oper Dent* 26 (4): 311-314
57. Mehl A, Kunzelmann KH, Folwaczny M, Hickel R. (2004) Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *J Adhesiv Dent* 6: 239-245
58. Mehl A, Pfeiffer A, Kremers L, Hickel R. (1998) Randständigkeit von Cerec-2-Inlayrestorationen bei ausgedehnten Kavitäten über stark geschwächten Höckern. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 57-60
59. Mörmann WH. (2006) 20 Jahre keramische CEREC CAD/CAM Restaurationen-Technischer Stand und klinische Bewährung. *ZM* 96 (11): 58-65
60. Mörmann WH, Bindl A. (2000) Cerec 3- ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen. Erste klinische Erfahrungen. *Quintessenz* 51 (2): 157-171

61. Nicholson JW, Mc Kenzie MA. (1999) The properties of polymerizable luting cements. *J Oral Rehabil* 26 (10): 767-774
62. Paul SJ, Schärer P. (1997) Die Dual-Bonding-Technik: Eine modifizierte Methode zur Verbesserung der adhäsiven Befestigungstechnik. *Int J Parodonol Rest Zahnheilkd* 17: 503-511
63. Pöschke A. (1993) Celay- Ein Verfahren zur Herstellung keramischer Inlays. *Quintessenz* 44: 87
64. Posselt AK. (2002) Langzeitverweildauer von 2328 „at chairside“-hergestellten CEREC-Inlays und-Onlays. Med. Diss. Universität Köln
65. Pröbster L. (2001) Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme von DGZMK und DGZPW. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 575-576
66. Reinhard H. (2008) Einfluss von vier Kombinationen von Befestigungsmaterial/Befestigungstechniken auf die marginale Integrität von Cerec Teilkronen im Rasterelektronenmikroskop. Med. Diss. Universität Regensburg
67. Reiss B. (2007) Das Cerec-System. Die 18-Jahres-Studie. *ZM* 97 (2): 34-38
68. Reiss B, Walter W. (2000) Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of cerec restorations. *Int J Comput Dent* 3 (1): 9-23
69. Richter W. (1992) Inlays und Onlays aus Keramik. In: Siegfried Klages Verlag, editor. *Ästhetik und Funktion Band 1*. Berlin: 247-254
70. Rist A. (2006) Die sieben Generationen der Adhäsive. *DZ* 4: 18-19
71. Roulet JF. (1994) Marginal integrity: clinical significance. *J Dent Suppl* 22: 9-12
72. Roulet JF, Herder S. (1989) Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. *ZM* 79: 908-913
73. Roulet JF, Janda R. (2001) Future Ceramic Systems. *Oper Dent Suppl* 6: 211-228
74. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. (1988) Quantitative Margin Analysis in the Scanning Electron Microscope. *Scanning Microscopy* 3 (1): 147-159
75. Schaperdorth A. (2006) VITA Machinable Ceramics. Alles aus einer Hand. *DZ* 2: 054-056
76. Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. (2008) Marginal Integrity of Partial Ceramic Crowns Within Dentin With Different Luting Techniques and Materials. *Operative Dentistry* 33 (5): 516-525
77. Schmalz G, Federlin M. (1995) Füllungen und Teilkronen. In: Hupfaut L, Nolden R, editors. *Ästhetik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. München: Urban & Schwarzenberg 177-216

78. Schmalz G, Geurtsen W, Haller B, Federlin M. (2007) Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. Gemeinsame Stellungnahme von DGZ und DGZMK. *ZM* 97 (17): 70-73
79. Schmidt S. (2003) Einfluss der Präparationsgeometrie und des Befestigungsmaterials auf die marginale Adaptation von Cerec 3 Teilkronen. Eine in vitro Studie. Med. Diss. Universität Regensburg
80. Schneider W. (2006) Es war einmal. *ZWP extra* 3: 6-8
81. Schubert G. (2006) Haftung–schnell und sicher. *Dental Magazin* 2: 70-74
82. Sirona Dental Systems. (2010) Cerec Biogenerik: Naturgetreue Okklusionen mit einem Klick. Best.-Nr. A 91100-M 43-B 288
83. Sjögren G, Molin M, van Dijken JW. (1998) A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. *Acta Odontol Scand* 56 (5): 263-267
84. Soltesz U. (1998) Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *ZM* 88 (11): 1404. Ref Type: Abstract
85. Studer SP, Wettstein F, Lehner C, Zullo TG, Scharer P. (2000) Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *J Oral Rehabil* 27 (6): 461-472
86. Tagami J, Nikaido T, Otsuki M, Nakajima M. (2003) How to reduce post-operative sensitivity with adhesive restoration. Tagami J (ed) *Self- Etching- Primer : Current Status and its Evolution Proceeding of the International Symposium 2001 in Tokyo*. Kuraray Tokyo Japan 57-64
87. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. (1995) Resin-modified glass ionomers for luting posterior ceramic restorations. *Dent Mater* 11: 161-168
88. Van Meerbeek, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. (1994) Dentinhaftung: Mechanismus und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (12): 977-984
89. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. (2003) Buonocore Memorial Lecture: Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28-3: 215-235
90. Völkl L. (2001) Cercon- das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental. *Quintessenz* 52 (8): 811-814
91. Weber A, Rudolph H, Quaas S, Thöne A, Luthardt R. (2006) CAD/CAM- gefertigter Zahnersatz- Eine aktuelle Standortbestimmung aus Sicht der Zahnärzte. *ZM* 96 (24): 52-55

11 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen, mich bei den Menschen zu bedanken, die mir während meiner Promotion mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.

Ich danke ganz besonders meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. G. Schmalz, für die Überlassung des Themas, die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und die Geduld, die er mir entgegengebracht hat.

Frau Dr. M. Federlin hat mir von Anfang an in allen Bereichen mit ihren wertvollen Hinweisen bei der Erstellung der Arbeit geholfen. Ihre Tür stand mir immer offen.

Bei Herrn Dr. K.-A. Hiller möchte ich mich für die statistische Beratung und Auswertung ganz herzlich bedanken.

Für ihre Unterstützung und Hilfe bei der Arbeit danke ich Frau Brigitte Bey.

12 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Högerl
Vorname: Karl-Heinz
Adresse: Fauststr. 40a
81827 München
Geburtsdatum: 28.08.1966
Geburtsort: Nabburg/Oberpfalz
Nationalität: deutsch
Familienstand: verheiratet

Schulausbildung

1973-1977: Besuch der Grundschule, Straubing
1977-1986: Besuch des Ludwigsgymnasium, Straubing

Wehrdienst

01.06 1986 – 30.04 1987: Jägerbataillon, Feldkirchen

Studium

1987-1993: Studium der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
1993: Staatsexamen, Erteilung der Approbation als Zahnarzt

Berufstätigkeit

10/1993-09/1995: Zahnärztlicher Vorbereitungsassistent, Praxis Dr. Fraitzl, Penzberg
10/1995-09/1996: Angestellter Zahnarzt, Praxis Dr. Fraitzl, Penzberg
10/1996-12/1996: Angestellter Zahnarzt, Praxis Zahnarzt Sebald, München
Seit 01/1997: Selbständige Tätigkeit als Zahnarzt in eigener Praxis, München