

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARODONTOLOGIE

DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ

FAKULTÄT FÜR MEDIZIN

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Einfluss der Präparation ausgedehnter Kavitäten auf die marginale
Adaptation von Keramikteilkronen und die Rissbildung im Schmelz**

Eine In vitro Studie

INAUGURAL-DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DES DOKTORGRADES
DER ZAHNHEILKUNDE

DER
FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

VORGELEGT VON
BENJAMIN DUSCHL
AUS DEGGENDORF

2011

Dekan:

Prof. Dr. rer. nat. Bernhard Weber

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. med. dent. G. Schmalz

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. med. Dr. med. dent. P. Proff

Tag der mündlichen Prüfung:

11.04.2011

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG.....	1
2. LITERATURÜBERSICHT	2
2.1 Geschichte der Dentalkeramiken	2
2.2 Dentalkeramiken in der Zahnmedizin.....	2
2.2.1 Industriekeramik	4
2.3 Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen	5
2.3.1 Sinterverfahren.....	5
2.3.2 Gussverfahren.....	6
2.3.3 Pressverfahren	6
2.3.4 Computergestützte Herstellung	6
2.3.4.1 Cerec-System	6
2.4 Befestigung vollkeramischer Restaurationen	8
2.4.1 Konventionelle Zementierung.....	9
2.4.2 Adhäsive Befestigung.....	9
2.4.2.1 RelyX Unicem	12
2.5 Vollkeramische Inlays und Teilkronen.....	14
2.5.1 Definition	14
2.5.2 Präparation.....	15
2.5.3 Keramikrestaurationen in vitro.....	16
2.5.4 Keramikrestaurationen in vivo	19
2.6 Rissbildung in Zahnhartsubstanzen	22
2.6.1 Definiton, Häufigkeit und Lokalisation von Rissen.....	22
2.6.2 Ätiologie von Rissen in der Zahnhartsubstanz	24
2.6.3 Klinische Symptomatik und Folgen von Rissbildungen	25
2.6.4 Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten	25
2.6.5 Präparationsrichtlinien und in vitro Untersuchungen	26
2.7 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation	31
2.7.1 Simulationstests	32
2.7.2 Mechanische bzw. physikalische Tests.....	33
2.8 Quantitative Auswertungsmethoden	33
2.9 Farbpenetrationstests	33
3. FRAGESTELLUNG	35
4. MATERIAL UND METHODE	36
4.1 Untersuchungsgut.....	37
4.2 Präparation und Teilkronenherstellung	37

4.2.1 Präparation.....	37
4.2.2 Teilkronenherstellung.....	39
4.3 Adhäsive Befestigung	40
4.3.1 Vorbereitung der Keramikteilkronen	40
4.3.2 Vorbereitung der Zähne	40
4.3.3 Insertion.....	40
4.3.4 Polymerisation.....	40
4.3.5 Ausarbeitung und Politur	41
4.3.6 Weiterführende Maßnahmen.....	41
4.4 Thermische Wechselbelastung	41
4.5 Farbpenetration.....	42
4.6 Rissdokumentation – Übersicht	45
4.7 Statistik.....	47
5. ERGEBNISSE.....	49
5.1 Farbpenetration.....	49
5.1.1 Einfluss der Präparation	50
5.1.2 Einfluss der Grenze.....	57
5.1.3 Einfluss des Ortes	63
5.2 Rissbeurteilung.....	69
5.2.1 Übersicht	70
5.2.2 Änderung der Rissanzahl	74
6. DISKUSSION.....	76
6.1 Methodik	76
6.1.1 Untersuchungsgut	76
6.1.2 Präparation.....	76
6.1.3 CEREC 3 System.....	78
6.1.4 Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung.....	78
6.1.5 Thermomechanische Wechselbelastung.....	79
6.2 Farbpenetration.....	79
6.3 Rissbeurteilung.....	80
6.4 Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker auf die marginale Adaptation	81
6.4.1 Einfluss der Präparation auf die marginale Integrität.....	81
6.4.2 Einfluss der Grenze.....	82
6.4.3 Einfluss des Ortes	83
6.5 Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker auf die Rissbildung	84
6.5.1 Einfluss der Zeit.....	84
6.5.2 Einfluss der Präparation	85
6.5.3 Einfluss des Ortes	86

7. ZUSAMMENFASSUNG	88
8. ANHANG.....	91
8.1 Materialliste	91
8.2 Tabellarischer Anhang	93
8.2.1 Farbpenetration.....	93
8.2.2 Rissbeurteilung.....	104
9. LITERATURVERZEICHNIS	109
10. DANKSAGUNG.....	118
11. LEBENSLAUF.....	119

1. Einleitung

Die Versorgung von Kavitäten im Seitenzahnggebiet hat sich in den letzten Jahren immer mehr dem Werkstoff Keramik genähert. Einen Beitrag hierzu haben die gestiegenen ästhetischen Ansprüche als auch die Einschränkung des Indikationsbereiches für den Einsatz von Amalgam geleistet, die dem Patienten die Entscheidung für einen zahnfarbenen, ästhetischen Ersatz erleichtern. Hierfür stehen heute, abhängig von Defektgröße und – lokalisation, Glasionomerezemente, Kompomere, Hybridionomere, Komposite, metallkeramische und vollkeramische Restaurationen zur Verfügung.

Die Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen ist abhängig von der marginalen Integrität zwischen Keramik und Befestigungsmaterial einerseits und zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz andererseits. Ein insuffizienter Verbund kann Spaltbildungen zur Folge haben, was zu marginalen Verfärbungen, bakterieller Kontamination, Sekundärkaries oder chronischen Pulpairritationen führen kann. Die Weiterentwicklungen im Bereich der Befestigungskomposite und der zugehörigen Adhäsivsysteme haben dazu geführt, dass diese unerwünschten Effekte seltener auftreten. Die Adhäsivtechnik soll zudem einen dauerhaften, kraftschlüssigen Verbund zwischen Keramikrestauration und Zahnhartsubstanz gewährleisten, welcher die Frakturhäufigkeit von Keramik und Zahnhartsubstanz reduziert.

Die Präparation ausgedehnter Zahnhartsubstanzdefekte, die mit Inlays oder Teilkronen versorgt werden, hat einen destabilisierenden Effekt und eine verstärkte Verformbarkeit der betroffenen Zähne zur Folge. Bereits geringe Kaukräfte können zu Höckerdeformationen und Infrakturen im Schmelz oder Dentin bis hin zu Zahnfrakturen führen. Gerade bei vitalen Zähnen können daher Hypersensibilisierung und pulpitisches Beschwerden die Folge ebendieser (In-)Frakturen sein. Aus diesem Grund wurde bereits mehrfach gefordert, solche Zähne mit adhäsiv befestigten Restaurationen zu versorgen.

Ziel der vorliegenden in vitro Studie war es, zu klären, inwieweit bei Kavitäten, die mit vollkeramischen Teilkronen unter Verwendung eines selbstadhäsiven, dualhärtenden Composite-Befestigungs-Zements versorgt wurden, die marginale Integrität und die Rissbildung im Schmelz am nichttragenden, stark ausgedünnten Resthöcker durch die Form der Präparation beeinflusst werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Geschichte der Dentalkeramiken

Keramische Massen finden schon seit mehr als zwei Jahrhunderten Anwendung in der Zahnmedizin. Das Wort „Keramik“ leitet sich aus dem griechischen Begriff „keramos“ ab und bedeutet „gebrannte Erde“ (103;127). Moderne, in der Zahnheilkunde verwendete Keramiken entwickelten sich aus Porzellan (30).

Bereits Ende des 19. Jahrhunderts begann man mit der Entwicklung von metallfreien, vollkeramischen Inlays und Kronen (48;118). Schon bald zeigten sich jedoch aufgrund der Sprödigkeit der Keramiken und der Zementierung mit Zinkoxid-Phosphatzement zahlreiche Misserfolge (9;112;113;127). Dies führte dazu, dass indikationseinschränkende Nachteile vollkeramischer Restaurationen wie Bruch- und Scherfestigkeit mittels Gefügeverstärkung und defektminimierender Herstellungsverfahren ausgeglichen wurden. Zuverlässige Erfolgsraten lieferten seit 1985 eine Reihe neuer dentalkeramischer Systeme und Verfahren, neben der Sintertechnologie auch Press-, Guss-, und Fräsverfahren, die sich nach Zusammensetzungs- und Strukturveränderungen der klassischen Dentalkeramik bis hin zu glaskeramischen Werkstoffen und Oxidkeramiken entwickelten (30). Auch die Entwicklung der Adhäsivtechnik 1955 durch Buonocore (17) verstärkte die mechanische Widerstandsfähigkeit der Vollkeramiken und verringerte so das Risiko von Frakturen aufgrund eines kraftschlüssigen und dauerhaften Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik (44;101;127).

2.2 Dentalkeramiken in der Zahnmedizin

Der Begriff Dentalkeramiken umfasst verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, die in Wasser schwer löslich und zu mindestens 30% kristallin sind (54;61). Dentalkeramiken lassen sich vom konventionellen Porzellan durch die unterschiedliche Zusammensetzung der jeweils selben Ausgangsstoffe – Quarz, Feldspat und Kaolin (s. Tab. 1) abgrenzen. Ein erhöhter Feldspatanteil bietet verbesserte Viskosität und Standfestigkeit, beides sind Voraussetzungen für das Modellieren im zahntechnischen Labor (30).

	Feldspat	Quarz	Kaolin
Porzellan	10-30 Gew. %	15-35 Gew. %	40-70 Gew. %
Dentalkeramik	70-80 Gew. %	10-30 Gew. %	0-5 Gew. %

Tabelle 1: Unterschiede in der Zusammensetzung von Porzellan und Dentalkeramik

Dentalkeramiken bieten Vorteile, durch die sie als Restaurationsmaterial in der Zahnheilkunde stark an Wert gewonnen haben:

- Ästhetik (48;101)
- Biokompatibilität (30;48;54;89;101)
- Hohe chemische Stabilität in der Mundhöhle (30;89)
- Geringe Plaqueakkumulation (54;101)
- Geringe thermische Leitfähigkeit (48;127)
- Kein toxisches oder allergenes Potential (48;101)

Nicht zu vernachlässigen sind zahlreiche Nachteile der Dentalkeramik, die es nach wie vor zu verbessern gilt: Keramik ist ein äußerst sprödes Material und besitzt kein plastisches Formungsvermögen (61). Dadurch ist bereits bei sehr geringgradigen Gefügefehlern die Gefahr der Rissbildung in der Keramik erhöht (48;54;89). Weitere Merkmale sind hohe Härte (Druckfestigkeit) und Frakturen beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze (sog. Spröbruchverhalten); (48;54).

Die für die zahnärztliche Praxis und Dentallabore erhältlichen keramischen Werkstoffe zur Herstellung von vollkeramischem Ersatz sind vielfältig. Eine Einteilung der entsprechenden Dentalkeramiken (s. Abb. 1) kann nach der werkstofflichen Zusammensetzung, nach dem Herstellungsverfahren, der Befestigungsweise und der klinischen Anwendung vorgenommen werden (10;101;118).

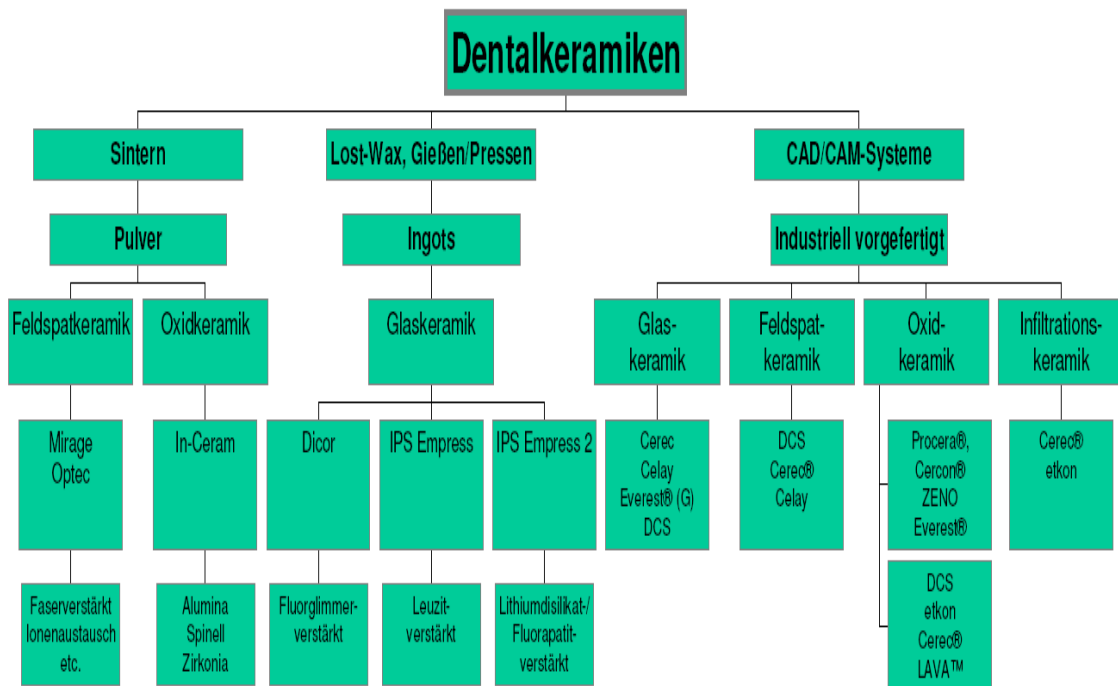


Abb. 1: Systematik der Dentalkeramiken nach Pospiech (98)

2.2.1 Industriekeramik

Die Formgebung von sogenannten Industriekeramiken ist im Gegensatz zu laborgefertigten Keramiken vom Herstellungsprozess des Werkstoffes fertigungstechnisch getrennt. Industriell hergestellte Keramiken aus Sinter-, Glas- oder Zirkonoxidkeramiken erfüllen die Anforderungen einer möglichst homogenen Struktur, da sie unter standardisierten Bedingungen in Form von Rohlingen (Preforms) produziert werden können (115). Die mechanischen Eigenschaften, wie Bruchzähigkeit und Festigkeit werden erhöht und rissinduzierende Poren oder Verunreinigungen durch Perfektionierung des Sintervorgangs weitgehend vermieden (54;66;115). Durch diese „fehlerfreien“ Materialien kann die Gefahr des unterkritischen Risswachstums und des Bruchversagens keramischer Restaurationen reduziert werden (66). Momentan sind verschiedene computergestützte Verfahren verfügbar, um aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken vollkeramische Restaurationen herzustellen, wie z. B. das Cerec – System.

Ein Beispiel für industriell hergestellte Keramik ist die Vita Mark II Keramik, eine aluminiumoxidangereicherte Feinstpartikelfeldspatkeramik (22); (s. Tab. 2).

Oxide	Gewichts-%
SiO ₂	60-64%
Al ₂ O ₃	20-23%
Na ₂ O	7-9%
K ₂ O	6-8%
CaO	0,3-0,6%
TiO ₂	0-0,01%

Tabelle 2: Zusammensetzung von VITABLOCS Mark II

Das Material zeichnet sich durch besonders fein gemahlene Einzelbestandteile (ca. 4µm), hohe Homogenität, hohe Transluzenz und gute farbliche Adaptation gegenüber der Zahnsubstanz aus. Es verfügt über eine Biegefestigkeit von 150 MPa und wird mittels dem Cerec-System für die Herstellung von Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers genutzt (22).

2.3 Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen

Man unterscheidet die heute in der Zahnheilkunde gängigen Herstellungsverfahren für keramische Restaurationen in additive und subtraktive Verfahren. Die additive Methode umfasst Herstellungsverfahren, bei denen die Erstellung der Restauration modellierend-aufbauend erfolgt, wie zum Beispiel die Sinter- oder Lost-Wax-Technik. Subtraktive Verfahren hingegen zeichnen sich durch einen abtragenden Arbeitsprozess aus, in dem aus vorgefertigten Keramikblöcken die gewünschte Restauration herausgearbeitet wird (61;76).

2.3.1 Sinterverfahren

Durch Sinterung hergestellte Keramikrestaurationen werden auf feuerfeste Stümpfe aufgetragen. Hierbei werden unterschiedlich eingefärbte keramische Massen schichtweise aufgetragen und gebrannt. Die dabei entstehende Sinterschrumpfung von 25-30%, die beim Brennen entsteht, muss durch entsprechende Übermodellation ausgeglichen werden (59;126). Sowohl Abbindeexpansion des Stumpfmateri als auch die Sinterschrumpfung der Keramik müssen aufeinander abgestimmt sein, um den Volumenverlust beim Brennvorgang so gering wie möglich zu halten. Auf dem Markt erhältliche Produkte sind die zirkoniumoxidverstärkte Keramik *Mirage I+II* (Fa. Chameleon Dental Produkts, Kansas City, USA), die leuzitverstärkte Keramik *Optec HSP* (Fa. Jeneric/Pentron, Wallingford, USA), sowie die leuzit- und aluminiumoxidverstärkte Keramik *Hi-Ceram* (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) und *Vitadur N* (Fa. Vita, Bad Säckingen); (117).

2.3.2 Gussverfahren

Das Gussverfahren zur Herstellung keramischer Restaurationen ähnelt dem Goldguss und wird mittels des Lost-Wax-Verfahrens realisiert. Dabei wird die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet. Die Glasmasse wird bei 1370°C verflüssigt und mittels Schleudergussverfahren in eine Gussform eingebracht. Anschließend wird der durchsichtige, amorphe Glaskörper durch eine Wärmebehandlung bei 1070°C für 6h keramisiert, so dass schließlich 55 Vol.-% der Restauration in kristalliner und 45 Vol.-% in nichtkristalliner Form vorliegen. Die bekanntesten gießbaren Glaskeramiksyste me sind Dicor, bei dem Tetrasilizium-Fluor-Glimmer Kristalle verwendet werden, und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl (10;30;59;61;115;117). Die entsprechenden Produkte wurden mittlerweile durch Materialien mit höheren Festigkeiten und verbesserter Ästhetik ersetzt (z.B.: Empress); (113;117).

2.3.3 Pressverfahren

Die Firma Ivoclar bietet mit dem IPS-Empress-System ein Pressverfahren zur Herstellung von keramischen Restaurationen. Ähnlich dem Gussverfahren wird die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet und ausgewachst (Lost-Wax- Technik). Anschließend wird die Glaskeramik bei 1050 - 1180°C und ein em Druck von 5 bar in die Hohlform gepresst (10;30;59;115;126). Abschließend erfolgen Farbgebung und Glasurbrand. Aufgrund einer Festigkeit von ca. 220 MPa eignet sich die leuzitverstärkte Glaskeramik Empress 1 für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers, jedoch nicht für Vollkronen oder Brücken. Um durch eine erhöhte Festigkeit die Indikationsbreite zu erweitern, wurde Empress 2 entwickelt. Diese Glaskeramik ist mit Lithiumdisilikat verstärkt, besitzt eine Festigkeit von 300 – 400 MPa und kann somit für Kronen und kurzspannige, anteriore Brücken bis zum zweiten Prämol ar angewendet werden (10;83;113).

2.3.4 Computergestützte Herstellung

Für die rechnergestützte Herstellung von keramischem Zahnersatz bieten sich derzeit zahlreiche verschiedene Methoden an. Zu beachten ist die getrennte Fertigung bis zum endgültigen Zahnersatz in Produktion des Keramikrohlings einerseits und maschinelle Formgebung der Restauration andererseits. In Abhängigkeit von den unterschiedlichen Systemen ist es möglich, den Zahnersatz in der Zahnarztpraxis (chairside) oder im zahntechnischen Labor (labside) herzustellen.

2.3.4.1 Cerec-System



Abb.2: Cerec 3 System



Abb. 3: Cerec 3 Schleifeinheit (oben)
geöffnete Schleifkammer (unten)

Auf die computergestützte Herstellung mittels Cerec (s. Abbildung 2) soll hier besonders eingegangen werden, da dieses in der vorliegenden in vitro Studie zur Anfertigung der Keramikteilkronen diente. Cerec steht für CERramic REConstruktion und wurde 1980 an der Universität von Zürich von Dr. M. Brandestini und Prof. W. Mörmann entwickelt und liegt mittlerweile in der dritten Generation vor.

Der Zahnarzt hat die Möglichkeit, innerhalb einer Sitzung direkt am Patienten (chairside) von der Präparation über einen optischen Abdruck bis hin zur Eingliederung die gewünschte vollkeramische Restauration zu erstellen. Auf diesem Weg erfolgt im Gegensatz zu konventionellen indirekten Techniken eine sofortige Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz und weder Abformung noch provisorische Versorgung sind nötig. Ein weiterer Vorteil der maschinellen Fertigung von keramischen Restaurationen ist die Verwendung industriell gefertigter, qualitativ hochwertiger Keramiken, sogenannter Preforms. Diese fräsbaren Keramikrohlinge werden unter standardisierten Bedingungen hergestellt und bieten definierte physikalische Eigenschaften. Eine Minimierung der kritischen Fehler soll durch eine Verbesserung der synthetischen Rohstoffe, durch eine möglichst hohe Primärverdichtung vor dem Sintern

sowie durch eine heißisostatische Nachverdichtung nach dem Vorsintern erreicht werden. Ziel ist die Steigerung der Gesamtfestigkeit, verbunden mit einer verringerten Streuung der Belastbarkeitswerte sowie einer verbesserten Fehlertoleranz. Eine gleichbleibende Qualität wird durch die Herstellung größerer Chargen gewährleistet (54;67;100;125).

Das Cerec-System arbeitet mittels stereophotogrammetrischer Abtastung. Dies ermöglicht den optischen Abdruck einer Kavität, die Rekonstruktion mittels eines Computerprogramms und die Fertigung eines vollkeramischen Zahnersatzes im Chairsideverfahren (95). Nach der Präparation des Zahnes wird dieser trockengelegt und mit einem Titandioxid-Pulver besprüht, um die Ergebnisse des optischen Abdrucks zu verbessern. Die dreidimensionale Vermessung erfolgt mit einer intraoralen Kamera. Hierbei ist es wichtig, dass alle Bereiche der Kavität erfasst werden (86;94). Cerec 3 nützt das Prinzip der aktiven „Doppeltriangulation“. Das bedeutet, dass die Triangulationsprojektion bei ein und demselben optischen Abdruck mit zwei unterschiedlichen Triangulationswinkeln ausgeführt und registriert wird (55;94). Die Präparation erscheint als dreidimensional farbiges, quasireales Arbeitsmodell bei zwölfacher Vergrößerung auf dem PC. Nachdem der Zahnarzt die Präparationsgrenzen festgelegt hat, berechnet der Computer die Restauration aus einer Datenbank oder durch den Extrapolationsmodus (Rekonstruktion anhand noch vorhandener Zahnstrukturen) und gibt diese Daten über Funk an eine mikroprozessorgesteuerte Schleifmaschine weiter (55;93;94;108). Diese Doppelschleifeinheit (s. Abbildung 3) arbeitet mit zwei Fingerschleifern (Zylinderdiamant mit 1,2 mm oder 1,6 mm Durchmesser/Kegeldiamant mit 45° Kegelwinkel zum Formschleifen des okklusalen Anteil der Restauration) und fertigt in wenigen Minuten den keramischen Zahnersatz (94). Als industriell vorgefertigte Keramikblöcke verwendet das Cerec-System die Feldspatkeramik *Vita Mark I* und *II* (Fa. VITA Zahnfabrik, D-Bad Säckingen), sowie die Glaskeramiken *ProCAD* (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und *Dicor MGC Blocks* (De Trey/Dentsply, Konstanz).

2.4 Befestigung vollkeramischer Restaurationen

Je nach verwendeter Art der Keramik werden in der Zahnheilkunde zwei verschiedene Befestigungsmethoden für vollkeramische Restaurationen unterschieden - die mechanisch retentive, konventionelle Zementierung, sowie eine chemisch-adhäsive Befestigung. Liegt die Biegefestigkeit der verwendeten Keramik wie bei Silikat- und Glaskeramiken unter 200 MPa sollte die Restauration adhäsiv befestigt werden (83). Die konventionelle Befestigung ist für Keramiken mit Festigkeitswerten von über 400 MPa, wie zum Beispiel Zirkonoxidkeramiken oder lithiumdisilikatverstärkte Keramiken (Empress 2), geeignet (83;101).

2.4.1 Konventionelle Zementierung

Zemente sind Stoffgemische, die in Pulverform vorliegen und mit Wasser oder wässrigen Lösungen zu einer plastischen Masse angemischt werden. Sie härten nach einer bestimmten Abbindezeit aus und entwickeln dabei die Fähigkeit, Materialien fest miteinander zu verbinden (30). Neben ihrer Funktion als Füllwerkstoff und Isolator zwischen Zahn und Füllungsmaterial dienen Zemente auch als Befestigungsmaterial. Weiter werden sie auch als provisorische Füllungs- und Unterfüllungswerkstoffe verwendet.

Für die Befestigung von Keramikrestorationen kommen neben Zinkoxidphosphatzementen auch Polycarboxylat- und Glasionomerezemente zur Anwendung (6). Voraussetzung für das konventionelle Zementieren ist allerdings neben einer ausreichenden Biegefestigkeit der Keramik (größer als 400MPa) auch die retentive Präparation des zu versorgenden Zahnes.

2.4.2 Adhäsive Befestigung

Erst durch die Entwicklung von Adhäsivsystemen gelang es, gleichartige oder unterschiedliche Materialien mittels eines Klebstoffes miteinander zu verbinden (65). Dadurch soll ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Keramikrestauration und Zahnhartsubstanz hergestellt werden (102). Das Verbundsystem ist höchst komplex, da sehr unterschiedliche Oberflächen miteinander verbunden werden müssen. Entsprechend sind die Erwartungen an die Befestigungssysteme vielschichtig:

- Sicherung eines dauerhaft stufenlosen Übergangs zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz (69)
- Erhöhung der Biegefestigkeit der keramischen Einlagen (69)
- Höckerstabilisierung (36;69)
- Frakturresistenz (26;36;69)
- Puffer- und Dämpfungsfunktion zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration bezüglich der Kraftweiterleitung und zum Ausgleich entstehender Spannungen zwischen den beteiligten Substraten (69)
- Unterstützung der farblichen Adaption der Restauration an die Zahnhartsubstanz (69)

Beim adhäsiven Einsetzen von vollkeramischen Restaurationen wird die Keramik makro- und mikroretentiv über einen Klebeverbund in die Zahnhartsubstanz integriert (65). Abbildung 4 zeigt die verschiedenen am Adhäsivverbund beteiligten Schichten zwischen Zahnhartsubstanz und keramischer Restauration. In Abbildung 5 ist der Kontaktbereich des Befestigungskomposits mit dem Zahnschmelz und der Dentalkeramik in einer repräsentativen REM-Darstellung erkennbar.

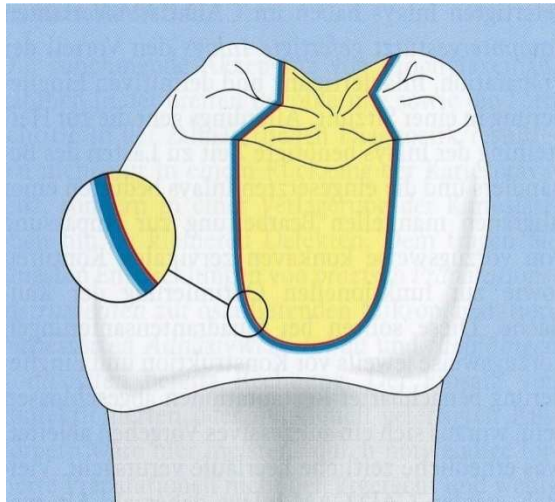


Abbildung 4: Adhäsiv restaurierter Zahn als Verbundsystem (schematisch)
 Inlay = gelb, Silanschicht = rot,
 Befestigungskomposit = dunkelblau,
 mit Adhäsiv infiltrierte Zahnhartsubstanz = hellblau, Zahnhartsubstanz = weiß (58)

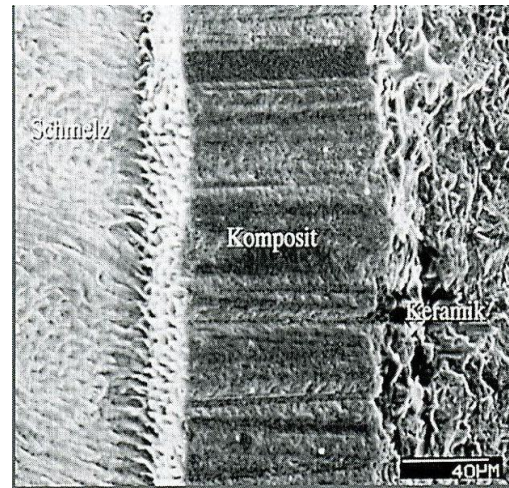


Abbildung 5: Repräsentative REM
 Detaildarstellung (geätzter Schliff) des
 Fügebereichs zwischen konditionierter
 Dentalkeramik und säuregeätztem
 Zahnschmelz verbunden mit
 Befestigungskomposit (58)

Die Haftung am Schmelz erfolgt über ein durch Säureapplikation erzeugtes retentives Ätzmuster. Dabei kommt es zu einer deutlichen Vergrößerung der Schmelzoberfläche mit gleichzeitig besserer Benetzbarkeit der hydrophoben Oberfläche. Die mikromechanische Verbindung wird über einen Haftvermittler ermöglicht, der in das Ätzmuster penetriert und einen Verbund zum Komposit ermöglicht (59).

Der Verbund zum Dentin stellte lange Zeit ein Problem dar, da Dentin aufgrund seines histologischen Aufbaus und seiner mit Dentinliquor gefüllten Tubuli hydrophil ist. Diese Eigenschaft erschwert den Verbund mit einem hydrophoben Komposit. Durch jede mechanische Bearbeitung auf dem Dentin entsteht eine Schmierschicht, welche einen direkten Kontakt zum kompakten Dentin verhindert. Diese kann mit Hilfe von Säuren oder sauren Monomerlösungen modifiziert oder sogar aufgelöst werden. Die Anwendung von Phosphorsäure einerseits führt zu einer vollständigen Entfernung der Schmierschicht und

einer Demineralisation der Dentinoberfläche und Tubulieingänge mit Freilegung des Kollagenetzwerkes. Dieses Kollagenfasernetzwerk kann dann von einem hydrophoben Primer (z.B. HEMA) durchdrungen werden. Durch die Verwendung eines Adhäsivs entsteht so eine Hybridschicht, welche das Bindeglied zum anschließend applizierten Befestigungskomposit darstellt.

Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung saurer Monomerlösungen, bei denen die Schmierschicht angelöst und das Dentin demineralisiert wird. Durch Verdunstung des Lösungsmittels und durch Aushärtung des Adhäsivs wird die Säurewirkung beendet. Dies soll eine mögliche Austrocknung des Kollagenetzwerkes verhindern und so damit das vollständige Eindringen des Primers sichern. Primer und Adhäsiv können auf diese Weise zur selben Zeit in die Dentinoberfläche eindringen und so die Gefahr der Entstehung von Nanoleakage verringern (11;59)

Die Anbindung des Befestigungskomposits an die Sinter- und Presskeramik erfolgt über eine Haftsilanschicht. Zuvor wird die Keramik zur Oberflächenvergrößerung mit Flusssäure angeätzt. Anschließend erfolgt die Silanisierung. Silane sind bifunktionelle Haftvermittler, die über einen hydrophilen Anteil eine Verbindung zur Keramik und mittels einen hydrophoben Anteil eine Verbindung zum Komposit ermöglichen (59). Durch den Verbund stellt die Restaurationsinnenseite keine Grenzfläche mehr dar, an der rissinduzierende Zugspannungen angreifen können. Dies führt zu einer deutlichen Steigerung der Belastbarkeit der Restauration (44;83).

Komposite unterliegen einer Polymerisationsschrumpfung von unter 1% bis zu etwa 2,5%. Insbesondere bei Polymersystemen mit photokatalysierten Polymerisationsreaktionen kann es durch die Induktion von Residualspannungen im Komposit zu adhäsiven Grenzflächenfrakturen und/oder zu einem Kohäsivversagen an der Zahnhartsubstanz bzw. dem Komposit kommen, welche die marginale Integrität der Restauration beeinträchtigen (58).

Keramikinlays können mit rein lichthärtenden, mit kombiniert chemisch-lichthärtenden (dualhärtenden) oder rein chemischhärtenden Befestigungskompositen eingesetzt werden (5;11;36;44;59). Der Vorteil der rein lichthärtenden Materialien ist, dass das Material aufgrund des fehlenden Mischvorgangs homogen vorliegt, der Zeitpunkt der Polymerisation willkürlich bestimmt werden kann und das ganze Farbspektrum der Füllungskomposite zur Verfügung steht (115). Da die Photopolymerisation jedoch mit zunehmender Schichtdicke der Keramik abnimmt, ist die Anwendung dieser Befestigungskomposite auf dünne Keramikrestorationen limitiert (68). Daher wird für Keramikrestorationen mit Schichtstärken

größer als 2,0mm dualhärtende Befestigungskomposite empfohlen (68). Der Selbsthärtungsmechanismus kann durch Adhäsivsysteme mit sauren Bestandteilen inhibiert werden (33).

Die zugeführte Lichtenergie von 16 Joule/Fläche (d.h. z.B. Bestrahlung mit 800 mW/cm² für 20 Sekunden), wie es für Kompositkunststoffe empfohlen wird, sollte bei Keramiken mittlerer Transluzenz verdoppelt, bei weniger transluzenten, eher opaken Keramiken verdreifacht werden (68).

Bei breiten initialen Zementierungsfugen werden hoch- bis mittelvisköse und bei geringen initialen Fugen eher niedrigvisköse Befestigungskomposite empfohlen (76;115). Neben Befestigungskompositen mittlerer Viskosität (zum Beispiel Variolink high/Vivadent) besteht auch die Möglichkeit, hochvisköse Befestigungsmaterialien zu verwenden (zum Beispiel Sonocem/Espe). Der Vorteil niedrigvisköser und mikrogefüllter Befestigungskomposite liegt in der geringen Filmdicke, allerdings ergibt sich ein negativer Einfluss durch die Hydrolyse und den Verschleiß des Befestigungssystems (127). Hoch visköse Befestigungskomposite bieten bessere Randqualitäten und leichtere Überschusskontrolle, nachteilig ist jedoch das zusätzlich benötigte Instrumentarium und die Gefahr der Polymerisation in nicht definitiver Lage (59;127).

2.4.2.1 RelyX Unicem

Das in folgender in vitro Studie verwendete RelyX Unicem von 3M ESPE (s. Abb. 12) ist nach Angaben des Herstellers ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungsmaterial zur adhäsiven Befestigung von Restaurationen aus Keramik, Komposit oder Metall.



Abb. 6: RelyX Unicem

Im Vergleich zu herkömmlichen adhäsiven Befestigungsmaterialien kann bei RelyX Unicem der Haftverbund zwischen Restauration und Zahn ohne vorherige Konditionierung der Zahnhartsubstanz und Einsatz von Adhäsiven erreicht werden. Dies kann zu einer Vereinfachung der techniksensitiven Vorbehandlung und zur Zeitersparnis beim Einsetzen der Restauration beitragen.

Nach Herstellerangaben ist die vorherrschende Abbindereaktion von RelyX Unicem eine radikalische Polymerisation, die durch Licht (bei Keramikrestorationen) bzw. durch ein Redoxsystem (bei Metallrestorationen) erfolgt. Die enthaltenen Monomere dienen hier jedoch nicht ausschließlich der Polymerisationsreaktion, weiterhin kommt es zu einer Kaskade von Zementreaktionen. Durch phosphorsäure-modifizierte funktionelle Gruppen im selben Molekül findet eine Reaktion mit basischen Salzen einerseits und dem Apatit der Zahnhartsubstanzen andererseits statt. Bei dieser Neutralisation wird Wasser freigesetzt, welches durch Abreaktion mit überschüssigen Säurefunktionen und anschließender Zementreaktion mit den ionenauslösenden basischen Füllkörpern wieder verbraucht wird (31).

Untersuchungen zur marginalen Adaption von mit RelyX Unicem eingesetzten Keramikronen (Empress II) zeigten, dass die Qualität der marginalen Adaptation der von herkömmlichen Befestigungskompositen, wie beispielsweise Variolink II entspricht (7). In vitro Untersuchungen zur Zughaftung an humanem Schmelz und Dentin bei RelyX Unicem nach Lichthärtung zeigten die höchsten Haftwerte am Dentin, wohingegen Variolink II (mit der entsprechenden total-etch-Vorbehandlung) am Schmelz die höchsten Haftwerte erzielte (128).

De Munck et al. (23) stellten in einer experimentellen Studie fest, dass die Verbundwerte von RelyX Unicem zum Schmelz erst mit der Ätztechnik auf das Niveau der Kontrollgruppe (Panavia-F) gehoben werden konnte.

Eine Studie von *Stanford et al.* (122) zu postoperativen Hypersensibilitäten, Randdichtigkeit, marginalen Verfärbung und Sekundärkaries an 95 Keramikinlays und -teilkronen nach vier Jahren in vivo bescheinigt RelyX Unicem ohne vorherige Vorbehandlung der Kavität gleichwertige Ergebnisse wie dem Befestigungskomposit Variolink II mit total-etch-Vorbehandlung.

In einer Studie von *Taschner et al.* (123) wurden insgesamt 83 Keramikinlays und -teilkronen jeweils mit RelyX Unicem und Variolink II/Syntac Classic befestigt. Klinische Untersuchungen nach zwei Jahren zeigten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der

Oberflächenrauigkeit, Farbanpassung und Unversehrtheit der Inlays, wohingegen bezüglich der marginalen Integrität und der Intaktheit der Zähne Variolink II/Syntac Classic statistisch bessere Ergebnisse lieferte.

Hikita et al. (62) untersuchten die Verbundstärke von verschiedenen Befestigungscompositen zu Schmelz und Dentin. Dabei wurden mit RelyX Unicem ohne weitere Vorbehandlung sowie RelyX Unicem mit einem selbstkonditionierendem Adhäsivsystem im Schmelz signifikant geringere Haftwerte erzielt als bei der Verwendung von Variolink II(Ivoclar-Vivadent), Linkmax (GC) und Panavia (Kuraray) mit entsprechender Vorbehandlung der Kavität. Durch das separate Anätzen des Schmelzes konnten die Haftwerte von RelyX Unicem auf das Niveau der Referenzprodukte angehoben werden. Die Haftwerte im Dentin unterschieden sich in allen Fällen nicht signifikant.

In einer weiteren In-vivo-Studie von *Peumans et al.* (96) wurde das Randspaltverhalten an Empress II – Inlays untersucht. Hierfür wurden 62 Restaurationen mit RelyX Unicem zum einen mit separater Schmelzkonditionierung mittels 35%iger Orthophosphorsäure, zum anderen ohne vorherige Kavitätenbehandlung eingesetzt. Eine Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren ergab keine signifikanten klinischen Unterschiede im Vergleich der beiden Gruppen.

2.5 Vollkeramische Inlays und Teilkronen

Die Indikationsstellung für vollkeramischen Zahnersatz ist aufgrund der Weiterentwicklung sowohl im Bereich der dentalkeramischen Werkstoffe sowie der adhäsiven Befestigungsmaterialien in den letzten Jahrzehnten stetig erweitert worden. Große Zahnhartsubstanzdefekte, die nicht mehr direkt oder mit Inlays versorgt werden können, aber dennoch für eine Krone zu gering sind, können mittels einer Teilkrone noch substanzschonend versorgt werden (130). Aufgrund der klinischen Langzeiterfahrung und dem nachgewiesenen kraftschlüssigen Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, Komposit und Keramik durch die Adhäsivtechnik sowie der hervorragenden Ästhetik werden heute bevorzugt Feldspatkeramiken zur Anfertigung keramischer Restaurationen verwendet (36).

2.5.1 Definition

In einer Stellungnahme der DGZMK ist die Teilkrone definiert als eine Restauration, bei der ein oder mehrere Höcker in die Präparation mit einbezogen sind (101). Diese Definition beinhaltet die Begriffe „Onlay“ und „Overlay“. Indikationsbereiche adhäsiv befestigter Kera-

mikroteilkronen im Seitenzahnggebiet sind „größere okklusale, proximale und vestibuläre Defekte mit nicht unterstützten Kavitätenwänden im Höckerbereich“ (36;101).

2.5.2 Präparation

In der Literatur existieren bislang keine allgemein anerkannten Präparationsrichtlinien für keramische Teilkronen (36). Im Wesentlichen werden drei Präparationskonzepte unterschieden (s. Abb. 7); (35;36).

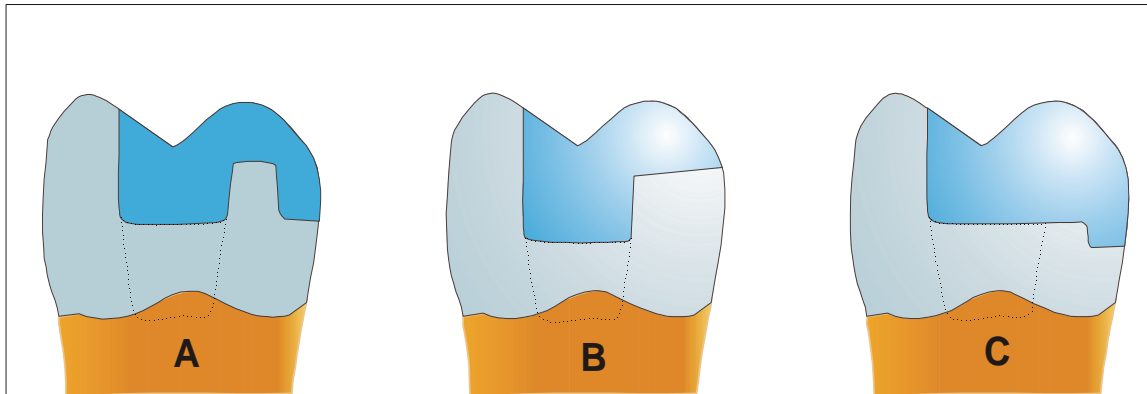


Abb. 7: Schematische Darstellung der Präparationskonzepte für vollkeramische Teilkronen
(A) an konventionelle Gussfüllungen angelehnte, retentive Präparation;
(B) Präparation mit horizontaler Auflage;
(C) Präparation unter Verzicht auf retentive Elemente (36).

In Abbildung 7 sind drei Präparationskonzepte dargestellt. Präparation A zeigt eine klassische Kavität für die Aufnahme einer Gussrestauration, jedoch ohne Abschrägung der Präparationsränder. Die Überkuppelung geschwächter Höcker (tragender Höcker) sowie das Anlegen einer Stufe stehen im Vordergrund (15). Daneben wird ein weiteres Präparationskonzept (B) in Abbildung 7 gezeigt, bei der ein Höcker anstelle der klassischen Überkuppelung mittels horizontaler Auflage in die Präparation einbezogen wird, da aufgrund der adhäsiven Befestigung die Präparation nicht retentiv sein muss (76). Ein weiteres Konzept (C) beruht auf dem vollständigen Verzicht auf retentive Bereiche (s. Abbildung 7). Die „Retention“ beruht hier rein auf dem Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz über das Adhäsivsystem. Ausreichend starke Resthöcker werden belassen (130).

Grundsätzlich steht bei der Präparation für Teilkronen aus Keramik ein minimalinvasives Vorgehen im Vordergrund. Die Kavitätengestaltung muss jedoch den Anforderungen und Eigenschaften der ausgewählten Keramik entsprechen. Um Frakturen der Keramik ausschließen zu können, muss deshalb eine gewisse Mindestschichtstärke eingehalten

werden (15;36;76). Eine Mindestschichtstärke von 1,5-2 mm sollte bei Feldspatkeramik nicht unterschritten werden (33).

Bei der Präparation von vollkeramischen Versorgungungen sollten alle Kanten innerhalb der Kavität abgerundet werden, die Innenwinkel von Inlays und Teilkronen weisen idealerweise einen Wert zwischen 6 und 15° auf (s. Abb. 8); (64). Zudem sollte die Präparation an okklusalen und approximalen Kavitätenrändern nicht dünn auslaufen um so die erhöhte Frakturgefahr dieser Keramikränder zu vermeiden (s. Abb. 9); (56).

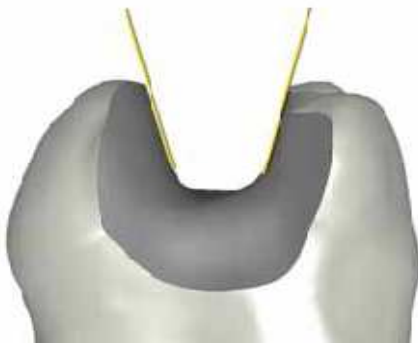


Abb.8: Adhäsivtechnik erfordert keine Retentionsform.

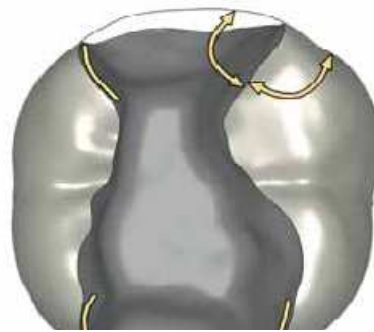


Abb.9: 90°-Übergänge zur approximalen Oberfläche.

2.5.3 Keramikrestaurationen in vitro

Federlin et al. (35) untersuchten den Einfluss der Präparationsgeometrie und des Befestigungsmaterials auf die marginale Integrität von Cerec 3 Vita Mark II Keramikteilkronen. Dabei wurden insgesamt 144 Testzähne nach drei verschiedenen Präparationskonzepten für Teilkronen (siehe Abbildung 7) hergestellt. Die mittels Cerec 3 hergestellten Restaurationen wurden mit verschiedenen Befestigungsmaterialien (Variolink II, Panavia, Dyract und Fuji plus) eingesetzt und die marginale Integrität mit Hilfe der Farbpenetration und Rasterelektronenmikroskopie untersucht. Die Präparationsform zeigte keinen statistisch signifikanten Einfluss. Bei den Befestigungssystemen hingegen wurde ein signifikanter Einfluss nachgewiesen, wobei die geringsten Werte der Farbpenetration bei den Kompositen vorhanden waren. Aufgrund der hohen Frakturnraten und der hohen Farbpenetrationswerte während thermomechanischer Wechselbelastung wird von einer Befestigung der Teilkronen aus Feldspatkeramik mit einem kunststoffmodifiziertem Glasionomerzement (Fuji plus) abgeraten. *Lang et al.* (81) konnten sowohl im Schmelz als auch im Dentin mit dem untersuchten Kompomer und dem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement im Vergleich zu den Befestigungskompositen deutliche Nachteile feststellen. Diese Materialien sind zur Befestigung von vollkeramischen Teilkronen ungeeignet, denn es kann aufgrund einer Expansion dieser

Materialien durch Wasseraufnahme nach der Eingliederung zu Frakturen der Keramikrestauration oder der Zahnhartsubstanz kommen (35;81).

Der Einfluss der Schichtdicke der Keramik auf die Frakturanfälligkeit und die marginale Adaptation von Cerec Teilkronen abhängig von der Präparationsgeometrie bei adhäsiver Befestigung mit dem selbststützenden, dualhärtenden Befestigungskomposit RelyX Unicem, sowie mit dem dualhärtenden Befestigungsmaterial Variolink II wurde von *Federlin et al.* (33) untersucht. 80 extrahierte Oberkiefermolaren wurden nach zwei verschiedenen Präparationsdesigns präpariert (siehe Abbildung 7, Präparationskonzept A und B). Neben dem Präparationsdesign und dem Befestigungsmaterial wurden unterschiedliche Keramikschichtdicken untersucht: Die Keramik der mit Cerec 3 angefertigten Teilkronen wurden auf 0,5 - 1,0 mm in der einen Gruppe und auf 1,5 - 2,0 mm in der anderen Gruppe reduziert. Dabei zeigte sich, dass die Präparationsform keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation und die Frakturanfälligkeit hat. Bezüglich des Befestigungsmaterials zeigten sich keine Unterschiede zwischen dem selbststützenden Befestigungskomposit RelyX Unicem und dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink II in Verbindung mit Excite als Adhäsivsystem. Es konnte gezeigt werden, dass die geforderte Mindestschichtstärke für Keramikteilkronen aus Feldspat von 1,5 - 2,0 mm unbedingt eingehalten werden sollte, um Keramikfrakturen zu vermeiden.

Fischer (40) führte eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung der vorangegangenen Studie von *Federlin et al.* (33) durch. Keramikschichtstärke und Präparation hatten keinen signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation. Es zeigten sich statistisch signifikant größere Integritätsverluste mit Variolink II gegenüber RelyX Unicem.

Krifka et al. (73) untersuchten die Frakturresistenz der Restzahnhartsubstanz und die marginale Adaption bei extrem ausgedehnter Präparation an Cerec 3 Inlays und Teilkronen nach thermomechanischer Wechselbelastung. Zu diesem Zweck wurden bei 51 extrahierten Zähnen die nichttragenden Höcker in einer Prüfgruppe auf 1,0mm, in einer weiteren Prüfgruppe auf 2,0mm ausgedünnt und mit Keramikinlays oder –teilkronen versorgt. Mittels Farbpenetration und quantitativer Randanalyse im REM wurde die marginale Adaption der Inlays und Teilkronen entlang der Grenzflächen bestimmt. Risse im Schmelz wurden zu folgenden Zeiten dokumentiert: Vor der Präparation, nach der Präparation, nach der Restauration und nach der thermomechanischen Wechselbelastung. Die höchsten Farbpenetrationswerte waren an der Grenze Dentin/Befestigungssystem zu verzeichnen. Geringere Werte wiesen die Grenzen Schmelz/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem auf, wobei die Grenzfläche Keramik/Befestigungssystem die geringsten Farbpenetrationswerte zeigte. Die Studie zeigte, dass die marginale Integrität

durch Resthöckerstärken von 1,0 oder 2,0mm nicht signifikant beeinflusst wird. In Bezug auf die Rissbildung konnte gezeigt werden, dass es mit abnehmender Resthöckerstärke tendenziell zu einer zusätzlichen Rissbildung kommt. Ebenso erhöhte sich die Anzahl an Rissen durch das adhäsive Einsetzen und die thermomechanische Wechselbelastung. Somit empfehlen *Krifka et al.* (73), um das Risiko zusätzlicher Risse in der Zahnhartsubstanz zu minimieren, eine Resthöckerstärke von 2,0mm für Inlays und Teilkronen am nichttragenden Höcker nicht zu unterschreiten.

Eine weitere *in vitro* Studie von *Krifka et al.* (74) beschäftigte sich mit der Randdichtigkeit und Frakturresistenz von ausgedünnten, nichttragenden Höckern bei Keramikinlays und – teilkronen. Dabei wurden die nichttragenden Höcker reduziert und die marginale Integrität mittels Farbpenetrationsmessung nach TCML untersucht. Teilkronen mit horizontaler Reduktion der nichttragenden Höcker zeigten signifikant weniger Farbpenetration als solche ohne horizontale Reduktion. Des Weiteren wies die Präparation mit horizontaler Überkuppung des nichttragenden Höckers im Vergleich zum Ungekuppelten signifikant weniger Risse im Schmelz auf. Daher sollten laut *Krifka et al.* dünne nichttragende Höckerwände in Zusammenhang mit adhäsiv befestigten Restaurationen eingekürzt oder überkuppelt werden um Schmelzrisse und Randundichtigkeiten zu vermeiden.

In einer *in vitro* Studie von *Mehl et al.* (91) wurde bei stark ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern das Randschlussverhalten von mod-Komposit- und Keramikinlays nach thermischer und mechanischer Belastung im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die oralen und vestibulären Kavitätenwände wurden auf 2,4mm in der einen und auf 1,3mm in der anderen Gruppe ausgedünnt. Nach thermomechanischer Wechselbelastung trat bei den Zähnen mit 1,3mm Wandstärke mehr Randspalt auf, als bei den Zähnen mit 2,4mm Wandstärke. Kompositinlays entwickelten signifikant mehr Randspalten, so dass *Mehl et al.* eine Versorgung ausgedehnter Kavitäten mit Kompositinlays ablehnen. Der klinische Einsatz von Keramikinlays bei Wandstärken von 2,4mm und approximaler Dentinbegrenzung ist zu empfehlen, aber bei einer Reduzierung der Wandstärke auf 1,3mm und zusätzlicher Dentinbeteiligung bedarf es nach Ansicht der Autoren weiterer Abklärung.

Habekost et al. (53) setzte sich in einer *in vitro* Studie mit dem Frakturverhalten von vollkeramischen Restaurationen auseinander, die zwei unterschiedlichen Belastungstests ausgesetzt wurden. Drei verschiedene Präparationsdesigns kamen zur Anwendung. Eine Inlaypräparation und zwei Teilkronenpräparationen wurden jeweils mit zwei unterschiedlichen Keramiken versorgt und bis zur Fraktur belastet. Die Studie zeigte, dass die Inlayversorgung eine statistisch signifikant höhere Frakturresistenz im Vergleich zu den beiden Teilkronenpräparationen, die sich gleich verhielten, aufwies. Zwischen den einzelnen

Keramiken gab es keine Unterschiede. *Habekost et al.* (53) bevorzugen eine zahnhartsubstanzschonende Kavitätenpräparation, da die Größe einer Kavität über die Frakturresistenz und somit über den Erfolg einer Restauration entscheidet.

2.5.4 Keramikrestaurationen in vivo

Lang et al. (79) untersuchten in einer in vivo Studie über vier Jahre, wann bei ausgedehnten Zahnhartsubstanzen eine Versorgung mit Teilkronen erwogen werden sollte. Hierzu wurden 100 „kleine“ und „große“ Keramikinlays in rein schmelzbegrenzten und teilweise dentinbegrenzten Klasse II Kavitäten, sowie 50 Keramikteilkronen gefertigt. Über einen Zeitraum von vier Jahren in Abständen von jeweils sechs Monaten wurde eine klinische und mikroskopische (Epoxidharzreplikate) Nachuntersuchung des Füllungsrandes durchgeführt. Bei den „großen“ Inlays kam es insbesondere an dentinbegrenzten Randabschnitten zu fortschreitenden Spaltbildungen. Im Gegensatz dazu war die Spaltentwicklung bei den Keramikteilkronen und den „kleinen“ Inlays geringer. Das Ergebnis dieser Studie zeigte, dass adhäsiv befestigte Restaurationen eine Stabilisierung des Zahnes bzw. der Resthöcker bewirken können und folglich die Frakturgefahr des Zahnes reduzieren können. Bei ausgedehnten dentinbegrenzten Randabschnitten sollte aber trotzdem eine Restauration mit Keramikteilkronen erfolgen, da mit Keramikinlays ein dauerhafter stabiler Verbund nicht sicher zu erzielen ist.

Van Dijken et al. (130) stellten in einer klinischen Studie zu adhäsiv befestigten vollkeramischen Teilkronen nach fünf Jahren keinen signifikanten Einfluss der Präparationsart fest. Somit ist defektbezogen zu entscheiden, welchem Präparationskonzept der Vorzug zu geben ist. Die Übergänge zwischen den einzelnen Formen können fließend sein, solange eine ausreichende Schichtstärke für die Keramik erreicht wird. Die Überlebensrate wurde mit 93,3% für vitale und 90,3% für avitale Zähne angegeben. Die Studie bestätigte, dass durch adhäsive Restaurationen auch ohne makromechanische Verankerung ein stabilisierender Effekt der Restzahnhartsubstanz erreicht werden kann. Endodontische Behandlungen in Verbindung mit Stiftaufbauten, sowie subgingivale Präparationen zum Retentionsgewinn, wie es bei konventionellen Kronenversorgungen oft notwendig ist, um eine ausreichende Verankerung zu gewährleisten, müssen nicht durchgeführt werden. Adhäsiv befestigte Teilkronen bieten eine substanzschonende, gut kontrollierbare Präparation und eine hervorragende Ästhetik.

In einer retrospektiven Studie untersuchten *Felden et al.* (38) 287 Keramikrestaurationen nach sieben Jahren. Dabei wurden Keramikinlays (n=232) und Keramikteilkronen (n=55) von fünf unterschiedlichen Behandlern eingesetzt; 44 Dicor (Dentsply), 126 IPS-Empress (Ivoc-

lar), 82 Mirage II, 33 Cerec Vita Mark I (Vita) und 2 Duceram LFC (Ducera) – Restaurationen. Als Befestigungskomposit fanden Dual Cure Luting Cement (Optec), Variolink high viscosity (Ivoclar), Microfill Pontic C (Kulzer), Dual Zement (Ivoclar), Dicor light activated cement (Dentsply) und Vita Cerec Duo Zement (Vita) Anwendung. Zum Untersuchungszeitpunkt waren von den 287 Restaurationen noch 270 ohne jegliche Funktionseinbuße (94,2%). Bei 14 Teilkronen und 3 Inlayrestaurationen versagte der Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz. Aufgrund einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 98% für Inlays konnte gefolgert werden, dass Keramikinlays eine akzeptable und ästhetisch hochwertige Alternative zu Goldrestaurationen darstellen. Im Gegensatz dazu lag die 7-Jahres-Überlebensrate für Teilkronen nur bei 56%, wobei 13 der 14 frakturierten Restaurationen aus Dicor hergestellt wurden. *Felden et al.* vermuten, dass die fehlende Erfahrung im Bereich der Kavitätengestaltung, im Umgang mit Befestigungssystemen, sowie im Umgang mit Vollkeramikteilkronen Ursache für den Verlust der Teilkronen aus Dicor war. Daher wurde für Teilkronen eine weitere retrospektive Studie von *Felden et al.* (38) durchgeführt. 42 Teilkronen aus IPS-Empress I wurden von einem Zahnarzt an 25 Patienten eingesetzt. Befestigt wurden die Restaurationen mit Variolink high viscosity (Vivadent), Variolink ultra (Vivadent), Dual Zement (Vivadent) und Compolute (Espe). Nach 7 Jahren waren noch 40 der 42 Teilkronen in situ. Die Überlebenswahrscheinlichkeit betrug 81%. Die Autoren sehen in den verbesserten Materialeigenschaften von Empress I im Vergleich zu Dicor die Ursache für den klinischen Erfolg. Ferner wird in Zukunft durch die Entwicklung neuerer Dentalkeramiken mit erhöhten Erfolgsraten von Keramikteilkronen zu rechnen sein. Somit stellt diese Form der Restauration eine erfolgreiche und ästhetisch hochwertige Versorgungsart im Seitenzahngebiet dar.

Frankenberger et al. (45) untersuchten klinisch über sechs Jahre 72 IPS-Empress Inlays und 24 Onlays an Molaren und Prämolaren. Dabei wurden vier verschiedene adhäsive Befestigungssysteme verwendet. 7% der Restaurationen mussten in dieser Zeit ersetzt werden. Von den in situ verbliebenen Inlays und Onlays zeigten 94% nach sechs Jahren eine signifikante Verschlechterung der Randqualität, wobei das Befestigungsmaterial keinen Einfluss hatte. Der Anteil an perfektem Rand nach Einsetzen der Restauration (39%), sank am Ende der Studie aufgrund von Verfärbungen und Auswaschungen auf 4%. Es bestand kein Unterschied zwischen Inlay- und Onlayrestauration und auch die Ausdehnung der Restaurationsränder ins Dentin hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Randqualität. Unabhängig von den Ergebnissen waren 96% der Patienten zufrieden mit ihrer Versorgung. Zu ähnlich positiven Ergebnissen kamen *Roulet et al.* (112) in einer sechs Jahres-Studie. Eine prospektive Studie von *Frankenberger et al.* (70) mit IPS-Empress Inlays und Onlays wies nach vier Jahren 7% klinisch inakzeptable Restaurationen und 79% insuffiziente Restaurationsränder

auf. Weder die im Dentin befindlichen Restaurationsränder, noch das Präparationsdesign mit Höckerersatz beeinflussten den klinischen Erfolg.

In einer prospektiven „split mouth“ Studie verglichen *Federlin et al.* (37) über drei Jahre Teilkronen aus Keramik und Gold miteinander. Zu diesem Zweck wurden an 29 Patienten 58 Restaurationen hergestellt. Die Teilkronen aus Keramik wurden mit Vita Mark II Feldspatkeramik mittels Cerec 3 gefertigt und mit Variolink II und Excite adhäsiv eingesetzt. Die Goldrestaurationen aus Degulor C wurden mit Harvard Zement befestigt. Eine klinische Untersuchung erfolgte beim Einsetzen, sowie nach ein, zwei und nach drei Jahren. Nach drei Jahren musste lediglich eine Keramikteilkrone ersetzt werden und zwei Keramikteilkronen zeigten okklusal starke Abrasionen. In dem Beobachtungszeitraum von nur drei Jahren wurden insgesamt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Gold- und Keramikteilkronen gefunden, so dass Teilkronen aus Keramik eine Alternative zum „Goldstandard“ darstellen. Innerhalb der Gruppe der vollkeramischen Teilkronen jedoch traten marginale Insuffizienzen und Verfärbungen auf, die signifikant waren. Die Verlustrate nach drei Jahren betrug für die Goldteilkrone 0% und für die vollkeramische Versorgung 6,9%. Die vollkeramische Teilkrone erfüllt nach drei Jahren somit die Richtlinien der American Dental Association eines zahnfarbenen Restaurationsmaterials für das Seitenzahngebiet.

Blatz (9) berichtet in einer Fallbeschreibung von Patienten, die mit vollkeramischen Restaurationen, aus Sinterkeramik, gegossener Glaskeramik, gepresster Glaskeramik und CAD/CAM-Systemen, versorgt wurden. Die 5-Jahreserfolgsrate der keramischen Restaurationen lag je nach System zwischen 88,4 und 100%.

In einer weiteren Studie wurden von *Krämer et al.* (70) IPS-Empress Inlays und Onlays untersucht. Hier wiesen die Restaurationen eine Misserfolgsrate von 7% auf. Randspalten zeigten 79% der noch vorhandenen Restaurationen, wobei weder im Dentin liegende Restaurationsränder, noch das Präparationsdesign den klinischen Erfolg beeinflussten.

Reiss und Walther (107) untersuchten nach einer „Tragezeit“ von zehn Jahren 1010 Cerec-Inlays, die bei 299 Patienten im Zeitraum von 1987 bis 1990 eingesetzt wurden. In ihrer Studie wurde bei der Auswertung nicht zwischen Inlay und Onlay unterschieden. Im Beobachtungszeitraum von zehn Jahren traten insgesamt 81 Misserfolge auf. Es wurde eine Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeit von über 90% nach 10 Jahren und 84,9% nach 11,8 Jahren ermittelt. Die Restaurationsgröße hatte keinen Einfluss auf die Erfolgsrate. Prämolaren (Überlebensrate 95% nach 10 Jahren) erzielten ein besseres Ergebnis als Molaren (87%). In einer Untergruppe von 77 avitalen Zähnen traten 20 Misserfolge auf, von de-

nen 16 an Molaren waren. Die häufigste Ursache für Misserfolge waren Frakturen der vollkeramischen Restaurationen.

In einer Studie von *Reich et al.* (106) erzielten große vollkeramische Cerec-Restaurationen, die mindestens einen Höcker und die Hälfte der Kaufläche einbezogen, eine Erfolgswahrscheinlichkeit von 97% nach drei Jahren. Die Präparation erfolgte rein defektorientiert unter Schonung von Zahnhartsubstanz, wobei verschiedene Präparationskonzepte mit einbezogen wurden. Weder das Kavitätdesign noch die Lage der Restaurationsgrenze hatte einen signifikanten Einfluss auf den klinischen Erfolg.

2.6 Rissbildung in Zahnhartsubstanzen

2.6.1 Definition, Häufigkeit und Lokalisation von Rissen

Risse oder Sprünge, sog. Infrakturen, gehören zur Gruppe der Zahnfrakturen. Zur Beschreibung dieses Zustandes existieren in der Literatur verschiedene Bezeichnungen: Grünholzfraktur, unvollständige Fraktur oder „cracked tooth syndrome“ (2;50). Bei dieser Zahnhartsubstanzverletzung bleibt das immobile Fragment in situ und zeigt bei entsprechender Beleuchtung zahlreiche, parallele oder sternförmige Sprünge. Infrakturen können sowohl den Schmelz als auch das Dentin betreffen und gelten als Vorboten für Frakturen der Zahnhartsubstanz (2); (s. Abbildung 10). Diese Infrakturen können Ursache für Pulpitiden sein, wenn sich der Riss bis zur Pulpakammer erstreckt und die Pulpa physisch schädigt (2;47;75;110).

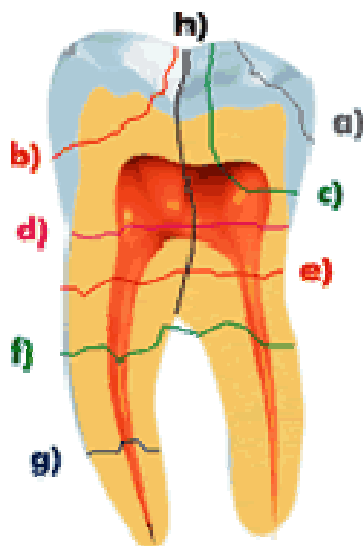


Abbildung 10: Verläufe von Frakturlinien eines Zahnes nach *Ehrenfeld et al.* (29)

- Schmelz(in)fraktur a)
- Schmelz-Dentin-Fraktur mit oder ohne Pulpenbeteiligung b), c), d)
- Wurzelfraktur horizontal und vertikal e), f), g), h)

Schmelzsprünge stellen den in vivo sichtbaren Anteil des dentalen Lamellensystems dar, welches sich im Wesentlichen aus drei Lamellentypen zusammensetzt. Die echten Lamellen

bestehen aus interprismatischer Substanz und unregelmäßig geformten, wenig kalzifizierten Schmelzprismen. Ihr Verlauf reicht von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Schmelzoberfläche, wobei ihre Breite stark zwischen 5,0 und 86 µm schwankt. Als Ursache werden Mineralisationsstörungen beschrieben (87). Davon zu unterscheiden sind die präeruptiven Schmelzrisse, die sich durch mechanische Belastungen in der Eruptionsphase und durch Mineralisationsstörungen während der Schmelzreifung entwickeln. Diese echten Risse entstehen entlang der Prismengrenzen und werden mit organischem Material aus Dentin oder aus exogenen Zellbestandteilen ausgefüllt (87). Als dritter Lamellentyp werden von *Lutz et al.* (87) die posteruptiven Schmelzsprünge an der Schmelz-Dentin-Grenze genannt. Diese Pseudolamellen treten besonders entlang der echten Lamellen, in hypokalzifizierten Schmelzbereichen auf und in Zonen, in denen der Schmelz dünn ist. Ihre Ausbreitungsrichtung erfolgt entlang der Prismengrenzen, senkrecht zur innersten Schmelzschale und kann bis zur Schmelzoberfläche reichen. Die Spaltbreite beträgt 0,74 - 5,0 µm. Ältere Sprünge können mit organischem Material aus Dentin oder Speichel aufgefüllt sein (134). Lichtmikroskopisch können Heilungstendenzen im Sinne von Umkristallisationen und Remineralisationen sichtbar gemacht werden (87;134).

Risse in der Zahnhartsubstanz können sowohl symptomatische, als auch asymptotische Folgen haben (110). Nicht nur endodontisch behandelte oder mit direkten oder indirekten Restauration versehene Zähne, sondern auch gesunde und unbehandelte Zähne können betroffen sein (18). *Roh et al.* (109) fanden heraus, dass kein Zahn ohne Riss existiert. Die meisten Risse wurden bei Zähnen, die keine Restauration hatten und bei Zähnen mit Klasse I Restaurationen festgestellt. Dabei zeigten die Oberkiefermolaren (6er > 7er) mehr Risse als die Unterkiefermolaren (6er > 7er). *Abou-Rass et al.* (2) stellte fest, dass die meisten Risse bei den Unterkiefermolaren und den Oberkieferprämolaren auftraten. Die Risse können sich auf die Krone, auf die Wurzel oder auf beides erstrecken (110). *Zachrisson et al.* (134) haben in einer in vitro Studie die Lage, Anordnung und Größe der Schmelzrisse untersucht und festgestellt, dass die mittleren oberen und unteren Schneidezähne und die ersten Molaren am meisten betroffen sind (50). Gefunden wurden die Risse bei diesen Zähnen vorwiegend im zervikalen und mittleren Kronendrittel, wohingegen die bevorzugte Stelle bei den unteren Frontzähnen das inzisale Drittel war. Schmelzrisse wurden in der Studie hauptsächlich in vertikaler Richtung gefunden, wohingegen schräge und transversale Schmelzrisse eher eine untergeordnete Rolle zu spielen schienen. Gewöhnlich erstrecken sich die Schmelzrisse in mesio-distaler, bukkolingualer und distolingualer Richtung (2;50;109). Des Weiteren traten Schmelzrisse am häufigsten ab dem 40. Lebensjahr auf und waren bei Männern und Frauen gleichermaßen anzutreffen (2;12;18;50;109).

2.6.2 Ätiologie von Rissen in der Zahnhartsubstanz

Die genaue Ursache für die Rissbildung in der Zahnhartsubstanz ist unbekannt. Verschiedene Faktoren können eine Veränderung in der Struktur eines Zahnes hervorrufen (2). Risse in der Zahnhartsubstanz treten sowohl bei gesunden, unbehandelten, als auch bei mit einer Restauration versorgten Zähnen auf. Die häufigste Ursache für Rissbildung der Zahnhartsubstanz sind plötzlich auftretende hohe Kräfte (2;110). Dies ist zum Beispiel beim Biss auf einen harten Gegenstand oder bei unkontrollierten, spontanen Kontakten des Antagonisten der Fall (12;18;50;75). Bei endodontisch behandelten Zähnen wird aufgrund der zunehmenden Sprödigkeit der Zahnhartsubstanz die Fraktur ganzer Höcker beobachtet. Als mögliche Ursache für die Entstehung von Rissen in der Zahnhartsubstanz werden in der Literatur verschiedene Faktoren angegeben:

- Attrition (12),
- Abrasion (12),
- Erosion (12),
- okklusales Trauma durch Parafunktionen (Bruxismus) oder Unfälle (2;50;75;134),
- große Klasse I Gussrestaurationen mit fehlender Abstützung im marginalen Bereich (2;12;18;50),
- große Restaurationen mit geringer Restzahnhartsubstanz und/oder kariösen Läsionen (2;12;18;42;50),
- falsches Präparationsdesign bei großen Kavitäten (50),
- Präparation der Zahnhartsubstanzen mit diamantbelegten Schleifkörpern (50;133),
- thermomechanische Wechselbelastung (28;50;85;109),
- Expansion und Kontraktion von Restaurationsmaterialien aufgrund von Temperaturschwankungen, (2;12;134),
- Polymerisationsschrumpfung von Befestigungskompositen (77;88),
- plötzlich auftretende Spannungen durch Sensibilitätsprüfung mit Kohlensäureschnee (87),
- Dehydratation der Zähne unter Kofferdam bei Füllungstherapie oder endodontischer Behandlung (18),
- Schwächung des Zahnes durch endodontische Behandlungen (50),
- Entwicklungsstörung der Ameloblasten (134),
- steile Höckerabhänge/ tiefe Höcker-Fissurenmorphologie (2;12;18),

Der Einfluss dieser Faktoren wird begünstigt und verstärkt, wenn eine Malokklusion (offener Biss, umgekehrter Überbiss) oder fehlpositionierte (elongierte, gekippte oder gedrehte) Zähne vorhanden sind (2;12;18;50). Treffen mehrere Faktoren aufeinander, so wird das Risiko der Rissentstehung erhöht (50).

Eine besondere Bedeutung bei der Rissfortpflanzung hat die Schmelz-Dentin-Grenze. *Dong et al.* (27) zeigten in einer in vitro Studie, dass die Schmelz-Dentin-Grenze die Funktion eines 100 - 150 µm breiten „Stressbreakers“ hat, an dem nur wenige Risse weitergeleitet werden. Dieser risschwächende Effekt beruht auf der Tatsache, dass an der Schmelz-Dentin-Grenze Risse eher abgelenkt als fortgepflanzt werden (27;63;104).

2.6.3 Klinische Symptomatik und Folgen von Rissbildungen

Die klinischen Symptome von Rissen/Infrakturen hängen hauptsächlich von der Tiefe und der Lokalisation der Risse ab und können sowohl asymptomatische, als auch symptomatische Folgen für den betreffenden Zahn haben (50). Handelt es sich um einen isolierten Schmelzriss, so bleiben die Zähne meist klinisch asymptomatisch und die Risse bleiben oft unentdeckt (2;110). Ist die Infraktur nicht auf den Schmelz begrenzt, sondern reicht sie bis ins Dentin, treten häufig klinische Symptome auf, die die Gefahr einer Beteiligung der Pulpa oder des Parodonts nach sich ziehen. Ist die Pulpa dabei nicht irreversibel geschädigt, so sind die Symptome charakterisiert durch eine isolierte Aufbiss-/ Perkussionsempfindlichkeit und Hypersensibilitäten (v. a. auf Kälte) des jeweiligen Zahnes (2;110). Falls die Symptome über einen Zeitraum von ein bis zwei Wochen unverändert vorhanden sind, so muss von einer Infraktur und nicht von einer Pulpitis ausgegangen werden (12). Da die meisten Infrakturen nicht rechtzeitig diagnostiziert werden, können diese Symptome für viele Jahre bestehen bleiben und chronische Pulpitiden und Pulpanekrosen verursachen (2;18;110). Risse in der Zahnhartsubstanz, die sich in den Wurzelbereich erstrecken, lösen parodontale Entzündungen aus (50). Sind aber keine offensichtlichen Anzeichen einer periapikalen, parodontalen oder pulpalen Läsion vorhanden, dann ist ein „cracked tooth syndrome“ schwierig zu diagnostizieren (2;12).

Klinisch harmlos erscheinende Schmelzsprünge können Verfärbungen oder Frakturen des betroffenen Zahnes begünstigen (50) und die Kariesentstehung fördern und beschleunigen, weil sich der kariöse Prozess entlang der Infrakturen leichter ausbreiten kann (134). Risse in der Zahnhartsubstanz schwächen den Zahn und gelten als Vorboten für Frakturen der Zahnhartsubstanz (2;12). Diese Tatsache spielt vor allem bei endodontisch behandelten Zähnen eine große Rolle, denn aufgrund der zunehmenden Sprödigkeit der Zahnhartsubstanz wird durch bereits vorhandene Risse die Fraktur ganzer Höcker begünstigt, sodass die Extraktion die einzige Therapiemöglichkeit darstellt (19).

2.6.4 Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten

Die Diagnostik von Rissen/Infrakturen der Zahnhartsubstanz ist schwierig, solange keine oder nur vage ausgeprägte Symptome vorhanden sind. Die Diagnose ist einfach, wenn der Riss sofort sichtbar ist, zum Beispiel durch exogene Verfärbungen. Die klinische Untersuchung eines Zahnes mit einer vermuteten Infraktur sollte einen Vitalitätstest und einen Perkussionstest umfassen. Außerdem wird empfohlen den getrockneten Zahn sorgfältig visuell bei entsprechender Beleuchtung zu untersuchen (12). Folgende Testverfahren werden zur Erkennung von Infrakturen in der Literatur beschrieben:

- visuelle Kontrolle mit Hilfe eines Mikroskops mit 16-facher Vergrößerung (20),
- Transillumination (2;20;50;109),
- Bisstest (2;20;50;109),
- Farbpenetrationstest (2;20;50;109).

Die Diagnose von Infrakturen mittels Röntgenbildern ist schwierig, da die Risse oft parallel zur Filmebene verlaufen und daher isolierte Schmelz- oder Dentinrisse oft zu klein sind, um sie radiologisch darstellen zu können (2;110). Röntgenbilder sind immer dann hilfreich und ein Hinweis für Frakturen, wenn sich bei einem klinisch gesunden Zahn parodontale und/oder apikale Veränderungen radiologisch darstellen (2;50).

Das Ziel der Behandlung von Zähnen mit einer unvollständigen Fraktur ist die sofortige Stabilisierung der Zahnhartsubstanz, denn diese Maßnahme kann eine Ausbreitung des Risses, die eine Fraktur des Zahnes zur Folge haben kann, verhindern (50). Ferner wird empfohlen, die betroffenen Zähne aus der Okklusion zu schleifen, um die okklusale Belastung zu minimieren (50). Zum Schutz des Zahnes sollte dieser langfristig mit adhäsiv befestigten keramischen Restaurationen oder mit metallischen Einlagefüllungen mit Höckerüberkuppelung versorgt werden (50). Die vollständige Überkronung stellt eine weitere Therapiemöglichkeit dar, die aber mit einem großen Zahnhartsubstanzverlust einher geht (110).

2.6.5 Präparationsrichtlinien und in vitro Untersuchungen

Als Präparationsrichtlinie für gegossene Einlagefüllungen wird gefordert, dass bei ein- und zweiflächigen Inlays die Breite des okklusalen Kastens nicht mehr als die Hälfte, bei dreiflächigen mod-Inlays nicht mehr als ein Drittel des bukkolingualen Höckerabstandes betragen soll (58). Sonst besteht die Gefahr, dass es durch die Keilwirkung des Inlays bzw. durch die Scherwirkung beim Kauen zu Infrakturen oder Frakturen der Zahnhartsubstanz kommt (58;59); (s. Abbildung 11). Im Gegensatz dazu werden bei zahnfarbenen Restaurationen keine Mindestschichtstärken für die verbliebene Höckersubstanz angegeben. In der Literatur wird diesbezüglich auf den adhäsiven Verbund zwischen Schmelz, Befestigungskomposit und Keramik verwiesen, der eine Stabilisierung des Zahnes hervorrufen und somit auch die

Frakturresistenz erhöhen soll (79). Aussagen über die marginale Integrität keramischer Restaurationen bei ausgedehnten Kavitäten liegen von *Mehl et al.* (91) vor. In dieser in vitro Studie wurde festgestellt, dass bei ausgedehnten mod- Präparationen mit oralen und vestibulären Wandstärken von 2,4 mm und approximaler Dentinbegrenzung bei Versorgung mit Keramikinlays weniger Randspalten auftraten als bei 1,3 mm Restwandstärke. Die Frage, welche Auswirkung eine solch geringe Restwandstärke auf die Zahnhartsubstanz und die Bildung von Rissen und Frakturen hat, bleibt unbeantwortet. *Lang et al.* (79) fordern bei ausgedehnten Kavitäten die Versorgung mit einer Keramikteilkrone, da bei Versorgung mit Inlays der adhäsive Verbund durch Biegekräfte überlastet wird. Insgesamt bewerten sie das Frakturrisiko für Zähne mit adhäsiv befestigten Restaurationen innerhalb ihres klinischen Beobachtungszeitraumes über vier Jahre als gering.

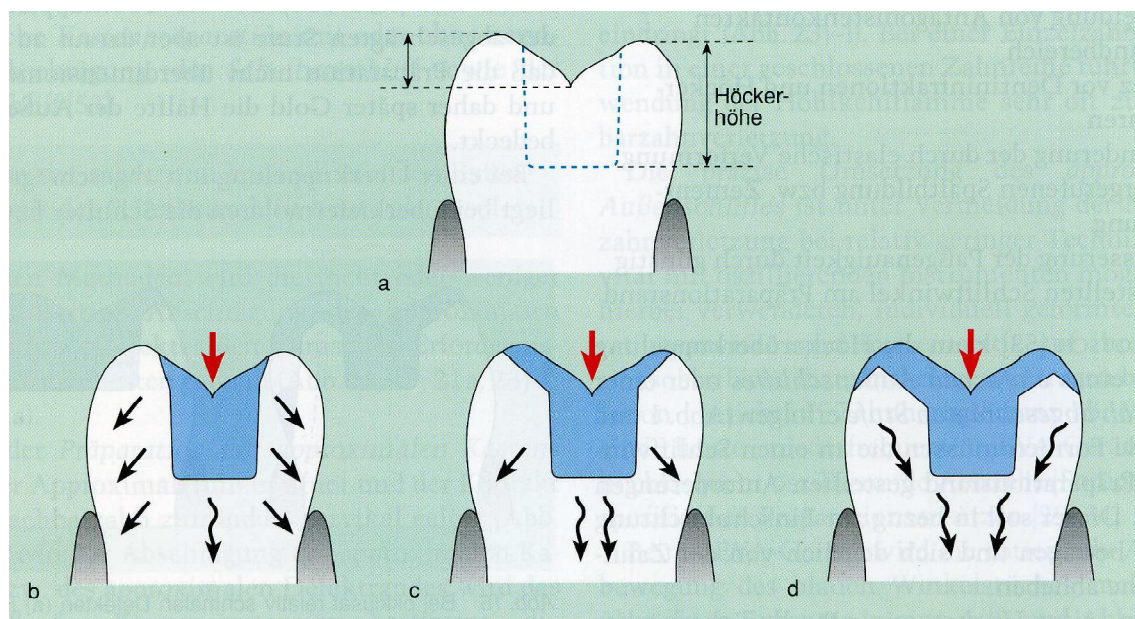


Abbildung 11: Zunahme der relativen Höckerhöhe nach Präparation eines okklusalen Kastens (a). Bei zentraler Belastung werden die Kavitätenwände beim Inlay (a) vornehmlich auf Biegung (gerade Pfeile), bei Abdeckung der gesamten Kaufläche bis zu den Höckerspitzen (c) auf Biegung und Stauchung, bei Höckerüberkupplung (d) nur noch auf Stauchung (gewellte Pfeile) beansprucht (58).

Die Präparation einer Kavität (Größe, Lage und Form) hat eine Destabilisierung und eine verstärkte Verformbarkeit der verbliebenen Höcker zur Folge (79;80;82). Mit der Präparation des okklusalen Kastens wird die Verbindung zwischen vestibulärem und oralem Höcker reduziert, bei gleichzeitiger Einbeziehung beider Approximalflächen sogar vollständig beseitigt. Mit zunehmender Breite und Tiefe des Kastens erfolgt eine weitere Schwächung der Kavitätenwände. Schon bei der Anprobe und beim Zementieren, danach bei zentraler Belastung durch Kauen oder Leermastikationen werden die Wände infolge der Keilwirkung der Restauration auf Biegung beansprucht (58) (Abbildung 11). Diese mechanischen Belastun-

gen führen daher, insbesondere bei Zähnen mit konventionell befestigten Restaurationen zu Verlagerungen der Höcker und im Extremfall auch zu (In-)Frakturen des Zahnes (57). Bei adhäsiv befestigten Rekonstruktionen ist die Situation insofern anders, da der Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz eine Stabilisierung des Zahnes hervorruft und damit die Frakturresistenz erhöht (57;79;91). Somit werden mit einer Restauration versorgte Zähne sowohl durch Belastung der Zahnhartsubstanz als auch durch die Belastung der Restauration verformt (80). Durch die Einbeziehung der Höcker ermöglichen Teilkronen im Gegensatz zu Inlays einen besseren Stabilisierungseffekt der Restzahnhartsubstanz (79;127). Trotzdem führen Studien, die sich mit der Frakturresistenz von Zähnen, die mit Keramikteilkronen versorgt wurden und bei denen die Zähne auf Bruch und nicht auf Dauer belastet wurden, zu kontroversen Ergebnissen: Während *Bremer et al.* (14) und *Dalpino et al.* (21) einen hohen Stabilisierungseffekt (hohe Frakturfestigkeiten) bei mit Vollkeramikrestaurationen versorgten Zähnen feststellten, die sogar höher als gesunde Zähne waren, erzielten die versorgten Zähne in einer Studie von *St-Georges et al.* (121) eine signifikant geringere Frakturfestigkeit (auf Bruchbelastung) als gesunde Zähne.

Brown et al. (16) untersuchten in einer in vitro Studie den Einfluss der Temperatur auf die Rissbildung im Schmelz. Dabei wurden Rinderzähne einer thermischen Wechselbelastung (abwechselnd 32°C und 64°C) ausgesetzt. Nach 3000 Zyklen stellte sich heraus, dass vor allem longitudinale Schmelzrisse auftraten oder schon vorhandene Schmelzrisse sich vergrößerten. Die Studie zeigte auch, dass die Anzahl an thermisch erzeugbaren Rissen begrenzt ist. Dies bedeutet, dass eine Erhöhung der Zyklenzahl keinen weiteren Einfluss auf die Rissbildung im Schmelz ausübt (13). Der Schmelz hat im Gegensatz zum Dentin eine höhere Temperaturleitfähigkeit, so dass sich dieser bei Temperaturveränderungen wesentlich schneller kontrahiert bzw. expandiert. Da das Dentin seine ursprüngliche Form nur geringfügig ändert, kommt es zu Scherkräften an der Schmelz-Dentin-Grenze, die eine Lockerung des Schmelz-Dentin-Verbundes bewirken und zu Schmelzrissen führen. Mehrere schnelle Temperaturänderungen nacheinander und zusätzliche mechanische Belastungen beschleunigen diesen Prozess (28;85).

In einer in vitro Studie untersuchte *Krifka et al.* (73) den Einfluss der Restwandstärke ausgehnter Kavitäten auf die Rissbildung in der Zahnhartsubstanz und die marginale Integrität von Keramikinlays und -teilkronen. Zu diesem Zweck wurden die vestibulären, nichttragenden Höcker auf 1,0 mm (Gruppe 1) und auf 2,0 mm (Gruppe 2) ausgedünnt. Bei den Teilkronen erfolgte eine horizontale Reduktion der oralen, tragenden Höcker um 2,0 mm. Bezüglich der marginalen Integrität konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden, es war jedoch die Tendenz zu erkennen, dass eine zunehmende Ausdünnung

der Höcker zu einer erhöhten Farbpenetration im Dentin führte. Des Weiteren ergab die Studie, dass adhäsives Einsetzen und thermomechanische Wechselbelastung die Anzahl an Schmelzrisen erhöht. So waren am bukkalen, ausgedünnten Höcker der Gruppe 1 gegenüber der Gruppe 2 die Schmelzrisse statistisch signifikant höher. Die Risse, die in der vorliegenden Studie aufgetreten sind, haben allerdings in Folge der Belastung nicht zu einer Fraktur geführt. Um das Risiko zusätzlicher Risse im Schmelz zu minimieren, werden Resthöckerstärken von mindestens 2,0 mm empfohlen.

In einer weiteren Studie von *Krifka et al.* (74) wurde die Randdichtigkeit an den Übergängen Keramik, Befestigungscomposit und Zahnhartsubstanz sowie die Frakturresistenz von ausgedünnten, nicht tragenden Höckern bei Keramikinlays und –teilkronen untersucht. An jeweils 48 Zähnen wurden Feldspatkeramik-Inlays und –Teilkronen angefertigt und adhäsiv befestigt. Es galt zu klären, in wie weit die Überkuppelung der nichttragenden Höcker zu einer qualitativen Veränderung führen. In zwei Prüfgruppen wurden sowohl für Inlays als auch Teilkronen die Präparationen 1 mm Restwanddicke ungekuppelt und 1 mm Restwanddicke mit 2 mm gekuppeltem nichttragendem Höcker unterschieden. Die Restwanddicke des tragenden Höckers betrug in allen Fällen 2,5 mm, bei der Präparation für Teilkrone wurde zusätzlich der tragenden Höcker um 2 mm reduziert. Nach der Präparation wurden mit dem Cerec 3 System aus Vita Mark II Blöcken die Restaurationen hergestellt und mittels Excite und Variolink II adhäsiv befestigt. Nach thermomechanischer Wechselbelastung folgte die Farbpenetrationsmessung mittels Fuchsinlösung. Teilkronen mit horizontaler Reduktion der nichttragenden Höcker zeigten signifikant weniger Randspalt als solche ohne horizontale Abdachung. Des Weiteren erwies sich die Präparation mit horizontaler Überkuppelung des nichttragenden Höckers als stabiler hinsichtlich der Frakturresistenz. Daher sollten laut *Krifka et al.* dünne nichttragende Höckerwände in Zusammenhang mit adhäsiv befestigten Restaurationen eingekürzt und überkuppelt werden um Schmelzsprünge und Randundichtigkeiten zu vermeiden.

Larson et al. (82) setzten sich mit der Frakturfestigkeit von präparierten, aber unversorgten Zähnen auseinander und verglichen sie mit unpräparierten Zähnen. Sie stellten fest, dass die Breite einer Kavität einen wesentlich größeren Einfluss spielt als die Einbeziehung der Approximalflächen. So gab es keinen Unterschied in der Frakturanfälligkeit bei gleicher Kavitätenbreite zwischen einer okklusalen und einer mod-Präparation. Schließlich konnte kein präparierter Zahn die Frakturrate eines gesunden, unpräparierten erreichen, so dass die Autoren ein substanzschonendes und konservatives Präparationsdesign empfehlen.

In einer weiteren in vitro Studie testeten *Geurtsen et al.* (49) die Frakturfestigkeit menschlicher mit einer mod-Amalgam- oder –Kompositfüllung versehenen Oberkiefermolaren. Dabei

wurden die Zähne nach verschiedenen Kavitätenpräparationen bzw. nach der Restauration mit unterschiedlichen Materialien auf ihre Frakturresistenz überprüft. Es stellte sich heraus, dass eine unpräparierte Kontrollgruppe, sowie die Zähne, die mit einem Dentinbonding (Dentin-Adhesit®) und einer Amalgamfüllung versorgt wurden, die größte Frakturresistenz hatten. Ein ähnliches Ergebnis wiesen die Zähne auf, die mit Amalgam- oder Kompositfüllungen, sowie mit direkt hergestellten Kompositinlays versehen wurden. Die niedrigste Belastbarkeit hatten die nur präparierten und unversorgten Zähne.

Fonseca et al. (42) untersuchten in einer in vitro Studie den Einfluss des Präparationsdesigns auf die Frakturfestigkeit und auf das Frakturmuster der Zahnhartsubstanz. Es wurden der Einfluss der Isthmusbreite (schmäler [2,5 mm] und breiter [5,0 mm] bucco-lingualer Höckerabstand) und der Einfluss der Höckerüberkuppelung (Überkuppelung von einem, zwei, drei oder vier Höckern) ermittelt. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Parametern festgestellt werden. Diese in vitro Studie zeigte, dass indirekt restaurierte Zähne eine ähnliche Frakturfestigkeit und ein ähnliches Frakturmuster besitzen, und somit die zusätzliche Überkuppelung von einem oder mehreren Höckern keinen Vorteil bietet, um die Zähne vor einer Fraktur der Zahnhartsubstanz zu schützen.

Martin et al. (88) untersuchten in ihrer in vitro Studie die Höckerauslenkung während der Polymerisation. Dabei wurden 15 Prämolaren mit vollkeramischen Inlays versorgt. Befestigt wurden diese mit einem Feinpartikelhybridkomposit, einem Kompomer und einem dualhärtenden Befestigungskomposit. Mit Hilfe eines Lasermikrometers wurden die Dimensionsänderungen während der zweiminütigen Polymerisation und den nachfolgenden 30 Minuten festgehalten. Die Studie ergab, dass es zu einer deutlich messbaren Verringerung der Zahndimension zwischen 0,02 und 0,06% in den ersten zehn Minuten kam. Des Weiteren kam es aufgrund der thermischen Ausdehnung zu einer Expansion von 0,03% während der Belichtung. Von den drei getesteten Befestigungsmaterialien stellte sich das Kompomer als statistisch signifikant besser heraus als das Feinpartikelhybridkomposit.

In einer Studie von *Habekost et al.* (53) wurde das Frakturverhalten von Zähnen, die mit Keramikteilkronen und -Inlays versorgt wurden, untersucht. Dazu wurden die Zähne zwei unterschiedlichen Belastungstests ausgesetzt. In dieser, wie auch in einer ähnlichen Studie von *St-Georges et al.* (121), erzielten die mit Keramikinlays versorgte Zähne eine signifikant höhere Frakturresistenz gegenüber den Zähnen, die mit Teilkronen versorgt wurden. Bei großflächiger Kraftapplikation war die Frakturresistenz deutlich größer als bei kleinflächiger Einwirkung.

Burke et al. (19) untersuchte die Frakturresistenz von Zähnen, die mit Vollkeramikronen versorgt wurden. Die Restaurationen wurden mit zwei verschiedenen Befestigungssystemen, dem selbststützenden, dualhärtenden Universalzement RelyX Unicem (3M ESPE, Germany) und dem konventionellen Befestigungskomposit Mirage ABC/FLC (Chameleon Dental: Kansas City, KN, USA) eingesetzt. Zwischen beiden untersuchten Gruppen konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. In einer Studie mit Vollkeramikronen verglichen *Potiket et al.* (99) die Frakturfestigkeit von mit verschiedenen Restaurationsmaterialien versorgten Zähnen. Es zeigte sich, dass in vitro zwischen mit Metallkeramik versorgten Zähnen und mit Aluminium- und Zirkonoxidkeramikronen versorgten Zähne keine statistisch signifikanten Unterschiede festzustellen waren. Somit stellen Vollkeramiksysteme eine Alternative zur ästhetisch anspruchsvollen Rekonstruktionen großer Zahnhartsubstanzdefekte dar (19).

In einer in vitro Untersuchung verglichen *Soares et al.* (119) den Einfluss verschiedener adhäsiver Inlaysysteme auf die Frakturanfälligkeit der Restzahnhartsubstanz. Dabei wurden 60 Unterkiefermolaren mit vier unterschiedlichen Systemen versorgt: Feldspatkeramikinlays (Duceram LFC) und indirekte Kompositinlays (Solidex, Artglass und Targis). Als Befestigungskomposit wurde RelyX Unicem verwendet. Zur Dokumentation der Frakturen wurde eine Typisierung der Risse durchgeführt: Typ I: Fraktur der Restauration; Typ II: Fraktur der Restauration und kleinem Zahnanteil; Typ III: Fraktur von weniger als der Hälfte der Restauration und des Zahnes; Typ IV: Fraktur von mehr als der Hälfte der Restauration und des Zahnes; Typ V: Fraktur mit parodontaler Beteiligung. Nach Lagerung und thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich statistisch signifikant weniger Frakturen der Zahnhartsubstanz bei den mit Kompositinlays versorgten Zähnen als bei den mit Duceram-Inlays versorgten Zähnen. Die Frakturen bei den mit Komposit-Inlays versorgten Zähnen waren, wenn auch zahlenmäßig weniger, so doch wesentlich extendierter als die Frakturen bei Zähnen, die mit Keramikinlays versorgt waren. Dennoch stellten *Soares et al.* (119) indirekte Kompositinlays als vielversprechende Alternative zur Keramik vor. Einen zahnhartsubstanzstabilisierenden Effekt setzt er bei beiden adhäsiv befestigten indirekten Restaurationsmaterialien voraus.

2.7 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation

Um über neue Entwicklungen oder Verbesserungen herkömmlicher dentaler Werkstoffe Aussagen treffen zu können, haben sich sowohl klinische Studien, als auch in vitro Testverfahren bewährt (71). Die Beurteilung der Langlebigkeit dentaler Restaurationen kann ausschließlich auf der Basis kontrollierter klinischer Studien erfolgen. Aufgrund des

erforderlichen hohen Zeitaufwandes und der Beteiligung zahlreicher Probanden sind in vivo Studien allerdings mit methodischen Nachteilen behaftet (71).

Zur Simulation einer klinischen Situation kommen in vitro Untersuchungen mit weitgehend reproduzierbaren und kontrollierten Bedingungen in Frage (71). Allerdings kann auch hierbei eine exakte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse nicht erreicht werden. So weichen beim Untersuchungsgut, den extrahierten Zähnen, Sklerosierungsgrad, Lagerungszeit und Lagerungsart voneinander ab. Des Weiteren unterscheiden sich die Proben in der Restaurationsgröße, was sich wiederum aus den unterschiedlichen Zahngrößen ergibt. Diese Faktoren können die Ergebnisse signifikant beeinflussen (39). Die Lagerungszeit ist laut *Söderholm* (120) von untergeordneter Bedeutung. In vivo Faktoren wie Speichelzusammensetzung und Vitalität des Zahnes können in vitro nur schwer simuliert werden. Bei in vitro Untersuchungen werden Simulationstests, die das Milieu der Mundhöhle imitieren, und physikalisch/mechanische Tests an definierten Probekörpern unterschieden.

2.7.1 Simulationstests

Präklinische Untersuchungen der marginalen Adaption adhäsiver Restaurationen können mittels Simulationstests durchgeführt werden. Hierbei soll das Vorgehen möglichst dem in vivo entsprechen. Das bedeutet, dass bei Anfertigung und Ausarbeiten der Restaurationen entsprechend dem klinischen Vorgehen verfahren werden sollte und somit auch die Versuchszähne nie austrocknen sollten. Die Proben sind also immer in flüssigem Milieu aufzubewahren (120).

Um in vitro das Mundhöhlenmilieu zu simulieren, können die extrahierten Zähne zyklischen Temperaturwechselbelastungen und mechanischen Belastungen ausgesetzt werden. Diese simulierte Kaubelastung erfolgt durch mechanische, punktuelle Druckbelastung bei 49,5N oder bei 72,5N, sowie Temperaturwechsel zwischen 5°C und 55°C. Der Temperaturwechsel kann die marginale Integrität direkt nachteilig beeinflussen (134) oder aber einen Sogeffekt in einen verbreiterten Randspalt begünstigen. Dieser Sogeffekt kann auch zu Schmelzrissen führen (13).

Krejci et al. (72) befinden in vitro Tests, die ausschließlich thermische Wechselbelastung einsetzen, für nicht geeignet, Keramikrestaurationen zu bewerten. Dies wird damit begründet, dass die thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Schmelz und Dentalkeramiken sehr ähnlich sind und die Menge an Komposit sehr gering. In vivo soll die Kaubelastung der Restauration eine große Rolle spielen (120). Beim Vergleich von 130 Thermocycling Tests (46) zeigte sich, dass die meisten Autoren 5°C als untere

Temperaturgrenze und 55°C als oberen Temperaturwert gebrauchen. Die Zyklusanzahl ist bei den einzelnen Studien variabel zwischen 1 und 1.000.000 Zyklen (1). Laut *Krejci* und *Lutz* (71) entsprechen 250.000 Zyklen einer in vivo Belastungsdauer von einem Jahr.

2.7.2 Mechanische bzw. physikalische Tests

Physikalische Eigenschaften dentaler Werkstoffe, wie Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit, Dehngrenzen, Bruchdehnung, Vickershärte und Elastizitätsmodul werden unter Zuhilfenahme definierter Probekörper untersucht (30). Bestimmte Belastungsparameter, wie Druck und Temperatur, können in den entsprechenden Prüfmaschinen exakt eingestellt werden. Ein Vergleich zu in vivo Situationen ist allerdings nur mit Einschränkungen möglich.

2.8 Quantitative Auswertungsmethoden

Die marginale Adaption 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 anhand von Replikaten (können auch in vivo verwendet werden) (71)
- Farbpenetrationsuntersuchungen der Randdichtigkeit mit unterschiedlichen Reagenzien

Hier wird nur auf die Untersuchung mittels Farbpenetration näher eingegangen, da diese in der vorliegenden Studie zur Anwendung kommt.

2.9 Farbpenetrationstests

Ein wichtiger Gütefaktor für zahnmedizinische restaurative Versorgungen ist die marginale Integrität. Bei Undichtigkeiten oder Randspalten können sich Bakterien in die entsprechenden Mangelstellen einlagern und/oder ästhetisch unschöne Verfärbungen entstehen. Folgen dieser Randspalten können klinisch Sekundärkaries sowie chronische Pulpairritationen sein (59).

Um Aussagen über die marginale Integrität adhäsiver Restaurationen treffen zu können, sind verschiedene Farbpenetrationstests entwickelt worden. Dabei wird die Diffusion von Farblösungen entlang der Grenze Restaurationsmaterial/Zahnhartsubstanz ausgenutzt und bei in vitro Untersuchungen als Bewertungsfaktor für die marginale Adaption verwendet. Die

Penetrationstests umfassen Untersuchungen zur Penetration von Bakterien, Farbstoffen und Isotopenlösungen (41).

Zur Herstellung der Farblösungen werden verschiedene Reagenzien verwendet: z.B. Methylblau (1), Fluoreszenzfarbstoffe (124), basisches Fuchsin (33;43) und Silbernitrat (132). Die meisten Farbstoffe haben jedoch den Nachteil, dass sie relativ schnell ausbleichen und dass die Diffusion auch nach der angegebenen Einwirkzeit noch weiterläuft. Somit führt eine Auswertung der Farbpenetration nach längerer Lagerungszeit zu verfälschten Ergebnissen, so dass die Auswertung direkt nach dem Schneiden der Proben erfolgen muss. Durch die weiterlaufende Diffusion ist die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse erschwert (39). Die Auswertung erfolgt an Schnittpräparaten im Stereomikroskop oder anhand von Fotografien (105).

3. Fragestellung

In der vorliegenden in vitro Studie sollte der Einfluss der Präparationsgeometrie des nichttragenden Höckers bei ausgedehnten Kavitäten auf die marginale Adaptation und die Rissbildung im Schmelz von Keramikeilkronen bei adhäsiver Befestigung mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung untersucht werden.

Folgenden Fragen wird im Einzelnen nachgegangen:

1. Welchen Einfluss hat eine Präparation des nichttragenden Höckers (Restwandstärke 1,0mm) auf die marginale Integrität an den Grenzflächen Zahnhartsubstanz/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem?
2. Welche Unterschiede gibt es zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Randbereichen?
3. Welche Unterschiede gibt es bei den Grenzflächen Schmelz/Befestigungszement und Keramik/Befestigungszement zwischen den äußeren (approximalen) Kästen und den inneren Bereichen der Restauration?
4. Welchen Einfluss hat die Präparation des nichttragenden Höckers auf die Integrität der verbleibenden Zahnhartsubstanz, in Bezug auf die Frakturresistenz der ausgedünnten Kavitätenwand?

4. Material und Methode

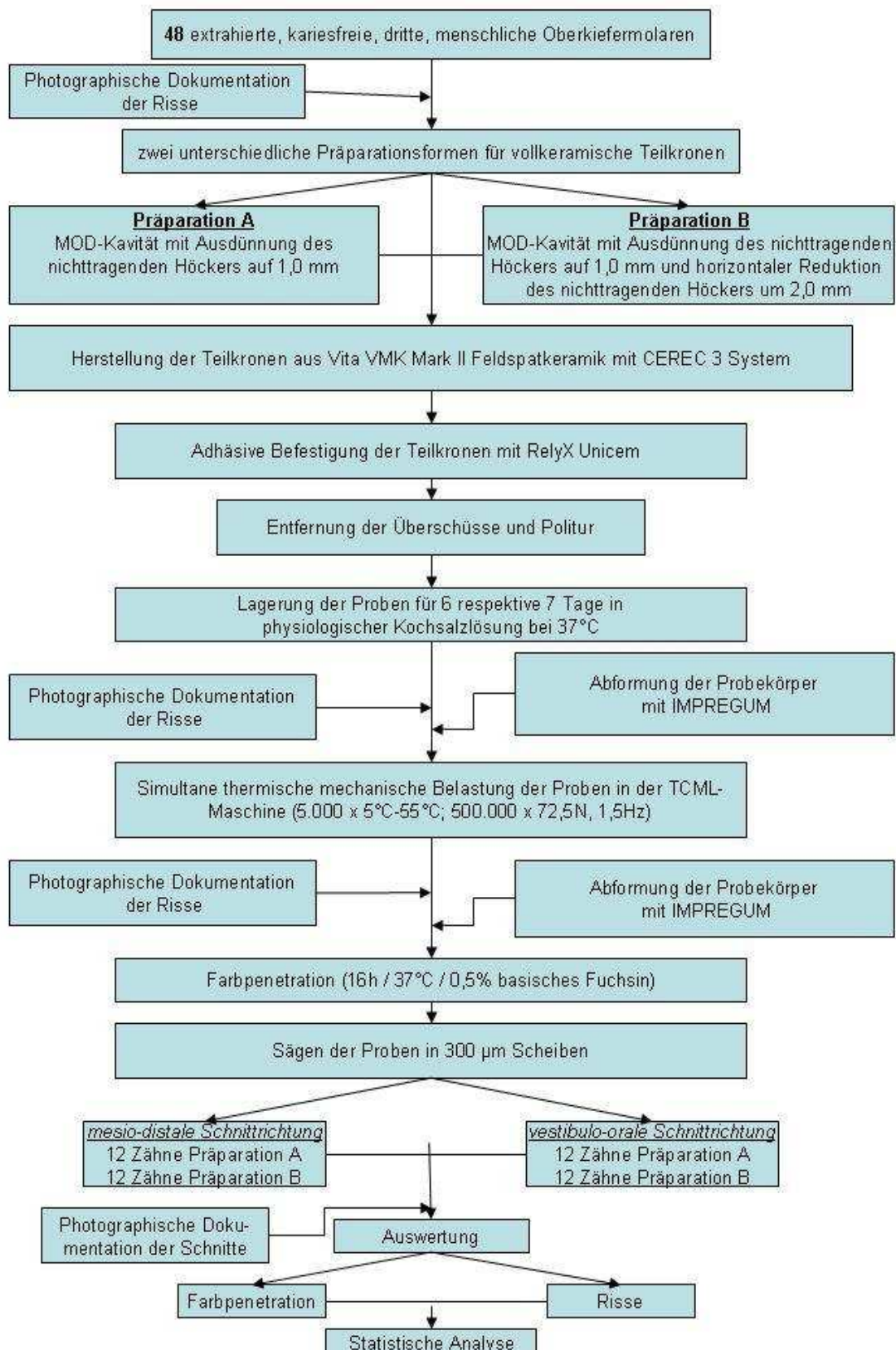


Abbildung 12: Übersicht Material und Methode

4.1 Untersuchungsgut

Für die vorliegende in vitro Studie wurden 48 kariesfreie, menschliche dritte obere Molaren als Untersuchungsgut verwendet. Es wurde bei der Zahnauswahl darauf geachtet, dass diese sowohl defektfrei (z. B. Anschliffe zur Extraktionserleichterung, Abplatzungen) als auch weitestgehend frei von Frakturen und Infrakturen waren. Vorhandene Risse wurden im Auflichtmikroskop registriert und deren Lokalisation in einer Skizze festgehalten. Die Lagerung der Zähne bis zur Präparation erfolgte in einer 0,5%igen Chloraminlösung [M1]. Zur Vorbehandlung der Zähne wurden diese mittels Kürettage von Geweberesten befreit. Zusätzlich wurde nach Oberflächenreinigung mittels Bimsmehl Stangenguttapercha [M2] zum Verschluss der Foramina apicalia verwendet. In der Folge wurden die Zähne mit Pattern Resin [M3] gesockelt, sodass sie in die Träger der Belastungsmaschine [M4] passten und danach in physiologischer Kochsalzlösung [M5] aufbewahrt.

4.2 Präparation und Teilkronenherstellung

4.2.1 Präparation

Es wurden zwei Teilkronenpräparationen unterschieden, bei denen die vestibulären Höcker ausgedünnt und die oralen Höcker in die Präparation einbezogen wurden (s. Abbildung 13-15). Die Ausdehnung der Präparation erfolgte immer in der Relation zu der Größe des zu präparierenden Zahnes. Alle Bereiche der Präparation wurden parallel bis leicht divergierend präpariert, und es wurde darauf geachtet, dass die Flächen keine untersichgehenden Bereiche aufwiesen und die Übergänge an den Innenflächen abgerundet waren. Es wurde mit einem eigens für die Präparation von Keramikrestaurationen vorgesehenen neuen Diamantpräparierset [M6] unter Wasserkühlung höchsttourig (160000 r/min; rotes Winkelstück) präpariert [M7].

Bei beiden Präparationen (Präparation A und B) wurden die Zähne zuerst mit einer mod-Kavität, deren Tiefe bis zum okklusalen Kavitätenboden am vestibulären Höcker ca. 4,0 mm betrug, versehen. Die approximalen Kästen wurden in vestibulo-oraler Richtung 5,0 mm (ca. 50% der Breite der approximalen Fläche), in mesio-distaler Richtung 1,5 mm tief präpariert. Es wurde dabei darauf geachtet, dass die zervikale Präparationsgrenze des approximalen Kastens ca. 1,0 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag (s. Abbildung 13 und 14).

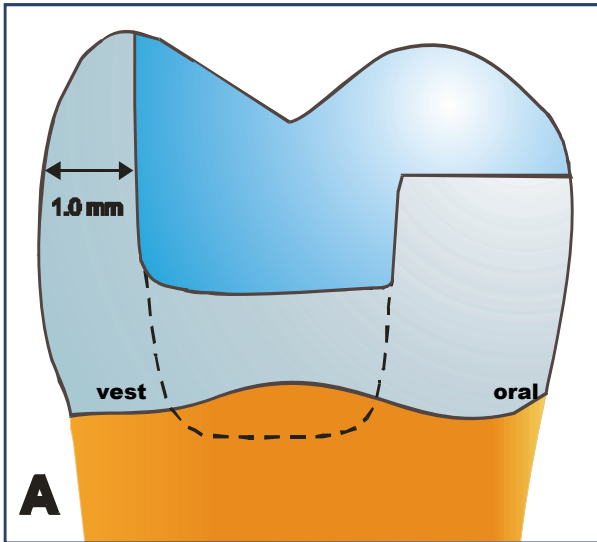


Abbildung 13: Präparation A
 - vestibuläre Wandstärke: 1,0mm
 - orale Wandstärke: 2,5 mm mit
 horizontaler Reduktion

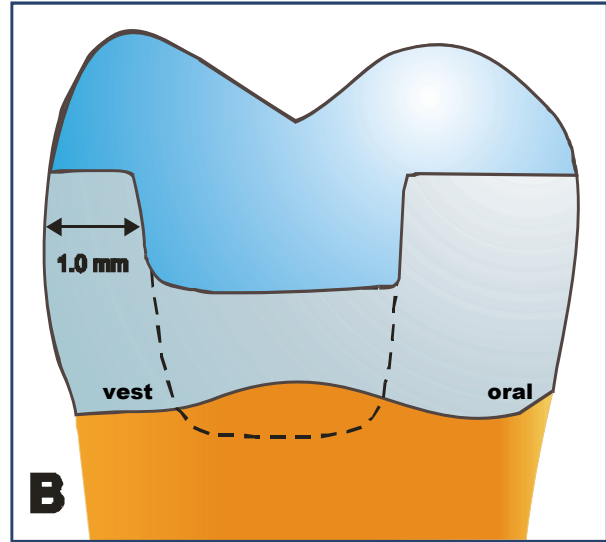


Abbildung 14: Präparation B
 -vestibuläre Wandstärke: 1,0mm
 mit horizontaler Reduktion
 -orale Wandstärke: 2,5 mm mit
 horizontaler Reduktion

Die oralen, tragenden Höcker wurden dabei so präpariert, dass sie in Höhe des okklusalen Kavitätenbodens eine Schichtdicke von 2,5 mm aufwiesen. Daraufhin wurden sie in Form einer horizontalen Schrägung auf 1,5 mm eingekürzt, so dass eine Keramikschichtstärke von 1,5 – 2,0 mm möglich war. Die Wandstärke der vestibulären Höcker wurde auf 1,0 mm in beiden Prüfgruppen reduziert. Bei der Präparation B wurde der vestibuläre Höcker um ca. 2,0 mm horizontal eingekürzt, so dass die Keramikstärke über dem ausgedünnten, gekuppelten Höcker ca. 2,0 mm betrug. Diese Wandstärken wurden bei jedem Zahn auf Höhe des okklusalen Kavitätenbodens mit einem Tasterzirkel [M8] an jeweils drei Messstellen (mesial, zentral und distal) sowohl vestibulär als auch oral bestimmt (s. Abbildung 13, 14, 15a, 15c).

Die Zähne wurden in folgende Prüfgruppen eingeteilt:

Präparation A (s. Abbildung 13; 15a; 15b):

- vestibuläre Wandstärke: 1,0 mm
- orale Wandstärke: 2,5 mm

Präparation B (s. Abbildung 14; 15c; 15d):

- vestibuläre Wandstärke: 1,0 mm und horizontale Reduktion um 2,0 mm
- orale Wandstärke: 2,5 mm

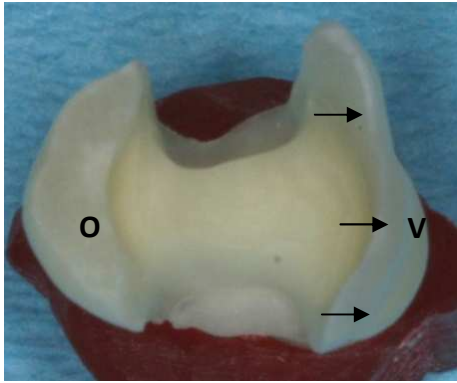


Abbildung 15a: Ansicht der Präparation A von okklusal (v=vestibulär, o=oral); Pfeile markieren Messstellen (Tasterzirkel = 1,0mm)

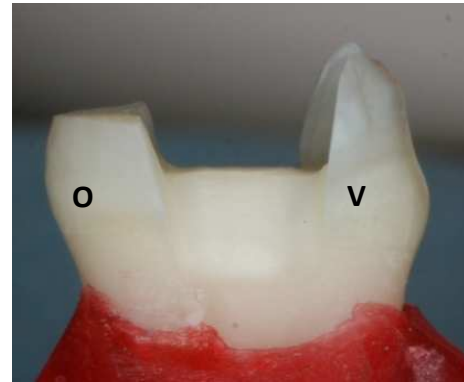


Abbildung 15b: Ansicht der Präparation A von mesial; (v=vestibulär, o=oral)

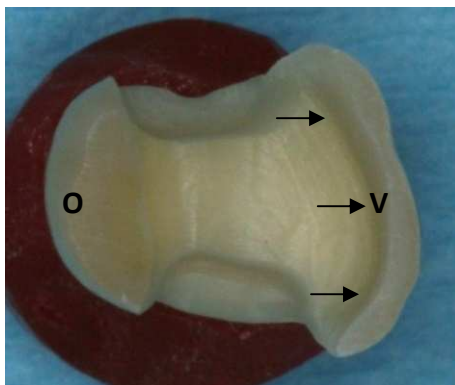


Abbildung 15c: Ansicht der Präparation B von okklusal (v=vestibulär, o=oral); Pfeile markieren Messstellen (Tasterzirkel = 1,0mm)

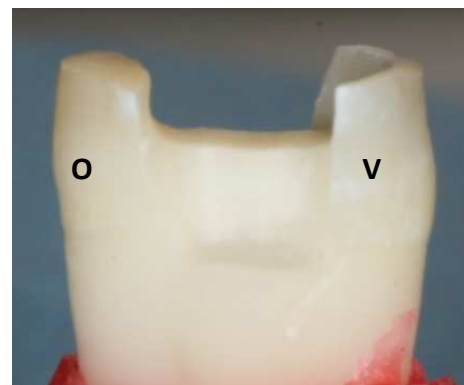


Abbildung 15d: Ansicht der Präparation B von mesial; (v=vestibulär, o=oral)

4.2.2 Teilkronenherstellung

Für jeden präparierten Zahn wurde eine Teilkrone aus Vita Mark II Feldspatkeramikblöcken [M9] mit dem Cerec 3-Gerät [M10] nach Herstellerangaben konstruiert und geschliffen. Dafür wurden die Probezähne getrocknet und mit Cerec Scan Spray, ein Titanoxid-Pulver [M11], dünn und gleichmäßig besprüht. Der optische Abdruck, sowie die Konstruktion und Fertigung

der Restaurationen erfolgten mit dem Cerec 3 - Gerät unter Verwendung der Software Cerec 3 - 1.00.

Die Teilkronen wurden nach der Reinigung der Kavität mit Wasserspray und Bimsmehl einprobiert und ihre Passgenauigkeit mittels Softproben (Fitchecker [M12]) überprüft. Störstellen an den Restaurationen wurden mit Feinkorndiamanten beseitigt.

4.3 Adhäsive Befestigung

4.3.1 Vorbereitung der Keramikteilkronen

Die Vorbereitung der Teilkronen für die adhäsive Befestigung wurde gemäß den Herstellerangaben durchgeführt. Die Ätzung der Cerec-Teilkronen erfolgte mit 5%-iger Flusssäure [M13] für 60s auf der Innenfläche der Keramik. Diese wurde im Anschluss mit einem Luft-Wasser-Spray für 30s von der Keramik abgespült und mit Luft getrocknet. Nachdem die Teilkronen getrocknet waren, erfolgte die Silanisierung. Die Haftsilanlösung [M14] wurde mittels eines Applikatortips [M15] an der Unterseite der Restauration aufgetragen und nach 60s Einwirkzeit mit dem Luftbläser getrocknet.

4.3.2 Vorbereitung der Zähne

Nach Säuberung der Kavitäten mit Bimsmehl wurden diese mit Luft-Wasser-Spray gereinigt und im Sinne der Wet-Bonding-Technik getrocknet.

4.3.3 Insertion

Zum Einsetzen der Teilkronen wurden die gesockelten Zähne in den bereits beim optischen Abdruck zur Anwendung gekommenen Probenhalter eingespannt. Nach Anmischen des selbstätzenden Befestigungskomposits RelyX Unicem [M16] wurde dieses mit Überschuss in die Kavitäten eingebracht und alle Kavitätenwände und -ränder damit benetzt. Die Teilkronen wurden nun langsam unter okklusalem Druck eingesetzt und die größten Kompositüberschüsse mit einem Heidemann-Spatel [M17] entfernt.

4.3.4 Polymerisation

Unter bestehendem okklusalem Druck, der mittels eines großen Kugelstopfers [M18] ausgeübt wurde, wurde folgend das dualhärtende Befestigungskomposit mit der Polymerisationslampe [M19] für je 40s von jeder Seite (approximal und okkusal) ausgehärtet. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Polymerisation auch in tieferen

Schichten durch die chemische Komponente des dualhärtenden Komposits wurde vor einer Weiterbearbeitung der Probekörper mindestens zwölf Stunden gewartet. Während dieser Zeit wurden die Probekörper bei 37°C im Wärmeschrank [M20] in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

4.3.5 Ausarbeitung und Politur

Zunächst erfolgte die Entfernung gröberer Kompositüberschüsse mittels wassergekühlten Feinkorndiamanten [M21], anschließend die definitive Politur durch mit in der Körnung aufeinander abgestimmten, aluminiumoxid-beschichteten Sof-Lex-Scheiben [M22] unter Wasserkühlung. Die Kontrolle der Kompositfugen auf Überschüsse und Randspalten geschah mit Lupenbrille [M23] und feiner Kuhhornsonde [M24]. Zur Lagerung wurden die Proben für sechs Tage bei 37°C in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Diese Lagerungsphase diente der Schaffung einheitlicher Ausgangskonditionen für alle Proben vor den Belastungstests. Um eine Rissentstehung durch Versprödung zu verhindern wurde während aller Arbeitsschritte die Austrocknung der Zahnhartsubstanz vermieden.

4.3.6 Weiterführende Maßnahmen

Vor und nach dem Belastungstest wurden von jedem Zahn mittels eines Polyether-Abformmaterials [M25] von mesial, distal und okklusal Abdrücke genommen. Die Abdrücke wurden mit einem Epoxidharz [M26] ausgegossen. Die dabei gewonnenen Replikate dienen in einer folgenden Studie der Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop.

4.4 Thermische Wechselbelastung

Die Zähne wurden einem Belastungstest (thermomechanische Wechselbelastung, engl.: thermocycling and mechanical loading = TCML) ausgesetzt. Dies geschah in 5000 Zyklen im Wechsel von 30s, sowohl durch thermische Wechselbelastung von abwechselnd 5°C und 55°C, als auch durch eine simultane mechanische Belastung von 72,5N bei einer Frequenz von 1,5Hz. Abbildung 15 zeigt die verwendete TCML-Maschine.



Abb. 16: Maschine zur Applikation thermomechanischer Wechselbelastung [M4]

4.5 Farbpenetration

Nach dem Belastungsdurchlauf wurden die Zähne für die Durchführung der Farbpenetrationstests vorbereitet. Die Zähne wurden nach abgeschlossener Rissbeurteilung mit Nagellack [M27] lackiert um ein Eindringen der Fuchsinlösung in die Schmelzrisse zu verhindern. Dieser wurde bis 1,0mm an die Kavität-/Inlaygrenze auf den Zahnschmelz aufgetragen. Nach dem Trocknen des Lackes (zehn Minuten) wurden die Zähne für 16 Stunden bei 37°C in eine 0,5%-ige basische Fuchsinlösung [M28] gelegt.

Nach der Entnahme aus der Farblösung erfolgte eine sorgfältige Reinigung. Im Anschluss wurden die Zähne für das Sägemikrotom [M29] vorbereitet. Dazu wurden sie mittels Paladur [M30] auf den entsprechenden Trägern fixiert. Jeweils 12 Zähne pro Präparation wurden in mesio-distaler und 12 in vestibulo-oraler Richtung gesägt. Die beiden unterschiedlichen Sägerichtungen waren notwendig, um sowohl die Grenze Schmelz/Befestigungssystem als auch die Grenze Dentin/Befestigungssystem beurteilen zu können. Die Grenze Keramik/Befestigungssystem war unabhängig von der Sägerichtung immer beurteilbar. Mit dem Sägemikrotom wurden die Zähne unter Wasserkühlung bei 5000U/min in 300µm dünne Scheiben geschnitten. Die gesägten Schnitte der einzelnen Zähne wurden bis zum Fotografieren in mit angefeuchtetem Zellstoff ausgelegten Petrischalen [M31] aufbewahrt, um eine Austrocknung zu verhindern. Die Aufnahme aller Zahnschnitte erfolgt unter dem Binokular-Mikroskop bei 50-facher Vergrößerung mittels einer JVC-Kamera [M32] und die Übertragung des Bildes an die Auswertungs-Software (Optimas) [M33] des angeschlossenen

Rechners. Die Auswertung erfolgte durch die Optimas-Bildanalyse und das Excel-Programm. Analysiert wurde die Farbpenetration an den Grenzflächen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem. Die Tiefe der maximal möglichen Farbpenetration entlang der Keramik-/Zahn-Grenzfläche wurde gemessen, gleich 100% gesetzt und die tatsächliche Farbpenetration entlang beider Grenzflächen Zahnhartsubstanz/Befestigungssystem und Befestigungssystem/Keramik dazu jeweils ins Verhältnis gesetzt. Die Eindringtiefe der Farbe wurde in Prozent ausgedrückt. Die Abbildungen 17a und 18a zeigen einen Schnitt jeweils in mesio-distaler und vestibulo-oraler Richtung, Abbildung 17b und 18b zeigen die zu messenden Strecken als Detailansicht. Bei vestibulo-oraler Schnittrichtung wurde dabei zwischen dem Schnittbereich im approximalen Kasten und in der Kavitätenmitte unterschieden (vgl. Abb. 19).

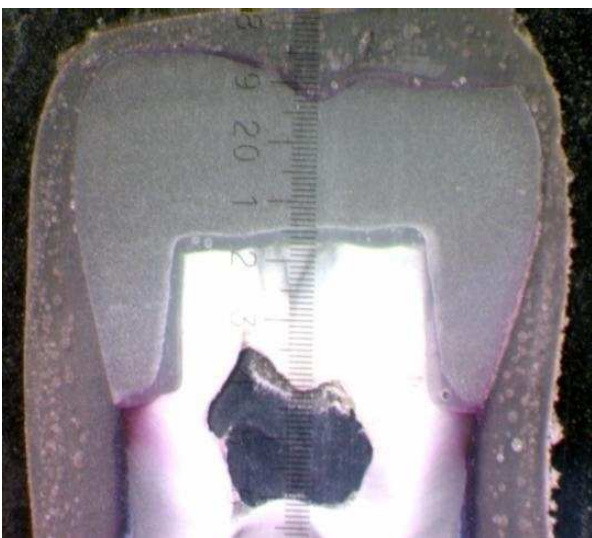


Abb. 17a: Übersichtsaufnahme (mesio-distale Schnittrichtung)

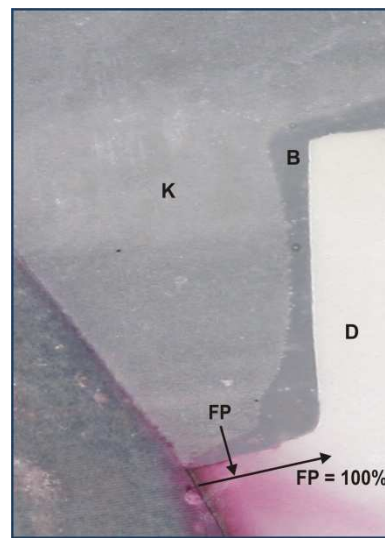


Abb. 17b: Detailaufnahme approximal im Dentin (S=Schmelz; K=Keramik; D=Dentin; B=Befestigungsmaterial; FP=Farbpenetration)

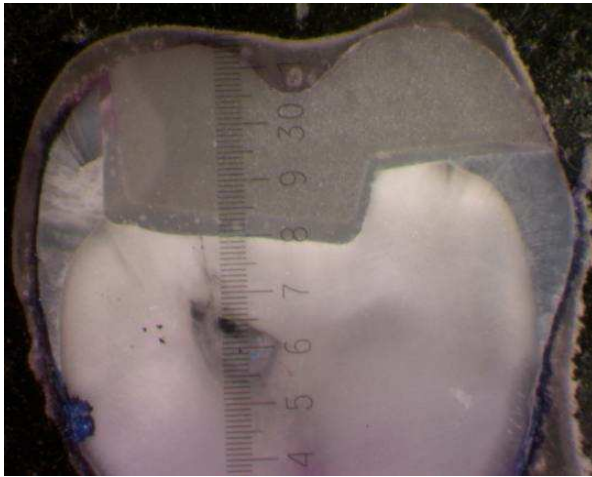


Abb. 18a: Übersichtsaufnahme (vestibulo-orale Schnittrichtung)

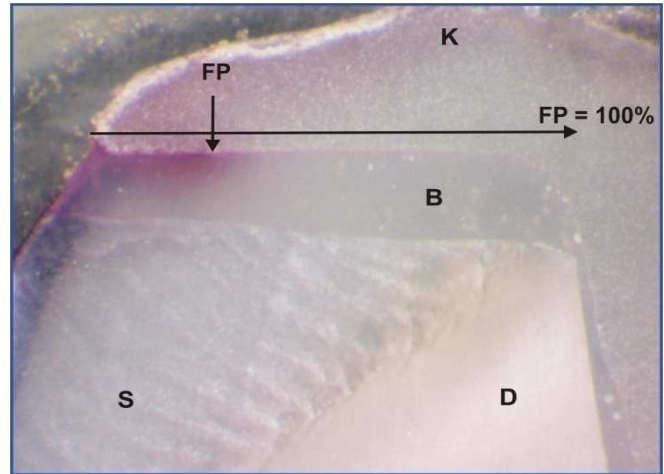


Abb. 18b: Detailaufnahme oral an der Grenze Keramik/Befestigungsmaterial (S=Schmelz; K=Keramik; D=Dentin; B=Befestigungsmaterial; FP=Farbpenetration)

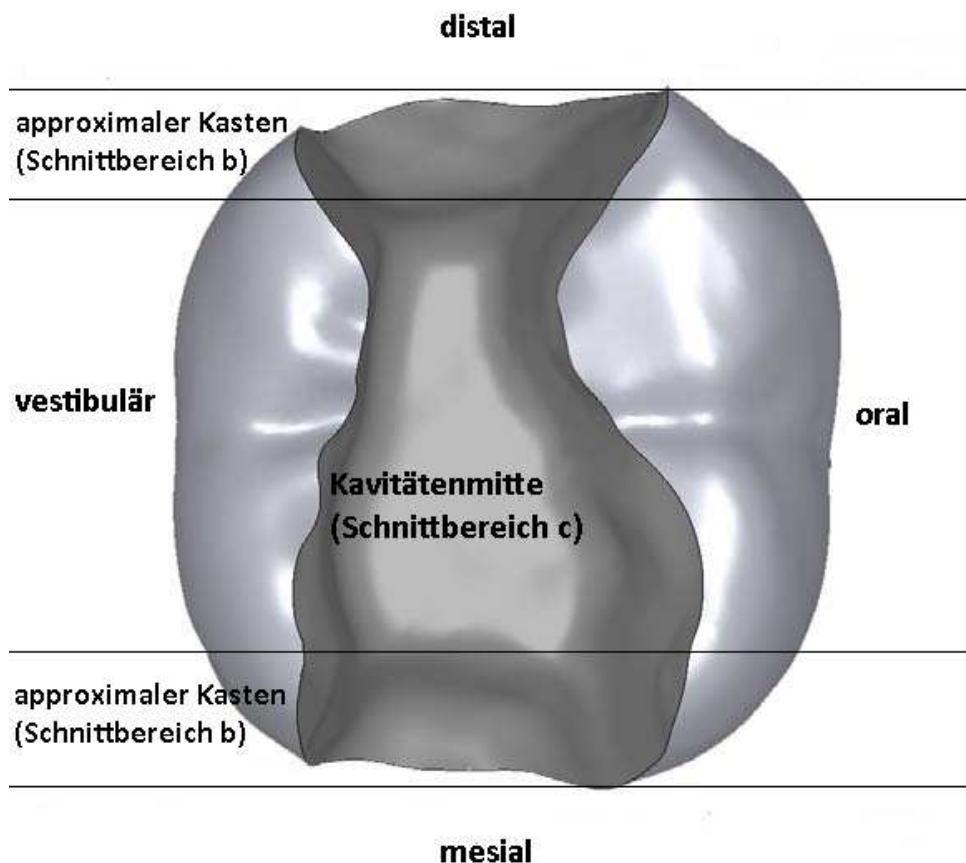


Abb. 18c: Darstellung der Schnittbereiche b (approximaler Kasten) und c (Kavitätenmitte) mit Unterscheidungsrelevanz bei vestibulo-orale Schnittrichtung (Präparation abweichend)

4.6 Rissdokumentation – Übersicht

Die Dokumentation der Risse erfolgte vor Präparation, vor TCML und nach TCML (s. Abb. 19-21). Die Risse wurden unter dem Auflichtmikroskop [M6] bei zwölfacher Vergrößerung dokumentiert und mithilfe einer Skizze in ihrer Anzahl, Größe und Lokalisation aufgezeichnet. Diese Dokumentation wurde zur besseren Reproduzierbarkeit sowohl in dieser, als auch in einer parallel durchgeführten Studie mit gleicher Fragestellung für Inlays, von derselben Person durchgeführt. Anschließend wurden Fotos der Zähne von vestibulär und oral angefertigt, bei denen mittels unterschiedlich stark einfallenden Lichtes versucht wurde, die Risse exemplarisch festzuhalten.

Die Abbildungen 19a/b zeigen die Ansicht eines Zahnes vor Präparation von oral und vestibulär.



Abb. 19a: orale Wand vor Präparation



Abb. 19b: vestibuläre Wand vor Präparation

Die Abbildungen 20a/b zeigen die Ansicht desselben Zahnes vor TCML von oral und vestibulär. Erkennbare Risse sind durch Pfeile markiert.

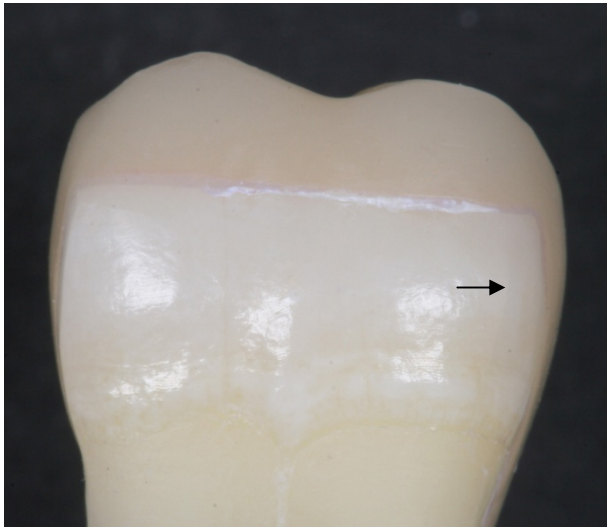


Abb. 20a: orale Wand vor TCML



Abb. 20b: vestibuläre Wand vor TCML

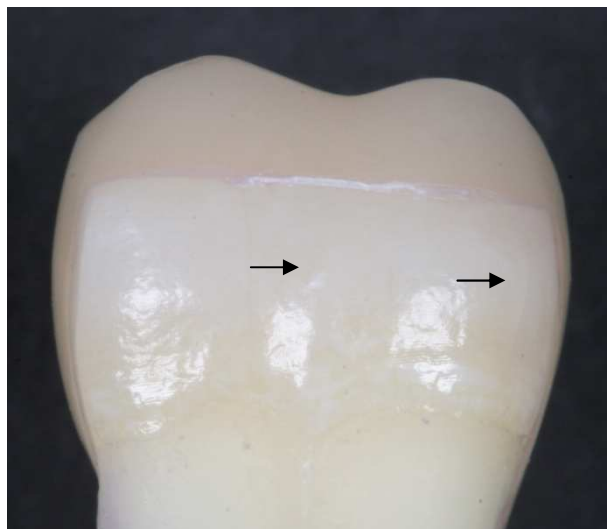


Abb. 21a: orale Wand nach TCML



Abb. 21b: vestibuläre Wand nach TCML

Die Abbildungen 21a/b zeigen den Zahn von oral und vestibulär nach TCML. Erkennbare Risse sind durch Pfeile markiert.

4.7 Statistik

In Tabelle 3 sind die in der vorliegenden in-vitro-Studie vorhandenen Parameter mit Erklärungen und Abkürzungen dargestellt.

Parameter	Erklärung	Abkürzung
Präparation	1,0mm Restzahndicke	Präparation A
	1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion	Präparation B
Ort	vestibulär (nichttragender Höcker)	v
	oral (tragender Höcker)	o
	approximal	app
Grenze	Keramik/Befestigungssystem	Keramik
	Schmelz/Befestigungssystem	Schmelz
	Dentin/Befestigungssystem	Dentin
Zeit	vor Präparation	
	vor TCML	
	nach TCML	
Schnittbereich	gesamter Schnittbereich	a
	approximaler Kasten (äußerer Schnittbereich)	b
	Kavitätenmitte (innerer Schnittbereich)	c

Tabelle 3: Auflistung der Untersuchungsparameter

In der vorliegenden Arbeit wurde bei mit RelyX Unicem befestigten vollkeramischen Teilkronen der Einfluss von zwei unterschiedlichen Präparationen bei stark ausgedünntem vestibulären (nicht-tragenden) Höcker (1,0mm) an jeweils 24 Zähnen untersucht.

Für jeden Zahn wurde aus den gewonnenen Daten der Farbpenetration und der Risse ein Median (Prinzip Median) und ein Maximum (Prinzip Maximum) ermittelt. Aus diesen Werten wurde für die Farbpenetration (n=12) und für die Risse (n=24) der Median ermittelt. Aufgrund der fehlenden Normalverteilung wurde ein nicht parametrisches Testverfahren zur Analyse der Daten angewandt. Der Mann-Whitney U-Test wurde zum paarweisen Vergleich hinsichtlich des Einflusses der einzelnen Parameter für unabhängige Stichproben herangezogen. Der Wilcoxon-Rang-Summen-Test wurde zum paarweisen Vergleich innerhalb derselben Probe verwendet. Mit Hilfe des Chi-Square-Tests wurden die Risszahlen in Abhängigkeit von der Zeit analysiert. Das Signifikanzniveau für die paarweisen Vergleiche wurde auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

Zur Bewertung des Einflusses eines einzelnen Parameters unabhängig von den anderen Parametern wurde das Signifikanzniveau α gemäß der Error-Rates-Methode zu $\alpha^* = 1-(1-\alpha)$ adjustiert, wobei k die zu betrachtende Anzahl der zu berücksichtigenden paarweisen Vergleiche darstellt. Dies bedeutet, dass ein signifikanter Einfluss dann bestand, wenn eine der Irrtumswahrscheinlichkeiten p aus den paarweisen Vergleichen für den jeweils untersuchten Versuchsparameter kleiner oder gleich α^* war. Die gesamte statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des SPSS (Version 15.0)-Programms [M35].

5. Ergebnisse

Alle Ergebnisse der Werte nach dem Prinzip Median sind in den Tabellen im tabellarischen Anhang (8.2) aufgeführt. Nullwerte werden in den verwendeten Graphen als Balken in einer Größe von 0,4% angegeben. Zu den Medianwerten der Farbpenetration werden im Text, in den Tabellen und Graphen auch die 25%- und 75%-Percentilen angegeben.

5.1 Farbpenetration

Für die Farbpenetration wird das Prinzip Maximum in den folgenden Abbildungen gewählt. Der Maximumwert stellt den sogenannten „Locus minoris resistentiae“ oder „worst case“ dar, der ein Versagen der Restauration in der klinischen Situation zur Folge haben könnte. Die Werte der Farbpenetration werden wie folgt zusammengefasst:

1. Um den Einfluss der Präparation (A und B) zu verdeutlichen, werden zunächst alle Farbpenetrationswerte – unabhängig von den Parametern Grenze und Ort – zu einem Medianwert mit 25%- und 75%- Percentile zusammengefasst. Darüber hinaus werden für jede Präparation die Farbpenetrationswerte an den Orten vestibulär, oral und approximal einzeln ermittelt und dargestellt. Schließlich werden die FarbFarbpenetrationswerte für die einzelnen Präparationen abhängig von Ort und Grenze dargestellt¹.
2. Zur Übersicht über den Einfluss der Grenze werden zu Beginn alle Farbpenetrationswerte für die Restaurationsgrenzen Keramik/ Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem - unabhängig von den Parametern Präparation und Ort dargestellt. Danach werden für jede Grenze die Farbpenetrationswerte für die Präparationen A und B vorgestellt. Schließlich werden die Daten über den Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation und dem Ort ermittelt und aufgezeigt¹.
3. Um den Einfluss des Ortes (vestibulär, oral und approximal) zu verdeutlichen, erfolgt eine Zusammenfassung der Farbpenetrationswerte zu einem Medianwert mit 25%- und 75%- Percentile, unabhängig von den Parametern Grenze und Präpa-

¹ Hinweis: Die dadurch teilweise entstehende Redundanz wird aus Gründen der Übersichtlichkeit in Kauf genommen.

ration. Weiterhin werden für jeden Ort die Werte für die Präparation A und B zusammengefasst. Dann erfolgt eine Darstellung der Farbpenetrationswerte in Abhängigkeit von den Parametern Präparation und Grenze¹.

5.1.1 Einfluss der Präparation

5.1.1.1 Übersicht

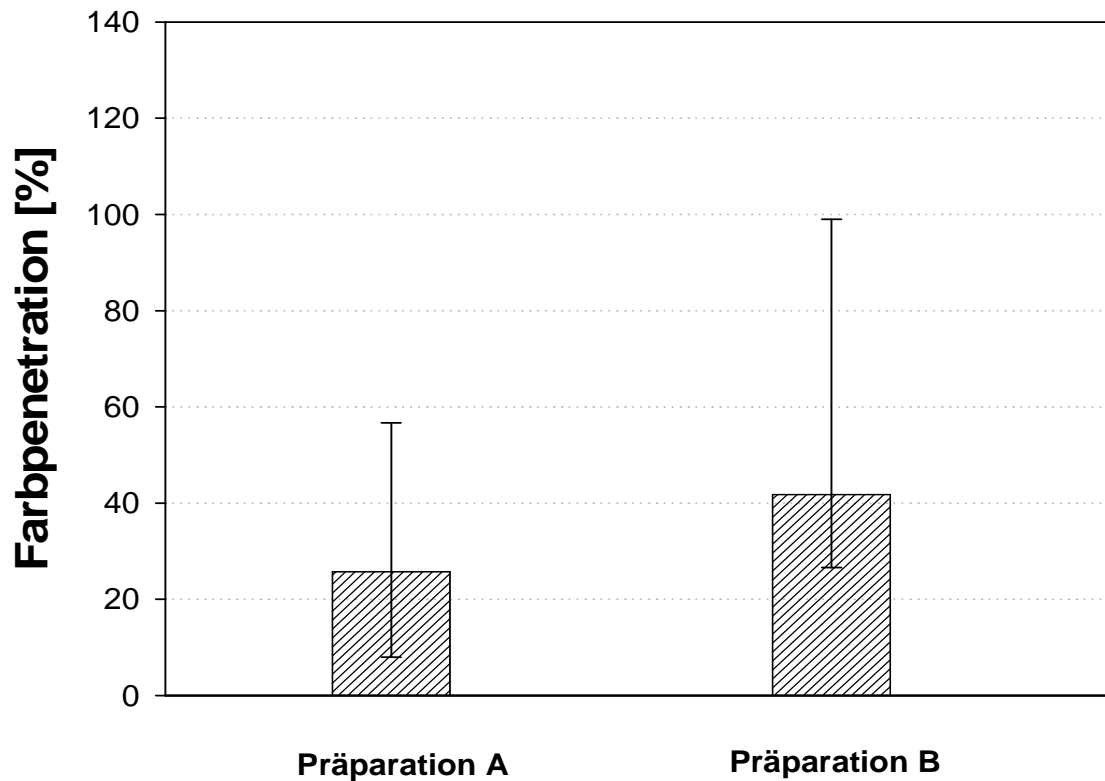


Abb. 22: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Grenze und Ort – in Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%/75%- Percentile).

Abbildung 22 (vgl. Tabelle 5) zeigt eine Übersicht der Farbpenetration, zusammengefasst für alle Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem), Orte (approximal, vestibulär und oral) im Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion). Der Median der Maxima beträgt in Präparation A

¹ Hinweis: Die dadurch teilweise entstehende Redundanz wird aus Gründen der Übersichtlichkeit in Kauf genommen.

25,7% (25%-Perzentile/Median/75%-Perzentile: 8,0/25,7/56,7) und in Präparation B 41,8% (26,6/41,8/99,0). Zwischen den beiden Gruppen kann ein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,001$, vgl. Tabelle 12) festgestellt werden. Präparation B weist eine statistisch signifikant größere Farbpenetration auf als Präparation A.

5.1.1.2 Einfluss der Präparation abhängig vom Ort

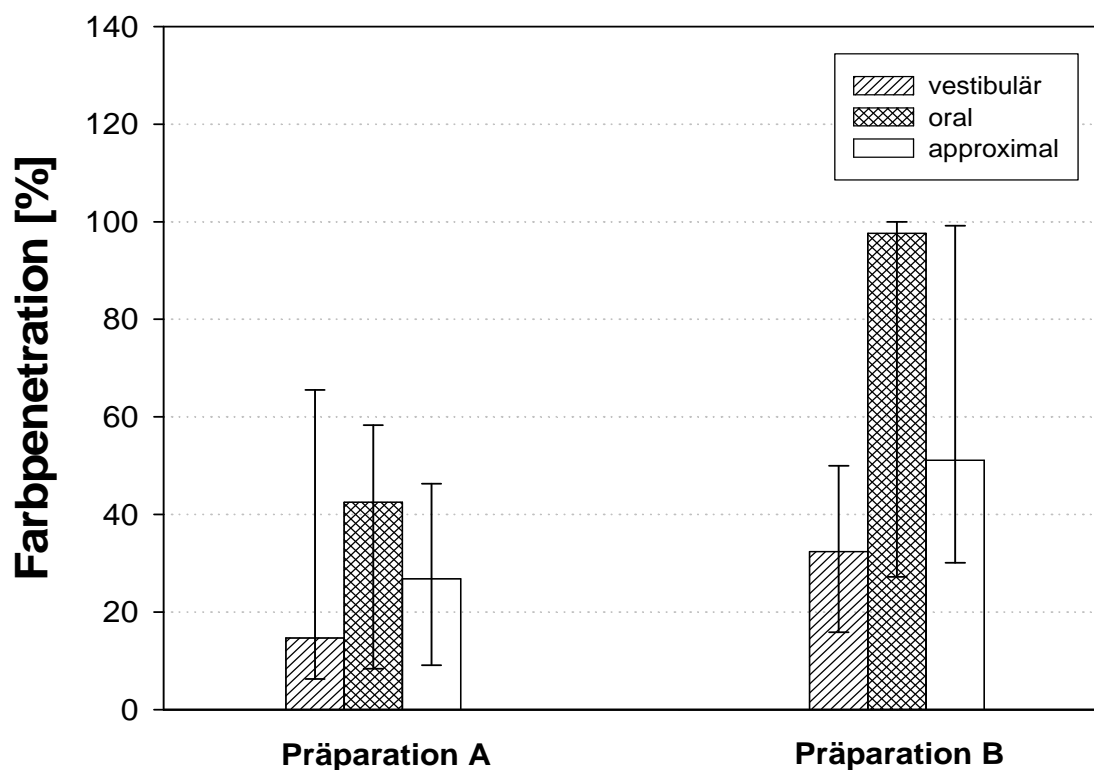


Abb. 23: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A (1,0mm Restzanddicke) und Präparation B (1,0mm Restzanddicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig von der Grenze, Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%-/75%- Perzentile).

Abbildung 23 (vgl. Tabelle 6) zeigt eine Übersicht der Farbpenetrationswerte für die Präparationen A und B, unabhängig von Grenze und Schnittbereich getrennt für die Orte vestibulär, oral und approximal.

Die Werte betragen bei Präparation A 26,8% (9,1/26,8/46,3) und bei Präparation B 51,1% (30,1/51,1/99,0). Vestibulär beträgt die Farbpenetration 14,7% (6,3/14,7/65,5) bei Präparation A und 32,4% (15,9/32,4/50,0) bei Präparation B. Die entsprechenden Werte oral sind 42,5% (8,4/42,5/58,3) bei Präparation A und 97,6% (27,2/97,6/100,0) bei Präparation B. Für das Prinzip Maximum kann oral ($p=0,007$, vgl. Tab.14) sowie approximal ($p=0,024$, vgl. Tab. 14) ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Präparation B weist

statistisch signifikant größere Farbpenetrationswerte auf als Präparation A. Demgegenüber ist vestibulär kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B festzustellen.

5.1.2.1 Einfluss der Präparation abhängig von Ort und Grenze

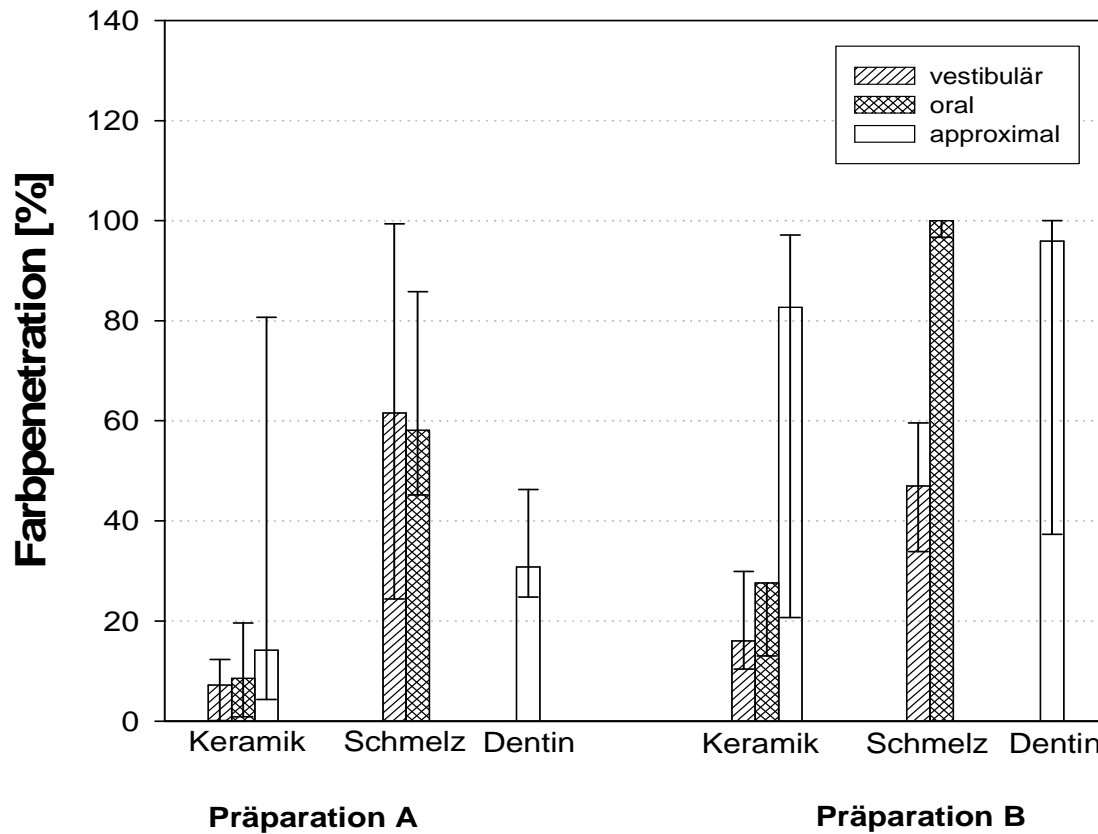


Abb. 24a: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%/75%- Percentile).

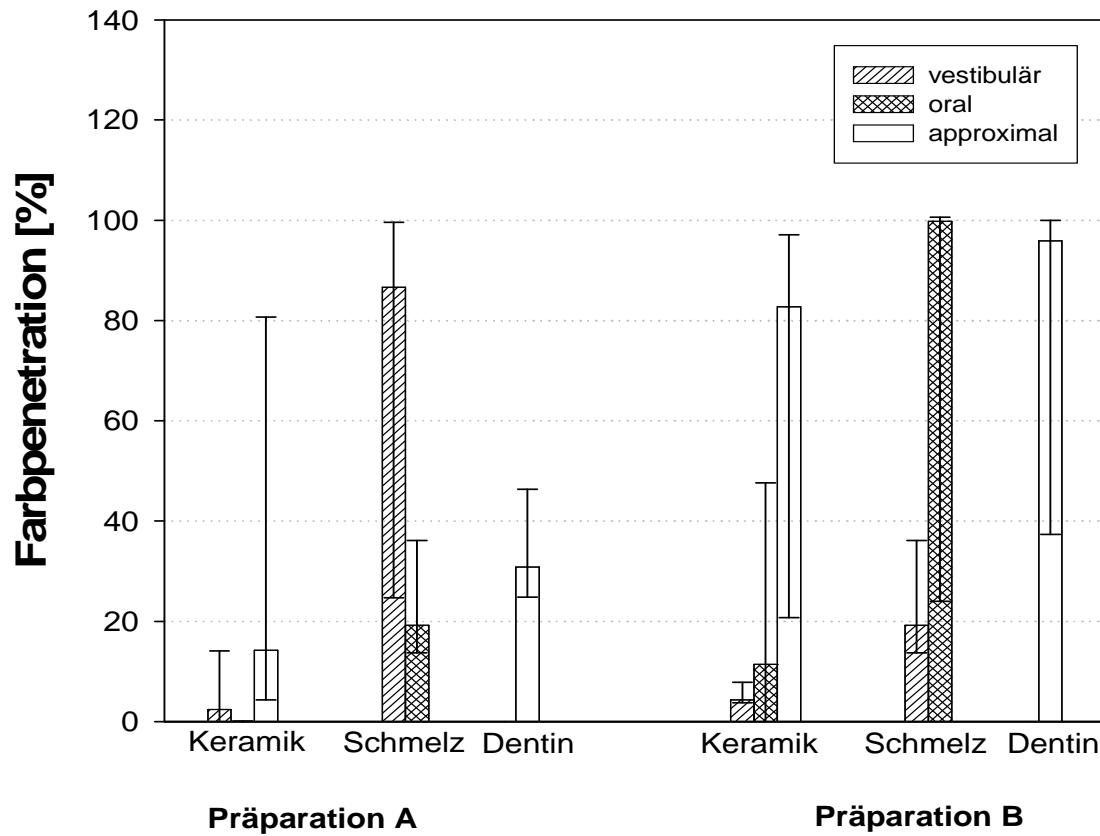


Abb. 24b: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); Schnittbereich b (approximaler Kasten); (Median, 25%-/75%- Percentile).

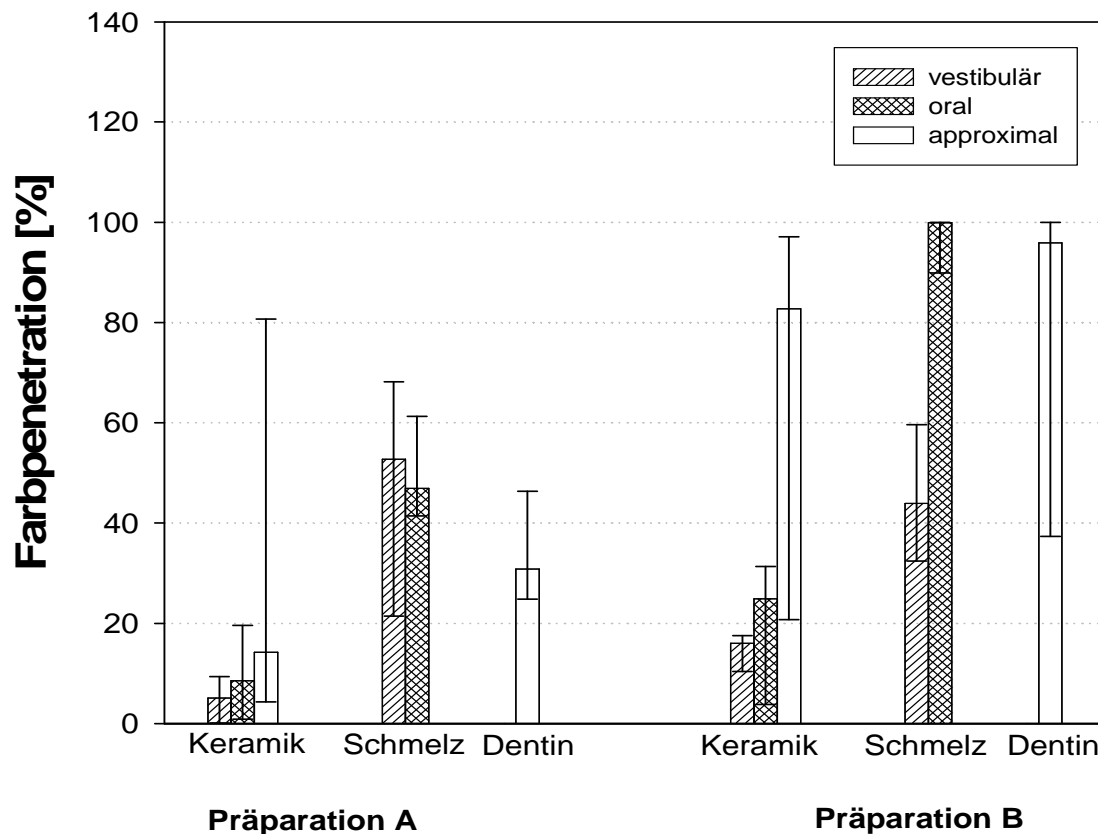


Abb. 24c: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); Schnittbereich c (Kavitätenmitte); (Median, 25%-/75%- Perzentile).

In den Abbildungen 24a-c (vgl. Tab. 7a-c) sind die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal in Abhängigkeit von der Grenzfläche (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem) in den jeweiligen Schnittbereichen (a = gesamter Schnittbereich, b = approximaler Kasten, c = Kavitätenmitte) graphisch dargestellt.

Bei Betrachtung der Farbpenetration approximal an der Grenze Keramik/Befestigungssystem findet man bei Präparation A Werte von 14,2% (4,3/14,2/80,7) und bei Präparation B Werte von 34,1% (20,7/34,1/97,1). Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem erreicht in Präparation A vestibulär im Schnittbereich a 7,2% (0,1/7,2/12,3) und oral 8,5% (0,9/8,5/19,6). In Präparation B belaufen sich die Farbpenetrationswerte vestibulär hierbei auf 16,0% (10,4/16,0/29,9) und oral auf 27,6% (13,0/27,6/82,7). Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/ Befestigungssystem erreicht bei

Präparation A einen Wert von 30,8% (24,8/30,8/46,3) und 95,9% (37,3/95,9/100,0) bei Präparation B. Es lässt sich dabei bei der Präparation A an der Grenze Keramik/Befestigungssystem sowohl oral als auch vestibulär eine statistisch signifikant geringere Farbpenetration als bei der Präparation B ausmachen (oral $p=0,028$, vestibulär $p=0,007$, vgl. Tabelle 14a).

Bei Betrachtung des Schnittbereiches b konstatiert man vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungszement bei der Präparation A eine Farbpenetration von 2,4% (0,0/2,4/14,1), bei Präparation B von 4,3% (3,7/4,3/7,8); vgl. Tabelle 7b). Die Farbpenetrationswerte liegen oral bei der Präparation A mit 0,0% (0,0/0,0/0,1) unter denen der Präparation B mit 11,4% (0,0/11,4/47,6). Statistische Signifikanzen traten nicht auf (vgl. Tabelle 14b).

Bei Begutachtung der Farbpenetration im Schnittbereich c ergeben sich vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungszement für Präparation A Werte von 5,1% (0,1/5,1/9,4), bei Präparation B 16,0% (10,4/16,0/17,5; vgl. Tabelle 7c). In gleicher Weise finden sich an dieser Grenze oral geringere Farbpenetrationswerte für Präparation A mit 8,5% (0,9/8,5/19,6). Präparation B zeigt hier eine Farbpenetration von 24,9% (3,8/24,9/31,3). Bei diesem Schnittbereich lassen sich bei der Präparation A an der Grenze Keramik/Befestigungszement vestibulär ($p=0,002$, vgl. Tabelle 14c) signifikant höhere Farbpenetrationswerte als bei der Präparation B nachweisen.

An der Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem sind im Schnittbereich a vestibulär Farbpenetrationswerte von 61,6% (24,4/61,6/99,4) bei Präparation A und 47,0% (33,9/47,0/59,6) bei Präparation B vorhanden. Oral ergibt sich bei Präparation A der Wert für die Farbpenetration von 58,1% (45,2/58,1/85,8) und bei Präparation B von 100,0% (96,7/100,0/100,0). Zwischen den beiden Präparationen besteht vestibulär kein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 14a). Demgegenüber zeigen die Farbpenetrationswerte, die oral zwischen beiden Präparationen an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem gemessen werden eine statistische Signifikanz ($p=0,001$), Präparation B zeigt statistisch signifikant höhere Werte als Präparation A.

Betrachtet man Schnittbereich b so findet man vestibulär an der Grenze Schmelz/Befestigungszement einen Farbpenetrationswert bei Präparation A von 86,6% (24,7/86,6/99,6), bei Präparation B von 19,2% (13,7/19,2/36,1). Oral macht der Wert bei Präparation A 61,6% (40,8/61,6/99,0) aus, bei Präparation B 99,8% (24,0/99,8/100,6). Bei Gegenüberstellung der beiden Präparationen zeigt sich hierbei weder vestibulär noch oral ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 12b). Man erkennt bei der Präparation A

an der Grenze Schmelz/Befestigungszement vestibulär ($p=0,007$, vgl. Tabelle 14b) statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte als bei der Präparation B.

Bei Betrachtung der Grenze Schmelz/Befestigungszement im Schnittbereich c ergibt sich vestibulär bei Präparation A ein Wert für die Farbpenetration in Höhe von 52,7% (21,4/52,7/68,2), demgegenüber steht bei Präparation B ein Wert von 43,9% (32,4/43,9/59,6). Weiter ergibt sich oral bei der Präparation A ein Farbpenetrationswert von 46,9% (41,4/46,9/61,3) und 99,9% (89,9/99,9/100,0) bei der Präparation B. Es kann zwischen den beiden Präparationen an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem oral kein statistisch signifikanter Unterschied, jedoch vestibulär ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p= 0,007$ vgl. Tabelle 14c) bei Präparation B ermittelt werden.

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Präparation unabhängig von den Parametern Grenze und ergibt einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 14a-c: $k=12$, $\alpha^*:0,00426532$).

5.1.2 Einfluss der Grenze

5.1.2.1 Übersicht

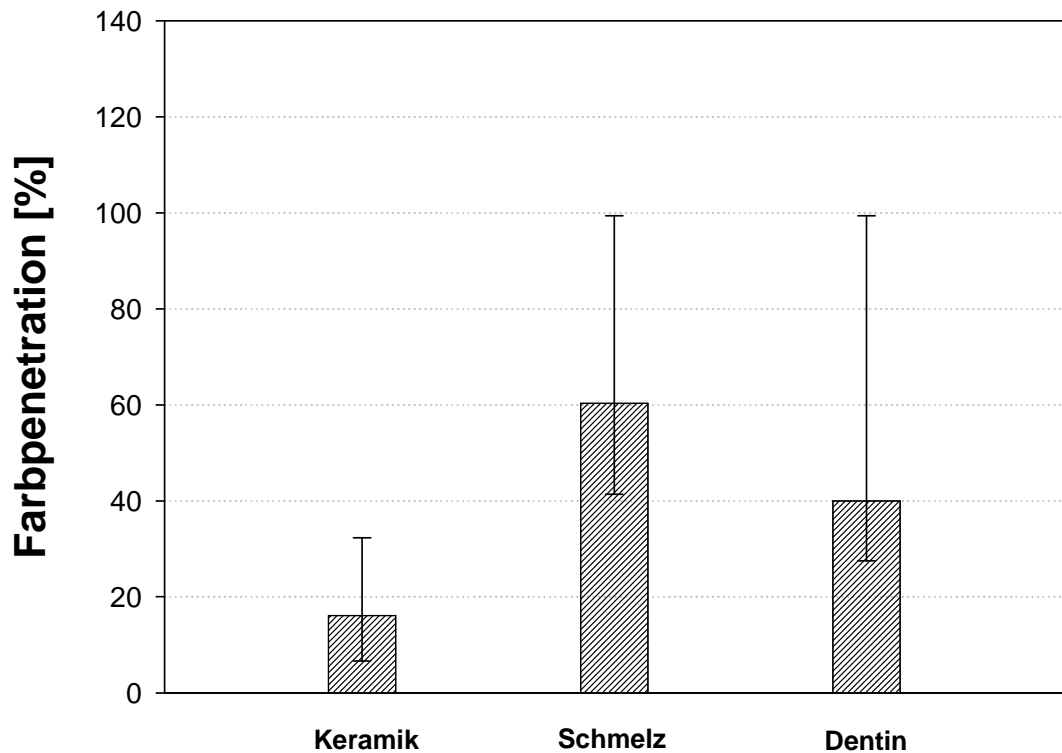


Abb. 25: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation und Ort – an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem, Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Dentin) (Median, 25%-/75%- Perzentile).

Abbildung 25 (vgl. Tab. 8) zeigt die zusammengefassten Werte der Farbpenetration für die einzelnen Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem) – unabhängig von Präparation und Ort im Schnittbereich a.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem ergibt sich für die Farbpenetration ein Wert von 16,1% (6,6/16,1/32,3), für die Grenze Schmelz/Befestigungssystem ein Wert von 60,3% (41,4/60,3/99,4) und für die Grenze Dentin/Befestigungssystem ein Wert von 40,0% (27,5/40,0/99,4). Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Grenzen. Es kann ein statistisch signifikant geringerer Wert für die Grenzfläche Keramik/Befestigungssystem zur Grenze Schmelz/Befestigungssystem ($p=0,000$, vgl. Tabelle 15) und Dentin/Befestigungssystem ($p=0,000$, vgl. Tabelle 15) festgestellt werden.

5.1.2.2 Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation

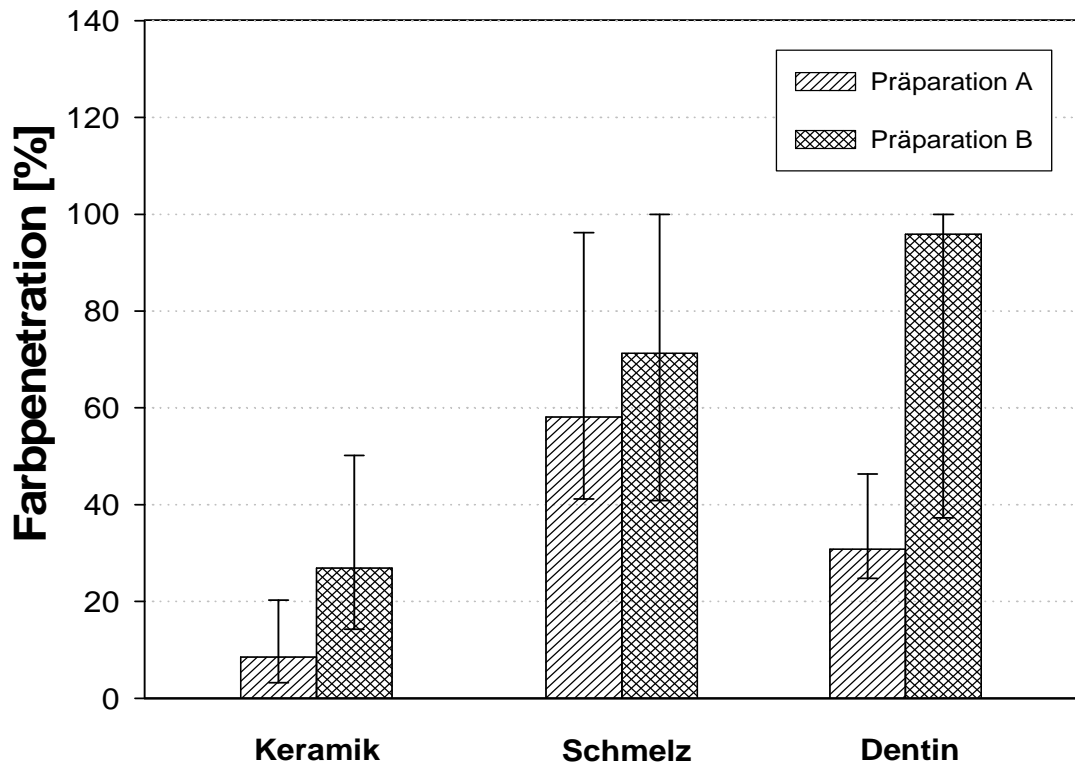


Abb. 26: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/ Befestigungssystem (Dentin), unabhängig vom Ort, Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%-/75%- Percentile).

In der Abbildung 26 (vgl. Tab. 9) sind die Ergebnisse der Farbpenetration getrennt für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und die Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Restaurationsgrenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem ohne Berücksichtigung des Ortes im Schnittbereich a dargestellt. Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem erreicht bei Präparation A 30,8% (24,8/30,8/46,3) und bei Präparation B 95,9% (37,3/95,9/100,0). An der Grenze Keramik/Befestigungssystem ergeben sich Farbpenetrationswerte von 8,5% (3,2/8,5/20,3) bei Präparation A und 26,9% (14,3/26,9/50,2) bei Präparation B. Die Werte an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem liegen bei 58,1% (41,2/58,1/96,2) bei Präparation A und bei 71,3% (40,9/71,3/100,0) bei Präparation B.

Zwischen den einzelnen Grenzflächen können statistisch signifikante Unterschiede ermittelt werden. Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem weist statistisch

signifikant geringere Werte auf als an der Grenze Dentin/Befestigungssystem. Dies gilt für Präparation A und B (beide $p=0,000$; vgl. Tabelle 15). Zwischen den Grenzen Schmelz/Befestigungssystem und der Grenze Dentin/Befestigungssystem zeigt sich für keine der beiden Präparationen ein statistisch signifikanter Unterschied. Beim Vergleich der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem ergibt sich sowohl für Präparation A ($p=0,000$; vgl. Tabelle 15) als auch B ($p=0,000$; vgl. Tabelle 15) ein statistisch signifikanter Unterschied. Die Farbpenetration ist für Präparation A und B an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem statistisch signifikant höher als an der Grenze Keramik/Befestigungssystem.

5.1.2.3 Einfluss der Grenze abhängig von Präparation und Ort

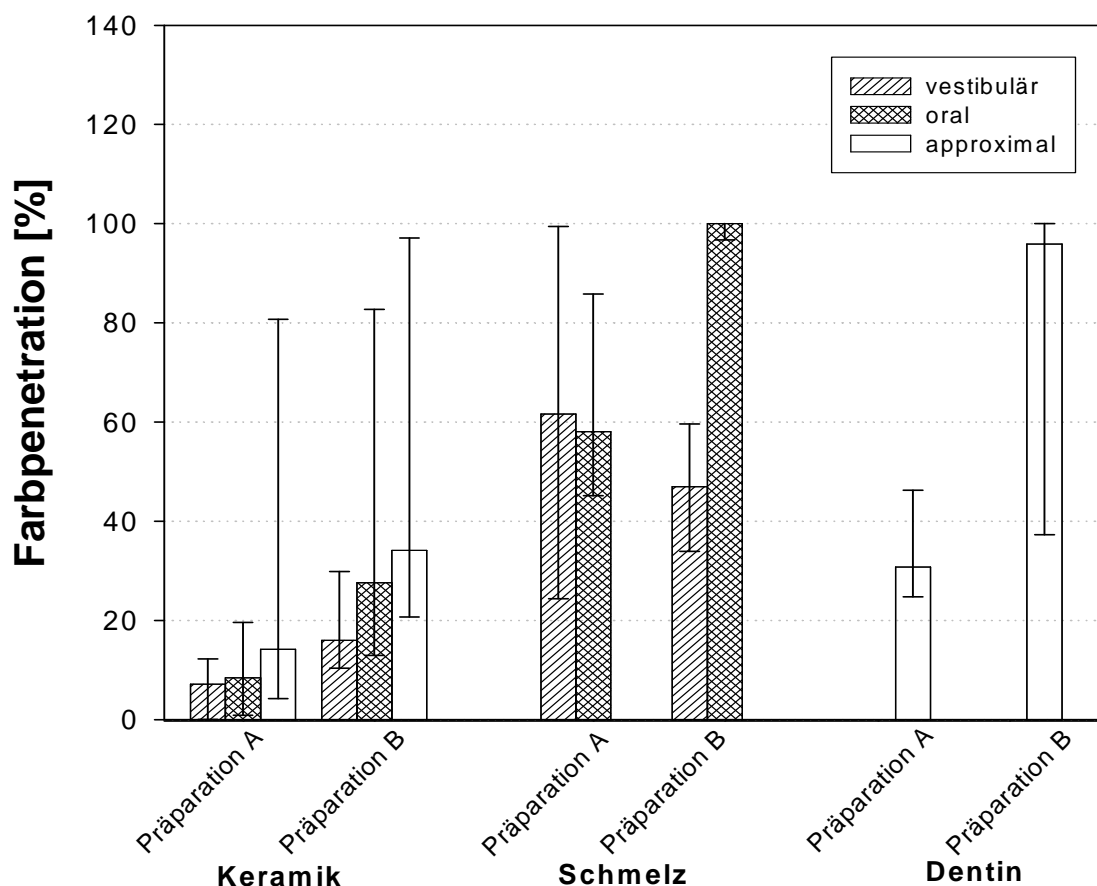


Abb. 27a: Darstellung der Farbpenetration (%) für Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal), Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%/75%- Percentile).

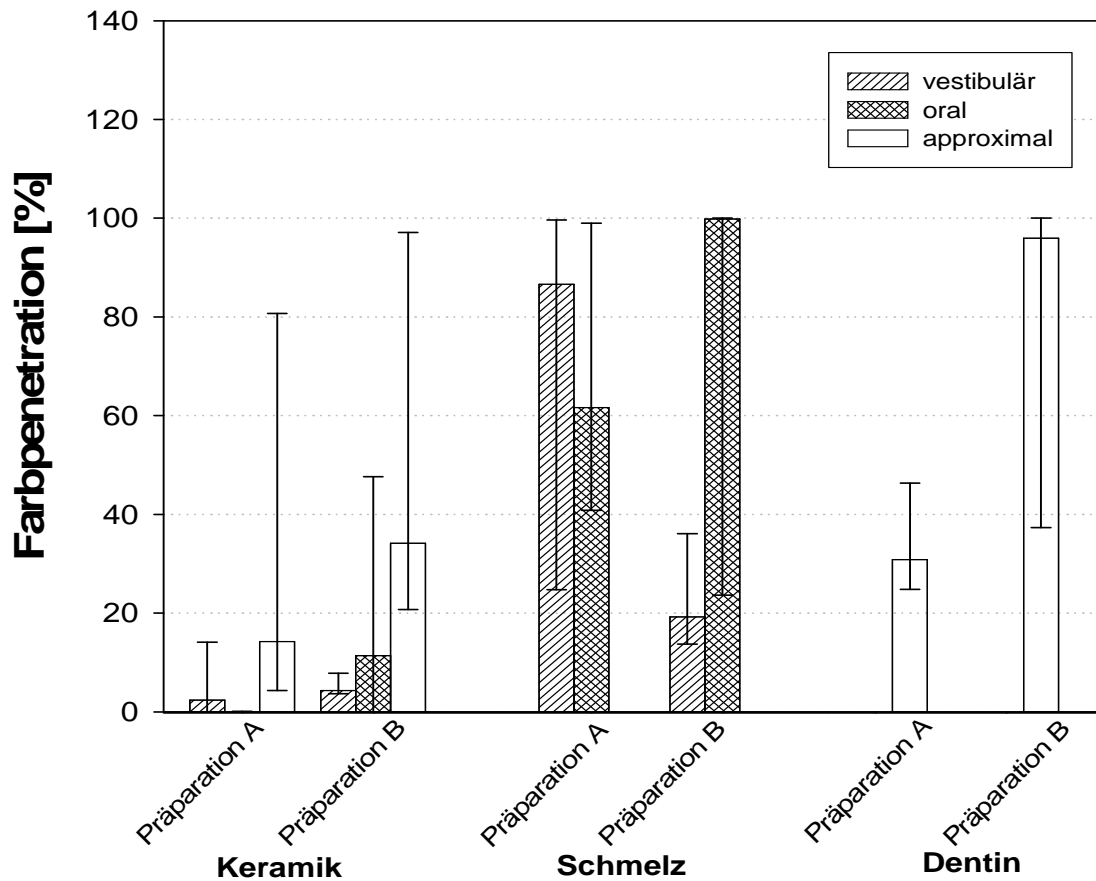


Abb. 27b: Darstellung der Farbpenetration (%) für Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/ Befestigungssystem (Dentin) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); Schnittbereich b (approximaler Kasten); (Median, 25%-/75%- Percentile).

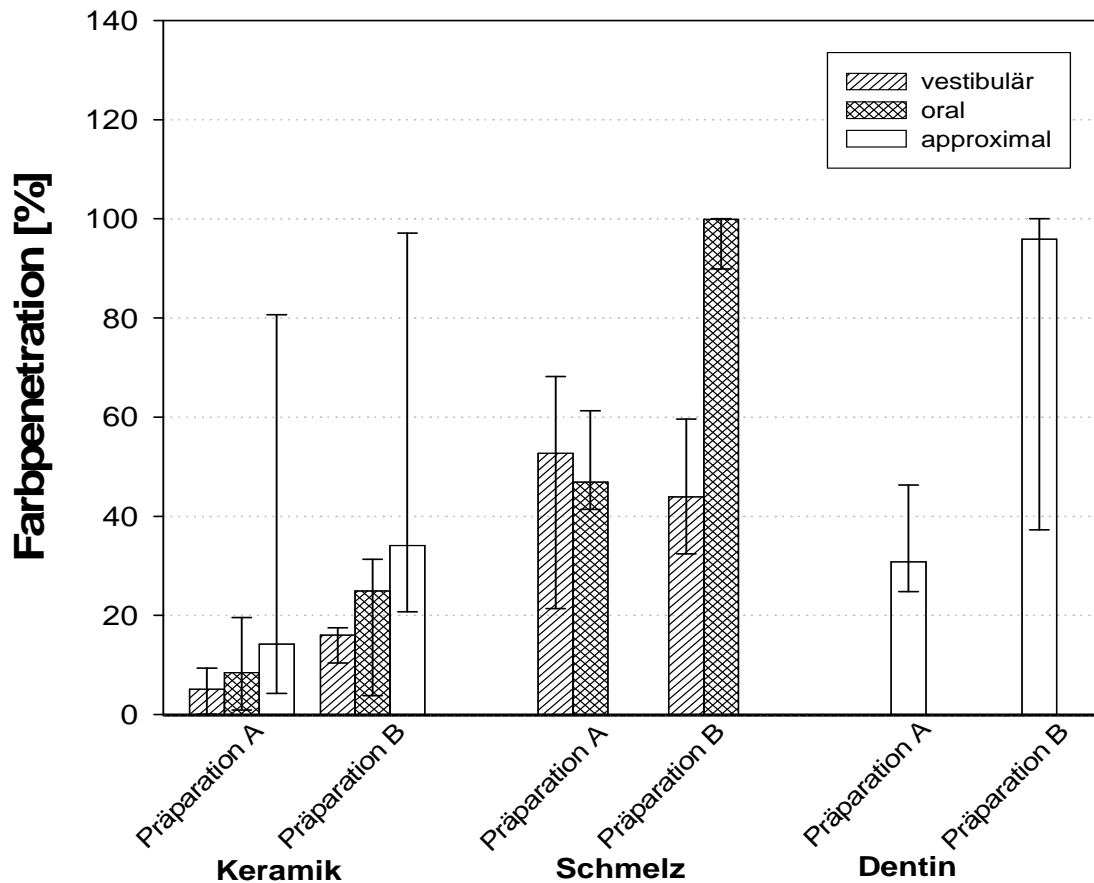


Abb. 27c: Darstellung der Farbpenetration (%) für Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/ Befestigungssystem (Dentin) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); Schnittbereich c (Kavitätenmitte); (Median, 25%-/75%- Percentile),.

Die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A und B in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral und approximal) sind in den Abbildungen 27a-c (vgl. Tab. 10a-c) getrennt für die Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem und die Schnittbereiche a (gesamter Schnittbereich), b (approximaler Kasten) und c (Kavitätenmitte) graphisch dargestellt.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem der Präparation A zeigen sich vestibulär Farbpenetrationswerte von 7,2% (0,1/7,2/12,3), oral 8,5% (0,9/8,5/19,6) und approximal von 14,2% (4,3/14,2/80,7) im Schnittbereich a. Bei Betrachtung dieser Grenze im Schnittbereich b findet man vestibulär Werte für die Farbpenetration von 2,4% (0,0/2,4/14,1), oral von 0,0% (0,0/0,0/0,1). Im Schnittbereich c (Kavitätenmitte) macht die Farbpenetration vestibulär 5,1% (0,1/5,1/9,4) und oral 8,5% (0,9/8,5/19,6) aus.

Für die Präparation B beträgt die Farbpenetration im Schnittbereich a an der Grenze Keramik/Befestigungssystem vestibulär 16,0% (10,4/16,0/29,9), oral 27,6% (13,0/27,6/82,7) und approximal 34,1% (20,7/34,1/97,1). Die Werte im approximalen Kasten (Schnittbereich b) weisen hingegen vestibulär 4,3% (3,7/4,3/7,8) und oral 11,4% (0,0/11,4/47,6) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem auf. Für den Anschnitt c beträgt die Farbpenetration vestibulär 16,0% (10,4/16,0/17,5), oral 24,9% (3,8/24,9/31,3).

An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem der Präparation A sind im Schnittbereich a Farbpenetrationswerte von 61,6% (24,4/61,6/99,4) vestibulär und von 58,1% (45,2/58,1/85,8) oral zu verzeichnen. Im Schnittbereich b findet man vestibulär einen Wert für die Farbpenetration von 86,6% (24,7/86,6/99,6) und oral den Wert von 61,6% (40,8/61,6/99,0). 52,7% (21,4/52,7/68,2) vestibulär sowie 46,9% (41,4/46,9/61,3) oral betragen die Farbpenetrationswerte für den Anschnitt c.

Bei Präparation B ergeben sich im Schnittbereich a an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem Farbpenetrationswerte von 47,0% (33,9/47,0/59,6) vestibulär und 100,0% (96,7/100,0/100,0) oral. Vestibulär im Schnittbereich b macht die Farbpenetration an dieser Grenze 19,2% (13,7/19,2/36,1), oral 99,8% (23,6/99,8/100,7) aus. Werte von 43,9% (32,4/43,9/59,6) vestibulär, sowie 99,9% (89,9/99,9/100,0) oral ergeben sich für den Schnittbereich c.

An der Grenze Dentin/Befestigungssystem ergeben sich approximal bei Präparation A für die Farbpenetration Werte von 30,8% (24,8/30,8/46,3) und für Präparation B 95,9% (37,3/95,9/100,0).

Zwischen der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem besteht bei Präparation A ein statistisch signifikanter Unterschied vestibulär ($p=0,002$; vgl. Tab. 15) und oral ($p=0,005$; vgl. Tab. 15) im Schnittbereich a. Vestibulär und oral im Schnittbereich b (beide $p=0,028$; vgl. Tab. 15) und vestibulär ($p=0,002$; vgl. Tab. 15) sowie oral ($p=0,006$; vgl. Tab. 15) im Schnittbereich c bestehen ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede zwischen diesen Grenzen. In allen Fällen ist die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem geringer als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Bei Präparation B bestehen vestibulär statistisch signifikante Unterschiede im Schnittbereich a ($p=0,006$; vgl. Tab. 15), Schnittbereich b ($p=0,010$; vgl. Tab. 15) sowie im Schnittbereich c ($p=0,005$; vgl. Tab. 15). Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ist geringer als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Oral besteht zwischen diesen Grenzen ebenso für die Präparation B ein statistisch signifikanter Unterschied im Schnittbereich a ($p=0,003$; vgl. Tab. 15), Schnittbereich b

($p=0,028$; vgl. Tab 15) und im Schnittbereich c ($p=0,002$; vgl. Tab 15). Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ist statistisch signifikant geringer als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Beim Vergleich der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem ergibt sich approximal ein statistisch signifikanter Unterschied. Die Farbpenetrationswerte sind an der Grenze Dentin/Befestigungssystem statistisch signifikant höher für Präparation B ($p=0,041$ vgl. Tab. 15) als an der Grenze Keramik/Befestigungssystem.

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Grenze unabhängig von den Parametern Präparation und Ort ergibt einen statistisch signifikanten Einfluss sowohl an keramik- und schmelzbegrenzten, als auch an keramik- und dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten (vgl. Tabelle 15: $k=10$, $\alpha^*:0,00511620$).

5.1.3 Einfluss des Ortes

5.1.3.1 Übersicht

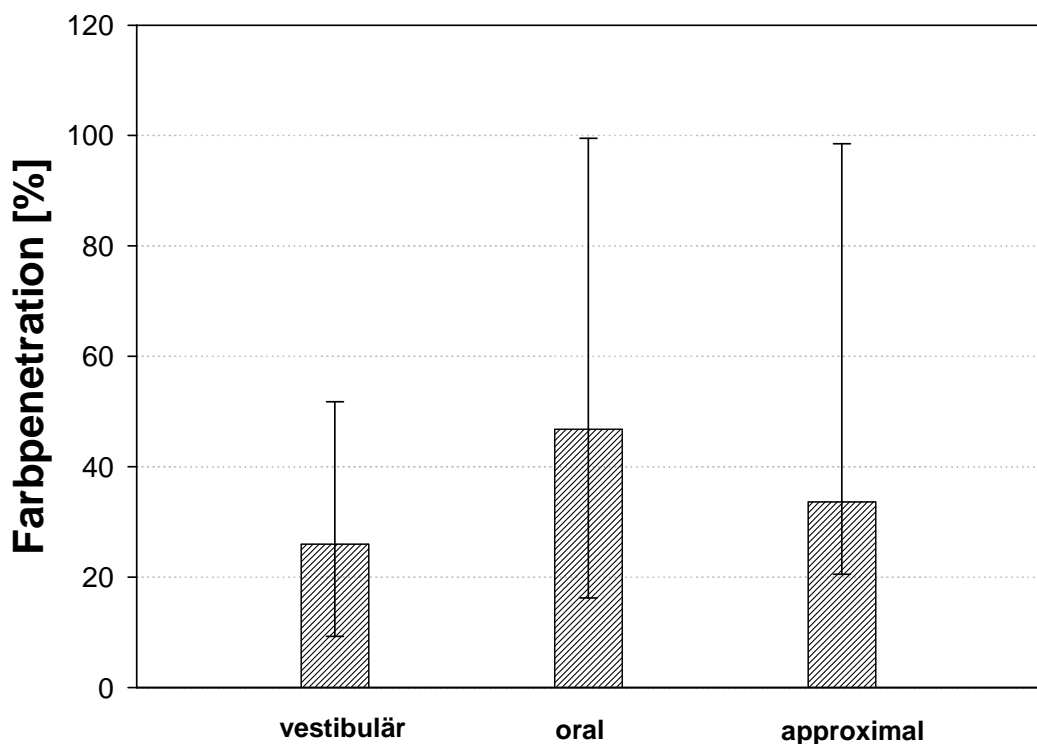


Abb. 28: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation und Grenze – für den Parameter Ort (vestibulär, oral und approximal); Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%/75%- Percentile).

Abbildung 28 (vgl. Tab. 11) zeigt eine Übersicht über die zusammengefassten Daten der Farbpenetration für den Parameter Ort (vestibulär, oral und approximal) – unabhängig von

Präparation, Grenze und Schnittbereich. Es wird für den Ort vestibulär eine Farbpenetration von 26,0% (9,3/26,0/51,8), oral 46,8% (16,2/46,8/99,5) und approximal ein Wert von 33,6% (20,5/33,6/98,5) errechnet.

Der Vergleich der Farbpenetration an diesen Orten ergibt einen statistisch signifikanten Unterschied im Vergleich der Orte vestibulär und oral ($p=0,032$; vgl. Tab 16) oral besteht eine statistisch signifikant höhere Farbpenetration als vestibulär.

5.1.3.2 Einfluss des Ortes abhängig von der Präparation

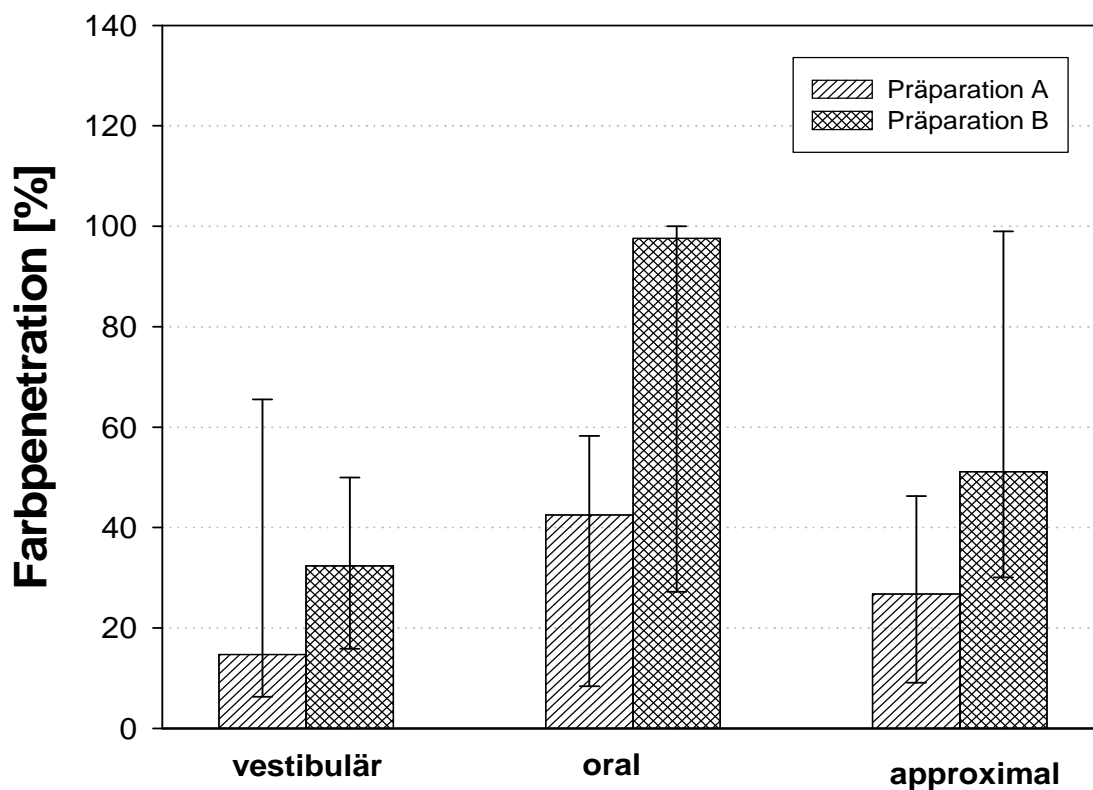


Abb. 29: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal, unabhängig von der Grenze, Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich) (Median, 25%-/75%- Percentile).

Abbildung 29 (vgl. Tab. 10) zeigt die Ergebnisse der Farbpenetration an den Orten approximal, vestibulär und oral für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) unabhängig vom Parameter Grenze im Schnittbereich a.

Für die Präparation A erhält man vestibulär 14,7% (6,3/14,7/65,5) und oral 42,5% (8,4/42,5/58,3) Farbpenetration. Approximal beträgt die Farbpenetration für Präparation A

26,8% (9,1/26,8/46,3). Für die Präparation B ergibt sich für die Farbpenetration vestibulär 32,4% (15,9/32,4/50,0), oral 97,6% (27,2/97,6/100,0) und approximal einen Wert von 51,1% (30,1/51,1/99,0).

Beim Vergleich der drei Orte finden sich bei Präparation A keine statistisch signifikanten Unterschiede. Bei Präparation B lässt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Orten vestibulär und approximal ($p=0,019$, vgl. Tab. 16) sowie vestibulär und oral ($p=0,014$) feststellen. Die Farbpenetration ist approximal und oral statistisch signifikant größer als vestibulär.

5.1.3.3 Einfluss des Ortes abhängig von Präparation und Grenze

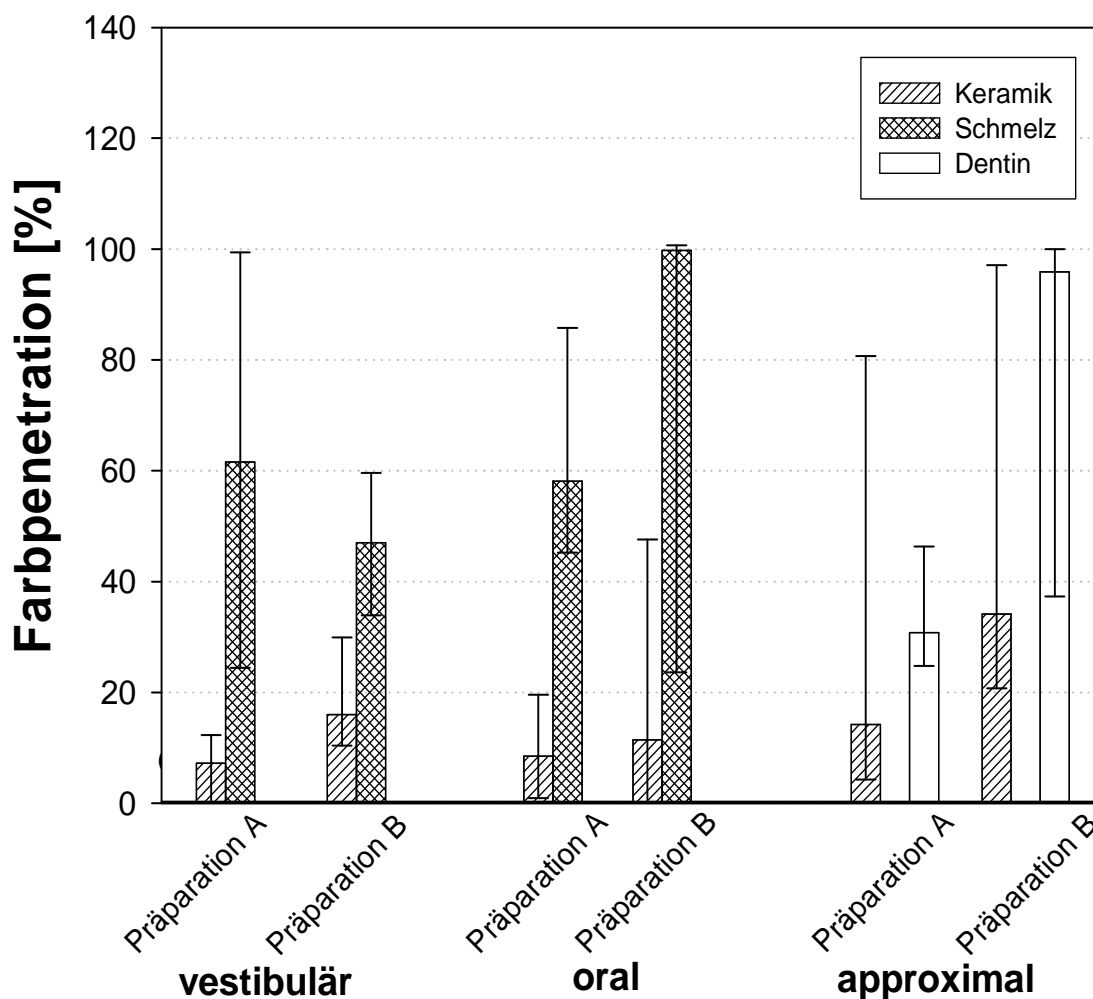


Abbildung 30a: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen (Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz), Dentin/Befestigungssystem (Dentin), Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich); (Median, 25%-/75%- Percentile).

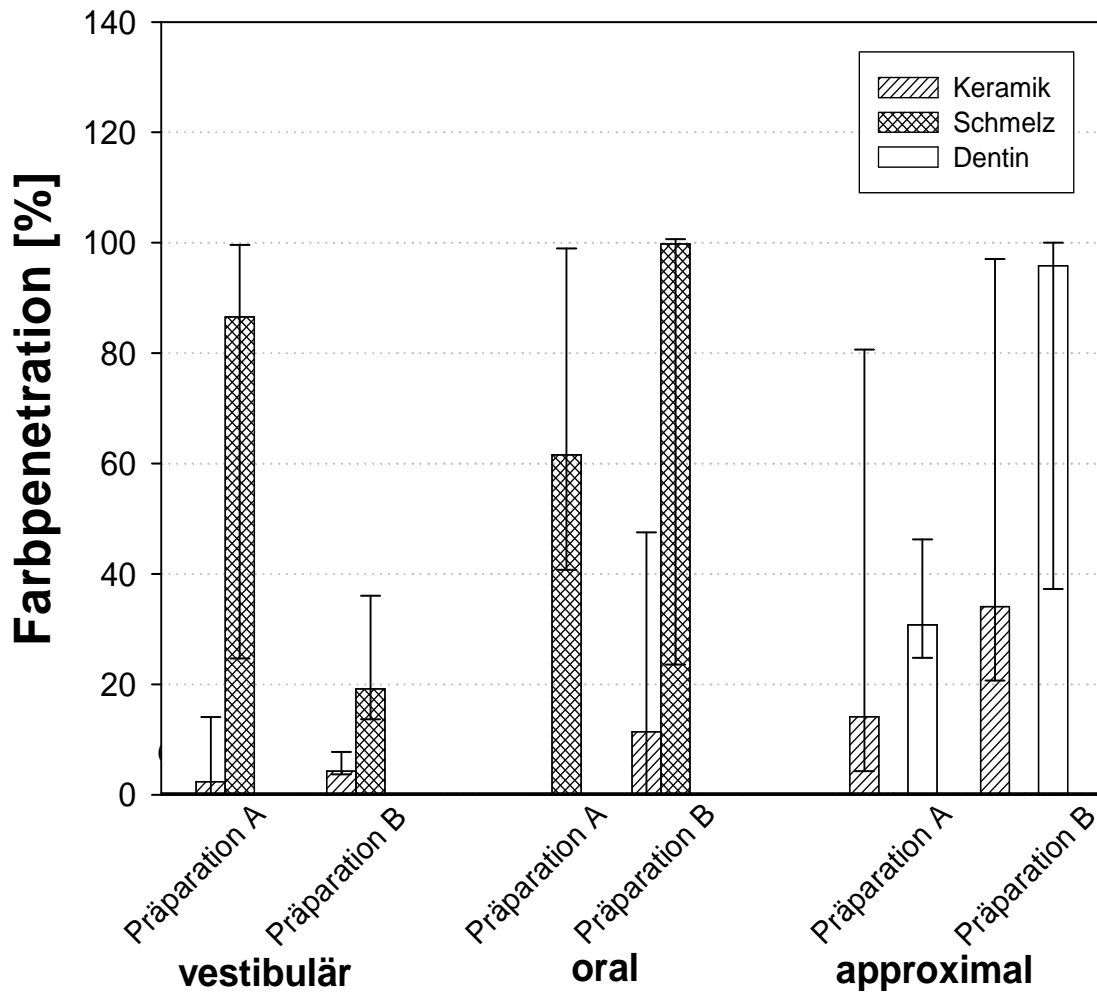


Abb. 30b: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen (Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz), Dentin/Befestigungssystem (Dentin), Schnittbereich b (approximaler Kasten); (Median, 25%-/75%- Percentile).

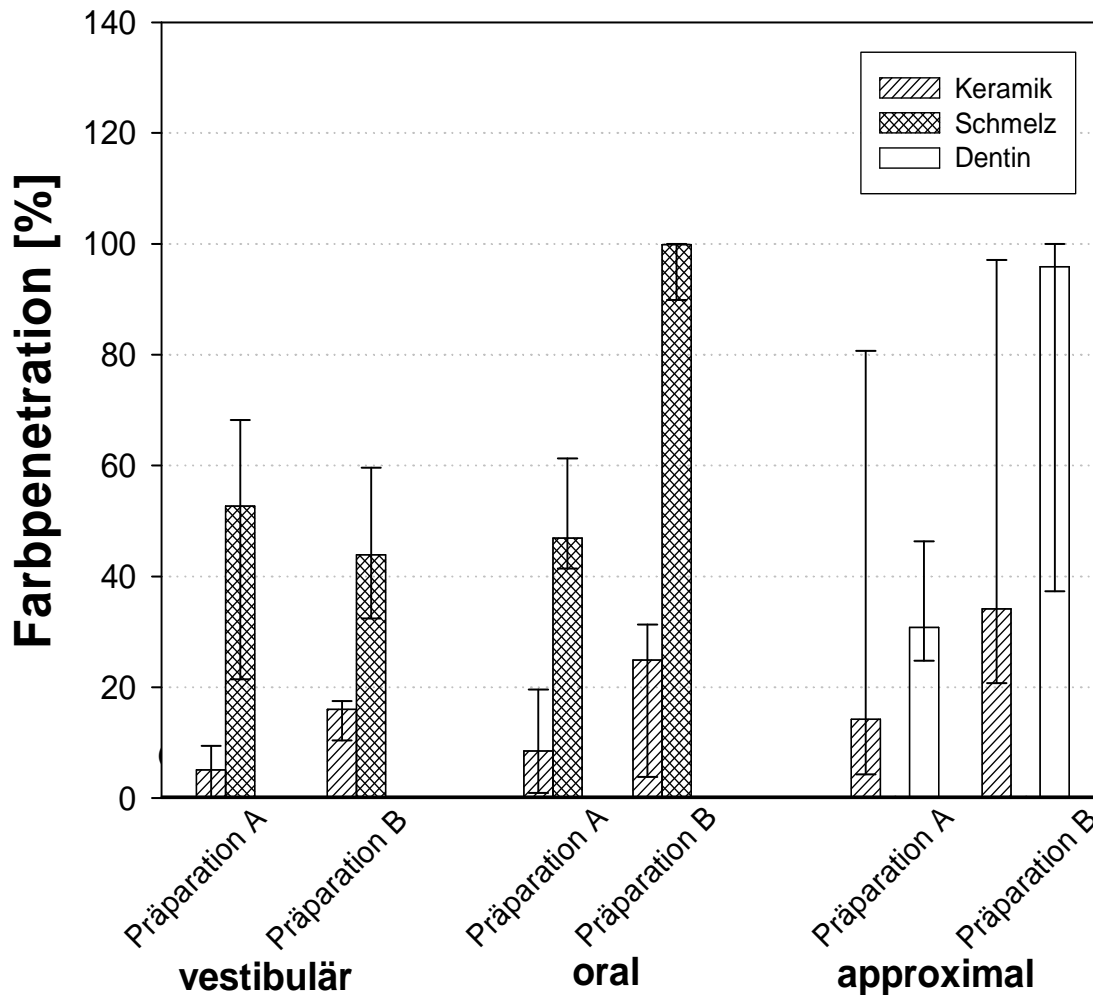


Abb. 30c: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen (Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz), Dentin/Befestigungssystem (Dentin), Schnittbereich c (Kavitätenmitte); (Median, 25%-/75%- Percentile).

In den Abbildungen 30a-c (vgl. Tab. 13a-c) sind die Ergebnisse der Farbpenetration an den Orten approximal, vestibulär und oral für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Restaurationsgrenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Schnittbereiche a (gesamter Schnittbereich), b (approximaler Kasten) und c (Kavitätenmitte) zusammengefasst.

Bei der Präparation A liegen die Farbpenetrationswerte im Schnittbereich a vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem bei 7,2% (0,1/7,2/12,3) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei 61,6% (24,4/61,6/99,4). Oral ergeben sich Farbpenetrationswerte von 8,5% (0,9/8,5/19,6) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem

und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem von 58,1% (45,2/58,1/85,8). Für den Schnittbereich b betragen die Farbpenetrationswerte für die Lokation vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem 2,4% (0,0/2,4/14,1), an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 86,6% (24,7/86,6/99,6). Oral zeigen sich Werte für die Farbpenetration in Höhe von 0,0% (0,0/0,0/0,1) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, sowie 61,6% (40,8/61,6/99,0) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Für den Schnittbereich c macht die Farbpenetration vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem 5,1% (0,1/5,1/9,4) aus, an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 52,7% (21,4/52,7/68,2). Rund 8,5% (0,9/8,5/19,6) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem und 46,9% (41,4/46,9/61,3) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem beträgt die Farbpenetration oral. Approximal an der Grenze Keramik/Befestigungssystem liegt die Farbpenetration bei 14,2% (4,3/14,2/80,7) und an der Grenze Dentin/Befestigungssystem bei 30,8% (24,8/30,8/46,3). Statistisch signifikante Unterschiede traten nicht auf.

Bei Betrachtung der Farbpenetration für die Präparation B zeigt sich approximal für die Grenze Dentin/Befestigungssystem ein Wert von 95,9% (37,3/95,9/100,0) und für die approximale Grenze Keramik/Befestigungssystem ein Wert von 34,1% (20,7/34,1/97,1). Der Wert für die Farbpenetration im Schnittbereich a vestibulär liegt an der Grenze Keramik/Befestigungssystem bei 16,0% (10,4/16,0/29,9) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei 47,0% (33,9/47,0/59,6). Die Farbpenetrationswerte für die Präparation B oral zeigen Werte von 27,6% (13,0/27,6/82,7) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem und 100,0% (96,7/100,0/100,0) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Bei Betrachtung der Farbpenetrationswerte für die Präparation B im Schnittbereich b ergeben sich Farbpenetrationswerte vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem in Höhe von 4,3% (3,7/4,3/7,8), an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 19,2% (13,7/19,2/36,1). Oral findet man an der Grenze Keramik/Befestigungssystem in diesem Schnittbereich Farbpenetrationswerte von 11,4 (0,0/11,4/47,6) sowie 99,8% (23,6/99,8/100,7) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Im Schnittbereich c machen die Werte für die Farbpenetration vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem 16,0% (10,4/16,0/17,5) aus, an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 43,9% (32,4/43,9/59,6). In diesem Schnittbereich stellt man oral an der Grenze Keramik/Befestigungssystem Farbpenetrationswerte von 24,9% (3,8/24,9/31,3) und 99,9% (89,9/99,9/100,0) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem fest. Zwischen den untersuchten Orten lässt sich für die Präparation B für die Grenze Keramik/Befestigungssystem ein statistisch signifikanter Unterschied ermitteln. Die

Farbpenetrationswerte sind approximal statistisch signifikant höher als vestibulär ($p=0,016$ vgl. Tab. 16).

Beim Vergleich der Schnittbereiche b (approximaler Kasten) und c (Kavitätenmitte) zeigt sich für die Präparation A lediglich oral ein statistisch signifikanter Unterschied an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, wobei die Farbpenetration im Schnittbereich c höher ist als im Schnittbereich b. Des Weiteren ist der Unterschied bei der Präparation B vestibulär sowohl an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ($p=0,028$) als auch an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem ($p=0,012$; vgl. Tab. 17) statistisch signifikant. Die Farbpenetrationswerte sind im Schnittbereich c statistisch signifikant höher als im Schnittbereich b. Oral ergibt sich bei der Präparation B keine statistische Signifikanz.

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses des Ortes unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze ergibt einen statistisch signifikanten Einfluss an den Grenzen vestibulär und oral (vgl. Tabelle 16: $k=12$, $\alpha^*:0,00426532$).

5.2 Rissbeurteilung

Die Daten der Schmelzrisse wurden wie folgt zusammengefasst:

1. Um den Einfluss der Zeit zu verdeutlichen, wird die absolute Rissanzahl – unabhängig vom Parameter Präparation und Ort – zu einem Medianwert mit 25%- und 75%- Perzentile zusammengefasst. Darüber hinaus wird für jeden Zeitpunkt die absolute Rissanzahl für die Präparation A und B ermittelt und dargestellt. Schließlich wird die absolute Rissanzahl über den Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort (vestibulär und oral) dargestellt.¹
2. Um eine Übersicht über die Änderung der Anzahl an Schmelzrissen zu erhalten, werden die Ergebnisse zusammengefasst und zwar nach dem Prinzip „Änderungen ≤ 0 “ und „Änderungen ≥ 1 “. Diese Darstellung erfolgt zu den Zeiten „vor Präparation“ und „nach TCML“ im Vergleich zu „vor TCML“.¹

¹ Hinweis: Die dadurch teilweise entstehende Redundanz wird aus Gründen der Übersichtlichkeit in Kauf genommen.

5.2.1 Übersicht

Die Anzahl an Rissen an den vestibulären (nicht-tragender Höcker) oder oralen (tragender Höcker) Zahnflächen lag über alle Beurteilungszeitpunkte zwischen keinem und 11 Rissen. Minimal waren zum Zeitpunkt *vor Präparation* an einer Fläche kein Riss und maximal sieben Risse an einer Fläche zu beobachten. Nach dem Einsetzen der Restaurationen und der Politur der Zähne (*vor TCML*) waren zwei Flächen mit einem Riss festzustellen und es waren an einer Zahnfläche neun Risse vorhanden. *Nach TCML* gab es an einer Zahnfläche einen Riss und maximal elf Risse wurden an zwei Flächen gefunden (vgl. Tabelle 18 und 19).

Zum Zeitpunkt *vor TCML* gegenüber der Ausgangssituation (*vor Präparation*) war bei beiden Gruppen eine Risszunahme und Abnahme an Schmelzrissen zu verzeichnen. Für die Präparation A wurde an fünf Flächen ein Riss weniger gefunden als zum Zeitpunkt *vor Präparation*. Für die Präparation B konnte die Abnahme der Risse wie folgt gezeigt werden: an zwei Flächen zwei Risse und an sieben Flächen ein Riss weniger.

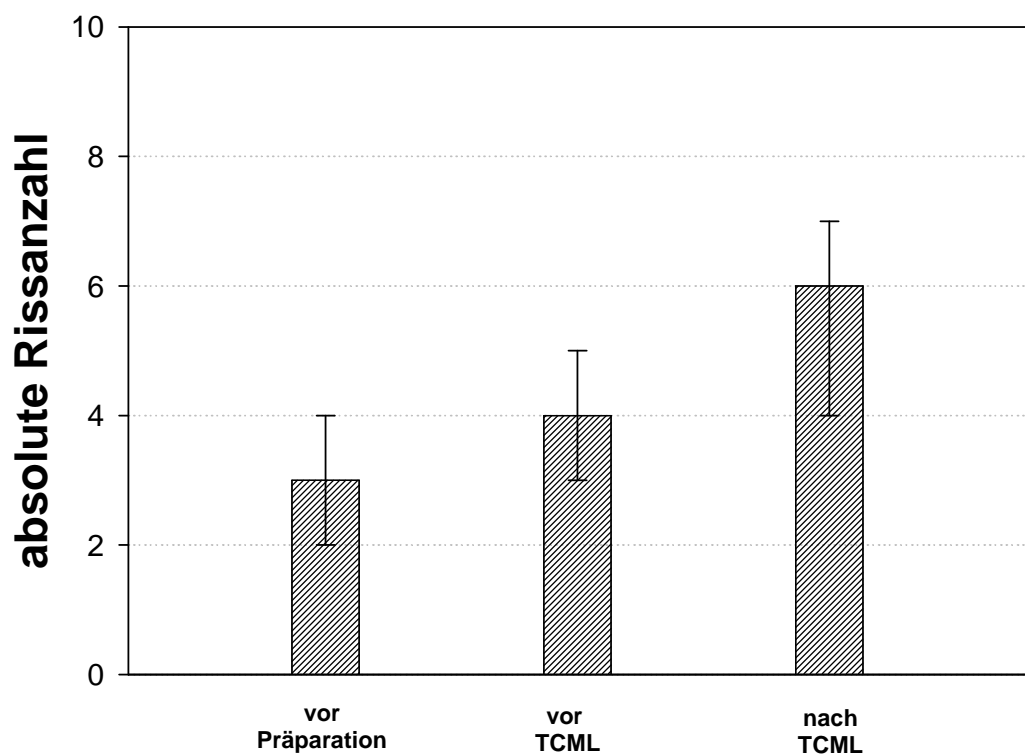


Abbildung 31: Darstellung der absoluten Rissanzahl zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*, unabhängig von der Präparation und dem Ort (Median, 25%-/75%-Perzentile).

Abbildung 31 (vgl. Tabelle 21) zeigt eine Übersicht der absoluten Rissanzahl, zusammengefasst für beide Präparationen (Präparation A und B) und Orte (oral und vestibulär) zu den jeweiligen Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*. Der Median der Maxima beträgt zum Zeitpunkt *vor Präparation* 3,0 (2,0/3,0/4,0), *vor TCML* 4,0 (3,0/4,0/5,0) und *nach TCML* 6,0 (4,0/6,0/7,0). Die Rissverteilung ist hier statistisch signifikant unterschiedlich. Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*. Die Rissanzahl ist zur Zeit *vor Präparation* statistisch signifikant geringer als *vor TCML* ($p=0,000$ vgl. Tabelle 24) und *vor TCML* statistisch signifikant niedriger als *nach TCML* ($p=0,000$ vgl. Tabelle 24).

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Zeit unabhängig von den Parametern Präparation und Ort ergab einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 24: $k=4$, $\alpha^*:0,01274146$).

5.2.1.1 Einfluss der Zeit in Abhängigkeit von der Präparation

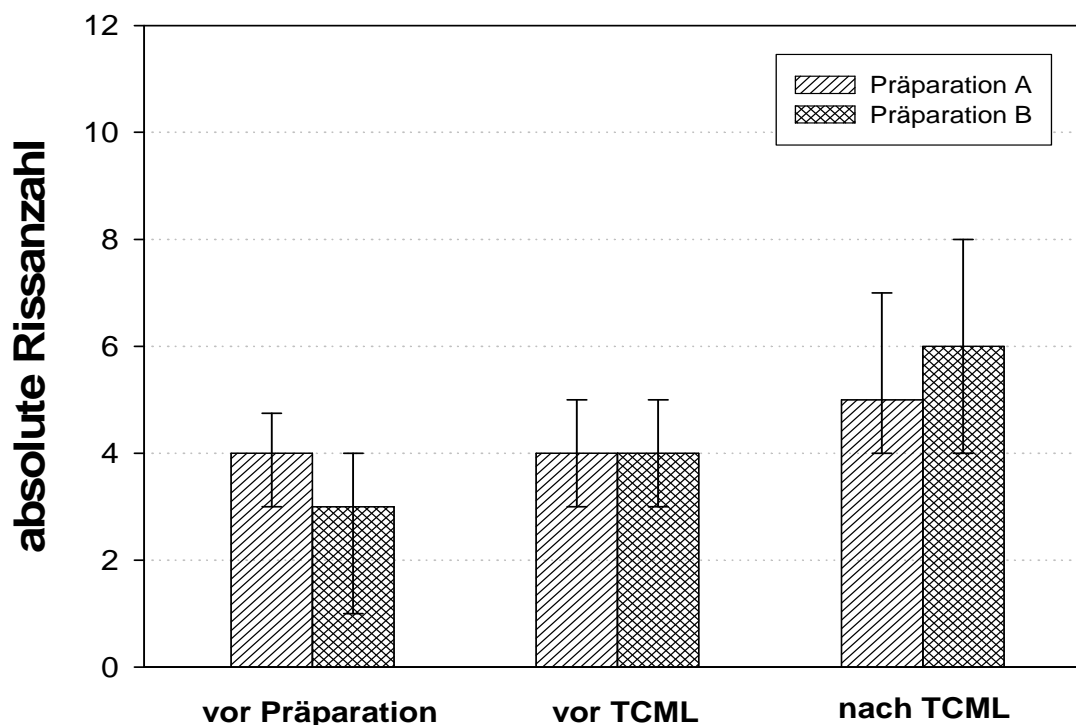


Abbildung 32: Darstellung der absoluten Rissanzahl zu den Zeitpunkten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von der Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig vom Ort (Median, 25%-/75%- Percentile).

Abbildung 32 (vgl. Tabelle 22) zeigt eine Übersicht der absoluten Rissanzahl für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den jeweiligen Zeitpunkten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*. In Präparation A erhält man zum Zeitpunkt *vor Präparation* eine Rissanzahl von 4,0 (3,0/4,0/4,75), *vor TCML* von 4,0 (3,0/4,0/5,0) und *nach TCML* von 5,0 (4,0/5,0/7,0). Für die Präparation B ergibt sich für den Zeitpunkt *vor Präparation* 3,0 (1,0/3,0/4,0), *vor TCML* 4,0 (3,0/4,0/5,0) und *nach TCML* 6,0 (4,0/6,0/8,0). Zwischen den beiden Präparationen (A und B) kann zum Zeitpunkt *vor Präparation* ein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden, die Änderung der Risszahl ist für die Orte vestibulär und oral zusammen bei Präparation B statistisch signifikant niedriger als bei Präparation A ($p=0,003$; vgl. Tabelle 25).

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Präparation unabhängig von den Parametern Ort und Zeit ergibt keinen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 25: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.2.1.2 Einfluss der Zeit in Abhängigkeit von der Präparation und dem Ort

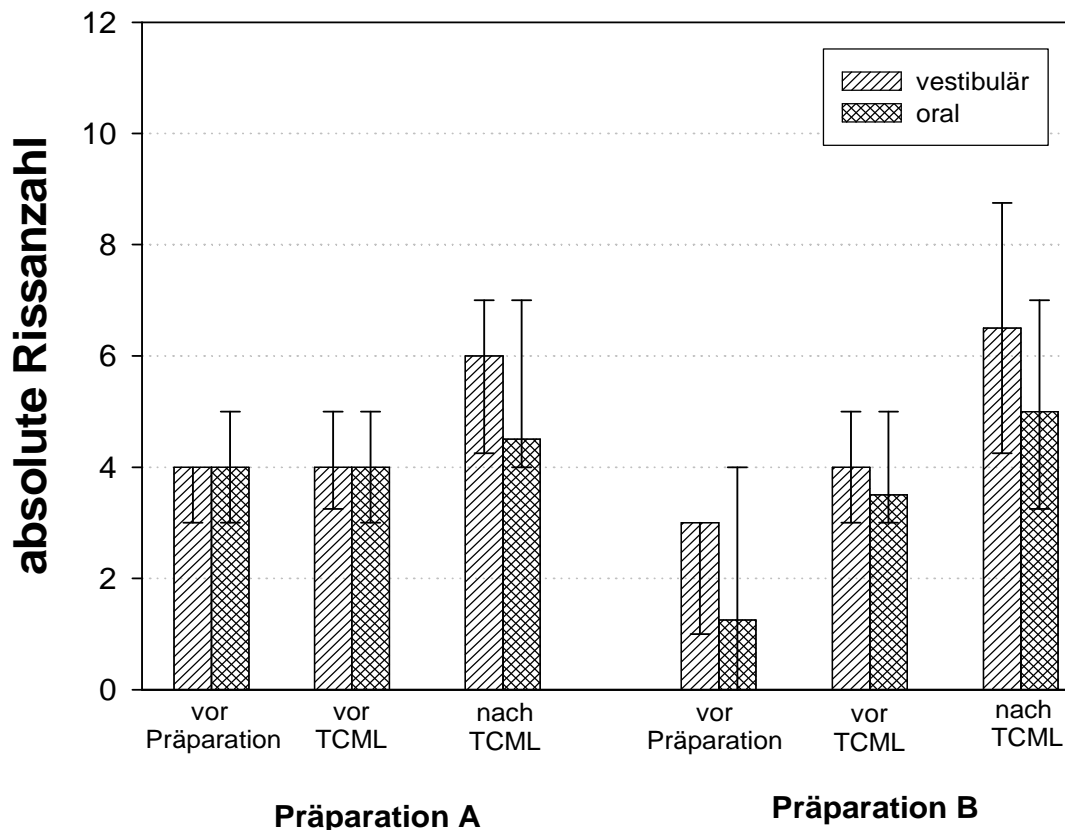


Abbildung 33: Darstellung der absoluten Rissanzahl zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) und dem Ort (vestibulär und oral); (Median, 25%-/75%- Perzentile).

Die Ergebnisse der absoluten Rissanzahl für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den verschiedenen Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von den Orten vestibulär und oral sind in Abbildung 33 (vgl. Tab. 23) dargestellt. *Vor Präparation* beträgt die absolute Rissanzahl für die Präparation A vestibulär 4,0 (3,0/4,0/4,0). *Vor TCML* beträgt der Wert 4,0 (3,25/4,0/5,0) und *nach TCML* auf 6,0 (4,25/6,0/7,0). Demgegenüber macht die Rissanzahl oral bei der Präparation A zum Zeitpunkt *vor Präparation* 4,0 (3,0/4,0/5,0), *vor TCML* 4,0 (3,0/4,0/5,0) und *nach TCML* 4,5 (4,0/4,5/7,0) aus.

In Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) ergeben sich zum Zeitpunkt *vor Präparation* vestibulär Werte von 3,0 (1,0/3,0/3,0), *vor TCML* 4,0 (3,0/4,0/5,0) und *nach TCML* 6,5 (4,25/U6,5/8,75). Oral ergibt sich *vor Präparation* ein Wert von 3,0 (1,25/3,0/4,0), *vor TCML* 3,5 (3,0/3,5/5,0) und *nach TCML* 5,0 (3,25/5,0/7,0).

Vestibulär besteht ein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich der Präparationen A und B (vgl. Tab. 25), die Änderung der Risszahl hier ist *vor Präparation* ($p=0,012$; vgl. Tab. 22) bei Präparation A statistisch signifikant höher als bei Präparation B. Zudem tritt auch oral beim Vergleich der Präparationen A und B ein statistisch signifikanter Unterschied auf. *Vor Präparation* ist die Risszahl bei Präparation B statistisch signifikant geringer ($p=0,001$, vgl. Tab. 22). Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Präparation A und B beim vestibulären und oralen Ort (vgl. Tab. 26).

Die Anwendung der Error Rates Methode ergibt hinsichtlich des Einflusses des Orts unabhängig von den Parametern Präparation und Zeit keinen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 26: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.2.2 Änderung der Rissanzahl

Um eine Übersicht über die Änderung der Rissanzahl zu erhalten, wurden die oben aufgeführten Ergebnisse als Änderung der Risszahl zusammengefasst. „Änderungen ≥ 1 “ bedeutet eine Risszunahme und „Änderungen ≤ 0 “ bedeutet Rissabnahme oder gleich bleibende Rissanzahl. Diese Werte sind in Tabelle 4 und 20 aufgeführt.

	vor Präparation /vor TCML		vor TCML/ nach TCML	
<u>vestibulär</u>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
Änderungen ≤ 0	11	8	7	5
Änderungen ≥ 1	13	16	17	19
<u>oral</u>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
Änderungen ≤ 0	14	12	11	4
Änderungen ≥ 1	10	12	13	20

Tabelle 4: Anzahl an Zähnen mit einer Änderung der Rissanzahl ≤ 0 und ≥ 1 , zum Zeitpunkt *vor Präparation* und *nach TCML* bezogen auf den Zeitpunkt *vor TCML* für Präparation A und B, an den vestibulären und oralen Orten ($n=24$ Stichproben in Präparation A, $n=24$ Stichproben in Präparation B).

5.2.2.1 Änderung der Rissanzahl vor Präparation/vor TCML

In Präparation A (1,0mm Restzahndicke) kommt es am vestibulären Höcker bei dreizehn Zähnen zu einer Änderung der Rissanzahl ≥ 1 , neunmal bleibt diese unverändert und zweimal verringert sich die Anzahl der Risse. Am oralen Höcker ist eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 bei 14 Zähnen (Verringerung in drei Fällen) festzustellen, bei zehn Zähnen vergrößert sich die Anzahl der Risse. Die Rissanzahl ist bei Präparation A am oralen Höcker zur Zeit *vor Präparation* statistisch signifikant geringer als vor TCML ($p=0,016$ vgl. Tabelle 24). Bei

Demgegenüber wird in Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) eine Änderung ≤ 0 am vestibulären Höcker an acht Zähnen ermittelt (Verringerung bei zwei Zähnen). Eine Änderung der Rissanzahl ≥ 1 wird an 16 Zähnen festgestellt. Bei Betrachtung des oralen Höckers kann festgehalten werden, dass hier eine Änderung ≤ 0 an zwölf Zähnen eintritt. Dabei bleibt bei sechs Zähnen die Risszahl gleich. In zwölf weiteren Fällen steigt die Anzahl der Risse (vgl. Tabelle 4 und 20). Statistische Signifikanzen traten nicht auf (vgl. Tabelle 24).

5.2.2.2 Änderung der Rissanzahl vor TCML/nach TCML

Bei der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) bleibt vestibulär bei sieben Zähnen die Rissanzahl konstant, bei 17 Zähnen wurde ein Anstieg der Anzahl der Risse verzeichnet (Änderung ≥ 1). Oral wird bei elf Zähnen keine Änderung der Risszahl registriert, wohingegen bei 13 Zähnen eine Änderung der Risse ≥ 1 vorhanden ist. Bei Präparation A sind oral statistisch signifikant weniger Risse vor TCML als nach TCML zu verzeichnen ($p=0,000$, vgl. Tabelle 24).

Bei der Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) ergibt sich vestibulär keine Änderung der Rissanzahl bei fünf Zähnen, bei 19 Zähnen erhöht sich die Anzahl der Risse. Betrachtet man den oralen Höcker, so stellt man bei vier Zähnen keine Änderung der Rissanzahl und bei 20 Zähnen eine Änderung der Rissanzahl von ≥ 1 fest (vgl. Tabelle 4 und 20). Die Änderungen der Risszahlen sind sowohl vestibulär ($p=0,004$, vgl. Tabelle 24) und vestibulär ($p=0,003$, vgl. Tabelle 24) vor TCML statistisch signifikant geringer als nach TCML.

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Zeit unabhängig von den Parametern Präparation und Ort ergab einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 24: $k=4$, $\alpha^*:0,01274146$).

6. Diskussion

Rückschlüsse auf die Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen können über die Randqualität der marginalen Adaption zwischen Keramik, Befestigungssystem und Zahn gezogen werden. Mangelnde marginale Adaption mit Verfärbungen, Plaqueretention und somit Bakterienansammlungen können Sekundärkaries, Hypersensibilitäten oder pulpitische Beschwerden zur Folge haben (1;3;124). Bei allen Restaurationen steht daher die Grenzfläche zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz im Mittelpunkt zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen.

Dabei beschäftigen sich zahlreiche Studien ausschließlich mit der Randqualität verschiedener zahnfarbener Restaurationen (51;72), dem Vergleich von vollkeramischen Restaurationen mit metallischen Einlagefüllungen (34;37) oder Amalgamfüllungen (111). Wenige Studien setzen sich mit der Frage auseinander, welchen Einfluss die Stärke der Restzahnhartsubstanz bei dünnen Kavitätenwänden auf die marginale Adaptation hat (73;90;91). Ebenso ist der Einfluss der Polymerisationsschrumpfung auf die Randqualität oder Rissbildung der Zahnhartsubstanz wenig untersucht (88). Inwieweit eine reduzierte Restwandstärke und deren Präparation einen Einfluss auf die marginale Adaptation der vollkeramischen Teilkrone und die Rissbildung des Schmelzes hat, sollte die vorliegende Studie darstellen.

6.1 Methodik

6.1.1 Untersuchungsgut

Das Ziel von in vitro Studien ist es, im Labor kliniknahe Bedingungen zu simulieren und eine Vergleichbarkeit zu anderen in vitro Untersuchungen zu schaffen (120). In der vorliegenden Untersuchung wurden kariesfreie, menschliche dritte Molaren ausgewählt. Diese bieten sich als Untersuchungsgut an, da sie in ausreichender Menge zur Verfügung stehen und werden daher in vielen in vitro Studien verwendet (33;35;40;73). Als Lagermedium wird Chloraminlösung und nach der Präparation physiologische Kochsalzlösung in zahlreichen vergleichbaren wissenschaftlichen Untersuchungen verwendet (33;35;73;78;120).

6.1.2 Präparation

Die Präparation ausgedehnter Kavitäten führt zu einer Reduktion der Stabilität des Zahnes und hat somit eine erhöhte Verformbarkeit des Zahns zur Folge (82). Als klinischer Goldstandard zur Versorgung dieser ausgedehnten Zahnhartsubstanzdefekte galten bislang

Restaurationen aus Metall oder Metallkeramik. Heute besteht die Möglichkeit, diese Defekte mittels zahnfarbener vollkeramischer Restaurationsmaterialien zu versorgen. Dabei kann und soll die Präparation möglichst substanzschonend und defektorientiert erfolgen, was allerdings bei einer Kronenpräparation schwer möglich ist. Die Versorgung mit einer Keramikteilkrone bietet hier eine mögliche Alternative. Laut einer Stellungnahme der DGZMK spricht man von einer Teilkrone, wenn ein oder mehrere Höcker in die Präparation einbezogen werden (5;36;101). Dies ist bei größeren okklusalen, approximalen und vestibulären Defekten, mit nicht unterstützten Kavitätenwänden im Höckerbereich, sowie zur Okklusionstherapie indiziert (117).

Allgemeine Richtlinien für die Gestaltung der Präparation existieren bislang nicht. Eine Anlehnung an allgemeine Präparationsrichtlinien für Gussrestaurationen bis hin zur rein defektbezogenen Kavität unter Verzicht auf retentive Elemente werden beschrieben (35;36). Im Wesentlichen existieren in der Literatur drei Konzepte zu Keramikteilkronenpräparationen. Dabei konnten *Federlin et al.* (35) feststellen, dass das Präparationsdesign keinen Einfluss auf die marginale Integrität besitzt. Ergebnisse der Untersuchungen von *van Dijken et al.* (129;131) bestätigen dies. Bei klinischen Untersuchungen zu verschiedenen Präparationsformen im Rahmen großer schmelz- und dentinbegrenzter Defekte mit Vollkeramikteilkroneversorgung konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Eine dieser Präparationsformen fand in dieser in vitro Studie Anwendung. Der orale (tragende) Höcker wurde im Sinne einer horizontalen Reduktion eingekürzt und der vestibuläre (nichttragende) Höcker in beiden Untersuchungsgruppen auf 1,0mm Restzahndicke ausgedünnt. Die vestibulären (nichttragenden) Höcker wurden nicht gefasst und sollten durch die adhäsive Befestigung der vollkeramischen Restauration stabilisiert werden. Diese Möglichkeit der Stabilisierung durch adhäsive Eingliederung wird in der Literatur mehrfach beschrieben (36;73;79-81;90;91). Bei der Präparation B wurde zusätzlich zur Ausdünnung auf 1,0mm eine Überkuppelung des vestibulären (nichttragenden) Höckers durchgeführt. Dabei sollte über dem Höcker eine Keramikschichtstärke von 2,0 mm ermöglicht werden. Somit lag die Restwandstärke des nichttragenden Höckers unter der von *Mehl et al.* (91) geforderten Mindestschichtstärke von 1,3 mm. Bei der Simulation von sehr ausgedehnten Kavitätenpräparationen stellten *Mehl et al.* (91) fest, dass kein signifikanter Unterschied der Randspaltanalyse mittels REM an den schmelzbegrenzten Rändern zwischen Wandstärken von 1,3 mm und 2,4 mm besteht. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von *Krifka et al.* (73) die bei einer Restwandstärke des vestibulären, nichttragenden Höckers von 1,0mm keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die marginale Randadaptation feststellen konnten.

6.1.3 CEREC 3 System

In der vorliegenden Studie wurde das Cerec® 3 System der Firma Sirona verwendet. Die Cerec®-Methode wurde in zahlreichen in vivo und in vitro Studien untersucht (33;36;92;130), und die Qualität von Cerec® Inlays, Onlays und Teilkronen bestätigt (8;9;33;34;37;73;116).

2003 wurde das Cerec® 3D System eingeführt. Cerec® 3D erzeugt ein dreidimensional farbiges, quasi-reales Arbeitsmodell in zwölfacher Vergrößerung. Das 3D-Modell ist frei im Bildschirm dreh- und verschiebbar, wodurch der Zahnarzt seine Präparationen und die von ihm konstruierten Restaurationen von allen Seiten kontrollieren kann. Die aktuelle Softwareversion ermöglicht die Einstellung der konstruierten Restauration mit Approximalkontakt und Okklusion (92).

6.1.4 Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung

Der Erfolg adhäsiver Keramikrestaurationen ist abhängig von dem Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, dem Befestigungssystem und der Keramik. Als Befestigungsmaterialien stehen dem Zahnarzt Komposite und Universalkompositzemente zur Verfügung. In der Literatur wird den Befestigungskompositen der Vorzug gegeben (35;35;81). *Lang et al.* (81) dokumentierten den Einfluss des Befestigungsmaterials auf den klinischen Erfolg vollkeramischer Restaurationen. Kompomere und kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente bieten keine befriedigende Alternative zur Adhäsivtechnik mit Komposit und absoluter Trockenlegung. Dies stellten auch *Federlin et al.* (35) in einer in vitro Studie fest. *Hickel et al.* (60) stellten in ihrer Untersuchung zu Randspaltbildung bei Adhäsivinlays fest, dass die Auswahl des Befestigungssystems den größten Einfluss auf die marginale Adaption hat, die Kavitäten in dieser Studie waren allseits schmelzbegrenzt. Zum gleichen Ergebnis kamen auch *Balkenhol et al.* (4), die für das Befestigungssystem Variolink II/Syntac Classic eine höhere marginale Integrität erzielten, als für Vergleichssysteme. In der vorliegenden Studie wurde das dualhärtende, selbstätzende Befestigungskomposit RelyX Unicem verwendet. Durch den adhäsiven Verbund wurde von einer Stabilisierung des stark geschwächten nichttragenden Höckers ausgegangen (57;79;91;119).

Gegenwärtig wird bei der Anfertigung von vollkeramischen Teilkronen der Feldspatkeramik aufgrund der hervorragenden Ästhetik und der klinischen Erfahrung der Vorzug gegeben (32;36;112). In dieser Studie wurden industriell vorgefertigte Preforms (Vita Mark II Feldspatkeramik) verwendet, da diese aufgrund der Perfektionierung des Sintervorgangs

einen hohen Grad an Homogenität und verbesserte mechanische Eigenschaften (Bruchzähigkeit, Festigkeit) besitzen (54;66;83;89;115).

6.1.5 Thermomechanische Wechselbelastung

Um in vitro das Mundhöhlenmilieu zu simulieren, werden bei Randspaltuntersuchungen und Haftprüfungen die Restaurationen in extrahierten Zähnen zyklischen Temperaturwechselbelastungen und mechanischen Belastungen ausgesetzt. Die in dieser Untersuchung simulierte Kaubelastung erfolgte durch mechanische, punktuelle Druckbelastung bei 72,5 N, sowie Temperaturwechsel zwischen 5°C und 55°C. Diese Vorgehensweise korreliert mit anderen Studien (33;35;72;73).

Ein in vitro Test stellt immer eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation dar. Eine Testapparatur, die alle relevanten, auf eine Restauration in der Mundhöhle auftretenden Einflüsse simuliert und sinnvoll kombiniert, ist dabei unerlässlich. Die Resultate werden umso aussagekräftiger, je näher die einzelnen simulierten Parameter an die klinische Wirklichkeit herankommen (71). Verwendet wurde ein Kausimulator, der in der Biologie-Werkstatt der Universität Regensburg nach den von *Krejci et al.* (71) beschriebenen Vorbild eigens konstruiert worden ist. Die thermische/mechanische Wechselbelastung wurde bereits 1990 von *Reich et al.* (105) in Kombination mit einer rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse und einer Farbpenetrationsuntersuchung für eine geeignete Prüfung von adhäsiven Füllungssystemen befunden, da bei in vivo Untersuchungen an zahnfarbenen Inlays ähnliche Randqualitäten beobachtet worden sind, wie bei in vitro Untersuchungen mit dieser Versuchsanordnung.

6.2 Farbpenetration

Eine Möglichkeit der Prüfung der marginalen Integrität stellt die Farbpenetration dar. Hierbei wird mit Hilfe der Diffusion von Lösungen entlang der Grenzflächen zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz die marginale Integrität (Randdichtigkeit) untersucht (3;39;105). Sie kann entweder durch Zuteilung von Penetrationsgraden oder durch direktes Vermessen der absoluten Penetrationsstrecken entlang der zu untersuchenden Grenzfläche zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz erfolgen (25). In der vorliegenden Untersuchung wurde die Farbpenetration einer 0,5%igen basischen Fuchsinlösung gemessen. Fuchsin hat sich aufgrund seiner einfachen Handhabung und seines guten Penetrationsvermögens bewährt (105). Von Nachteil ist allerdings die hohe Wasserlöslichkeit und die geringe Farbstabilität. Aus diesem Grund wurden die Zähne, nachdem sie 16 Stunden im Penetrationsmedium

eingelegt waren, unverzüglich mit einem wassergekühlten Sägemikrotom gesägt und ohne Zeitverzögerung fotografiert und die Abbildungen digital gespeichert.

6.3 Rissbeurteilung

Die Rissbeurteilung von Zähnen stellt sich als schwierig heraus, denn Methoden zur Darstellung von Schmelzrissen werden in der Literatur selten beschrieben. Drei mögliche Verfahren beschreiben *Zachrisson et al.* (134). Neben der von ihnen bevorzugten Methode, bei der die Zähne mittels FOTI (Foto-optische Transillumination) ausgeleuchtet werden, besteht die Möglichkeit, Schmelzrisse durch das Auftragen von Farbstoffen wie Methylenblau kenntlich zu machen. *Lutz et al.* (87) stellen in ihrer Studie vorhandene Risse mit einem fluoreszierenden Penetrieröl (Zyglo-Eindringmittel ZL-30A-Penetrant) dar. Diese Substanz dringt aufgrund ihrer niedrigen Oberflächenspannung und hohen Kriechfähigkeit durch die Kapillarwirkung in vorhandene Risse und poröse Stellen ein, so dass Schmelzrisse durch UV-Licht sichtbar gemacht und fotografiert werden können. *Clark et al.* (20) stellt zur Rissdarstellung die Möglichkeiten durch Vergrößerung, Methylenblau, Kariesdetektor, Transillumination und Trocknung der Zähne dar. Weiterhin weist er auf die Debris-Retention bei Rissen $>200\mu\text{m}$ hin. *Deweale et al.* (24) dokumentieren cervikale Risse unter dem Lichtmikroskop.

In der vorliegenden Studie erfolgte die Rissbeurteilung nach derselben Methodik wie in vorausgegangenen in-vitro Studien von *Krifka et al.* (73;74). Unter Ausleuchtung des Zahnes wurden die Risse unter dem Mikroskop bei zwölfacher Vergrößerung gezählt. Der Vorgang der Rissbeurteilung erforderte durch leichte Kippung und Rotation unter dem Mikroskop ein gewisses Spiel mit Licht und Schatten, damit alle Risse sichtbar wurden. In einer Tabelle wurde mit Hilfe einer kleinen Skizze die Rissanzahl, -Größe und -Lokalisation festgehalten. Diese Dokumentation der Risse wurde zur besseren Reproduzierbarkeit und um Abweichungen zwischen zwei Beobachtern auszuschließen, sowohl in dieser, als auch in einer parallel durchgeführten Studie mit gleicher Fragestellung für Inlays von derselben Person durchgeführt. Im Vorfeld wurde die Reproduzierbarkeit der Rissbeurteilung überprüft.

Die Präparation übt einen großen Einfluss auf die Rissanzahl im Schmelz aus (73). Zum einen ist die Größe der Kavität im approximalen Bereich schwer abzuschätzen und somit nicht ohne weiteres festzulegen, bis wohin die Risse dokumentiert werden müssen. Zum anderen kann nicht beurteilt werden, ob bereits vorhandene Risse, die vor der Präparation nicht erkannt wurden, nach der Präparation, durch eine andere Ausleuchtung des Zahnes, sichtbar werden. *Xu et al.* (133) konnte nachweisen, dass während der Präparation

Mikrorisse im Schmelz entstehen, die jedoch beim Finieren wieder entfernt werden. Deshalb wurde auf eine Rissbeurteilung zum Zeitpunkt nach Präparation verzichtet und der Zeitpunkt „vor TCML“ gewählt.

Ausgehend von der Schmelz-Zement-Grenze besitzt jeder Zahn viele kleine Risse bzw. Sprünge in der Größe von weniger als 1,0mm Länge, wie es *Lutz et al.* (87) beschreiben. Diese wurden aus der Dokumentation ausgeschlossen.

6.4 Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker auf die marginale Adaptation

6.4.1 Einfluss der Präparation

In vitro Studien von *Federlin et al.* konnten zeigen, dass die Präparationsform einer Teilkrone keinen Einfluss auf die marginale Integrität ausübt (33;35). *Van Dijken et al.* untersuchten den Einfluss der Präparation in Bezug auf die Randqualität im Rahmen der Restauration großer schmelz- und dentinbegrenzter Defekte mit vollkeramischen Teilkronen. Dabei konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Präparationsformen festgestellt werden (129;131). In der Literatur sind kaum Hinweise zu finden, inwieweit die verbliebene Restzahnhartsubstanz reduziert werden kann (Inlay-Präparation) und ab welcher Zahnhartsubstanzstärke der verbliebenen Kavität wand diese im Sinne einer Teilkronenpräparation reduziert bzw. überkuppelt werden soll. Ziel der Adhäsivtechnik ist ein kraftschlüssiger Verbund zwischen Vollkeramik und Zahnhartsubstanz, der eine dauerhafte Stabilisierung des Zahnes bewirkt (35;73;79;81). Richtlinien, wann für vollkeramische Restaurationen eine „kritische Kavitätengröße“ erreicht ist, die anstelle einer Inlay- eine Teilkronenpräparation notwendig machen, existieren nicht (33).

Mehl et al. untersuchte Präparationen für Inlayrestorationen mit stark reduzierter Restwandstärke von 1,3 und 2,4 mm (91). Bereits Höckerstärken von 2,4mm mit approximaler Dentinbegrenzung bezeichnete er als Extremsituation der adhäsiven Höckerstabilisierung (91). In einer Studie von *Krifka et al.* (73) wurde an Zähnen mit unterschiedlichen Resthöckerstärken mittels Farbpenetration die marginale Integrität gemessen. Dabei wurden Cerec-Inlays und –Teilkronen adhäsiv in Kavitäten mit reduziertem vestibulärem, nichttragenden Höcker der Restwandstärke 1,0mm und 2,0mm befestigt. Hierbei ergaben sich bei der Auswertung der Farbpenetration nach thermomechanischer Wechselbelastung keine statistisch signifikanten Unterschiede. Tendenziell zeigte sich

jedoch durch eine zunehmende Ausdünnung des vestibulären, nichttragenden Höckers (1,0 mm) eine erhöhte Farbpenetration im Dentin. Dies bestätigt die Ergebnisse von *Mehl et al.* (90), die bei Keramik-Inlays mit einer Restzahnhartsubstanzstärke von 1,3 mm hohe Farbpenetrationswerte im Dentin feststellten und daher weitere Abklärung forderten. Die Frage nach Verbesserung der marginalen Adaptation durch veränderte Kavitätengeometrie behandelt eine Studie von *Krifka et al.* (74). Nach Präparation für Cerec-Inlays und –Teilkronen und dem adhäsiven Befestigung mit anschließender thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich in den zwei Gruppen Unterschiede zwischen ungekuppeltem, nichttragendem Höcker und gekuppeltem, nichttragendem Höcker der Restwandstärke 1,0 mm. Die Farbpenetrationswerte waren durch die Überkupplung statistisch signifikant geringer. Die vorliegende Studie diente der Untersuchung, ob bei einem stark ausgedünnten Resthöcker von 1,0 mm eine zusätzliche horizontale Reduktion die marginale Adaptation verbessern kann. Betrachtet man die Ergebnisse dieser in vitro Studie, zeigt sich, dass die Präparationsform des vestibulären, nichttragenden Höckers unabhängig von den Parametern Grenze und Ort einen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Randadaptation hat. Hierbei liegt die Farbpenetration am ungekuppelten Höcker unter den Werten, die am gekuppelten Höcker gemessen wurden. Dies zeigt sich sowohl bei der Zusammenfassung der Daten für die einzelnen Parameter, als auch mittels der Überprüfung der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen.

6.4.2 Einfluss der Grenze

Das Randspaltverhalten von Keramikinlays und -teilkronen wurde - im Folgenden besprochen - bereits in verschiedenen Studien untersucht. So ergab eine Studie von *Thonemann et al.* (126) eine höhere Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei Keramikinlays. Gegenläufige Ergebnisse lieferten Studien von *Krifka et al.* (73;74) an Keramikinlays und –teilkronen, mit geringen Farbpenetrationswerten an keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten und hohen Werten an der Grenze Dentin/Befestigungszement. Dies wurde bereits von mehreren Autoren beschrieben (34;35;73;90;91). In der vorliegenden Arbeit zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Grenzen Keramik/Befestigungssystem zu Schmelz/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem zu Dentin/Befestigungssystem. Die Farbpenetrationsmessung an der Grenze Keramik/Befestigungssystem wies hier die geringsten Werte auf. Dies zeigt sich sowohl bei der Zusammenfassung der Daten für die einzelnen Parameter, als auch mittels der Überprüfung der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen. Zur Verbesserung der Adhäsion zwischen Befestigungskomposit und Schmelz bei der Ver-

wendung von RelyX Unicem wird in der Literatur (23;62) eine separate Anätzung von Schmelzbereichen empfohlen. Tatsächlich fand sich jedoch in weiteren in vivo Studien zu diesem Thema keine statistisch signifikante Verbesserung des adhäsiven Verbundes durch vorheriges selektives Anätzen von Schmelz (97;114). Bei etch-and-rinse Adhäsivesystemen gestaltet sich die Haftung am Dentin aufgrund des durch den hohen Wassergehalt (ca. 10%) bedingten hydrophilen Charakters und der bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins entstehenden Schmierschicht (smear layer) schwierig (48;58;59;127). Zu diesem Zweck wurden die Dentinadhäsive entwickelt, die einen Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin einerseits und dem hydrophoben Kunststoff andererseits vermitteln sollen (11;127). Selbstadhäsive Befestigungscomposites wie RelyX Unicem stellen einen Verbund zum Dentin über die entstandene Schmierschicht her, wobei sowohl über mikromechanische Verankerung sowie chemische Interaktion zwischen sauren Monomeren und Hydroxylapatit eine verbesserte Haftung erzielt werden soll (23).

6.4.3 Einfluss des Ortes

Bei Belastung präparierter Zähne kann es mit zunehmender Breite und Tiefe der Kavität zur Aufbiegung aufgrund der Keilwirkung der Restauration kommen (79;80;82). Durch Einbeziehung eines tragenden Höckers in die Präparation kann die Verbiegungsgefahr vermindert werden. Hierbei wird die Kaukraft die auf der Restauration auftritt im Sinne einer Druckbelastung weitergeleitet und somit die Verbiegungsgefahr gemindert (36;79). In der vorliegenden Untersuchung besteht beim Vergleich der drei Orte vestibulär, oral und approximal ein statistisch signifikanter Unterschied. Dies zeigt sich auch bei Überprüfung mittels der Error – Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen. Durch die horizontale Reduktion des vestibulären, nichttragenden Höckers kam es nicht wie erwartet zu einer statistisch signifikanten Verminderung der Farbpenetration, sondern zu einer Erhöhung. Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen, die in einer ähnlichen Studie von *Krifka et al.* (73) erzielt wurden. Ergebnisse einer weiteren Studie von *Krifka et al.* (74) zeigten ebenfalls gegenläufige Ergebnisse, hier waren die Farbpenetrationsmessungen nach Überkuppung des nichttragenden Höckers deutlich geringer als vor der horizontalen Reduktion. Insgesamt konnten in der vorliegenden Studie bei der Betrachtung des Ortes vestibulär unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze statistisch signifikant geringere Farbpenetrationswerte als oral festgestellt werden.

Es konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B festgestellt werden, mit erhöhten Werten bei Präparation B, eine Überkuppung führte nicht zur

gewünschten Verbesserung der marginalen Adaption und kann somit bei der Anwendung von RelyX Unicem nicht empfohlen werden. Die Grenze Keramik/Befestigungssystem zeigt die niedrigsten, die Grenze Schmelz/Befestigungssystem die höchsten Farbpenetrationswerte. Dies bestätigt sich auch in einer zu dieser Studie parallel durchgeführten Untersuchungsreihe zu vollkeramischen Inlays. der Lokation ist festzuhalten, dass die Farbpenetration oral generell höher liegt als vestibulär.

6.5 Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker auf die Rissbildung

6.5.1 Einfluss der Zeit

In dieser Studie soll der Frage nachgegangen werden, ob bei einer extrem geringen Restzahndicke von 1,0mm die zusätzliche horizontale Einkürzung des Höckers der Rissbildung oder Frakturgefahr der Zahnhartsubstanz im Schmelz entgegenwirken kann. Bei der Rissdokumentation konnte in Übereinstimmung mit *Lutz et al.* (87) sowie *Krifka et al.* (74) festgestellt werden, dass kein Zahn ohne Riss existiert. Bei den von *Lutz et al.* untersuchten Zähnen traten sowohl vertikale als auch horizontale Risse unterschiedlicher Größe auf, wobei die vertikalen Schmelzsprünge dominierten (87;134). In der vorliegenden Studie kam es beim Vergleich der Anzahl an Rissen „vor TCML“ mit der Anzahl an Rissen zum Zeitpunkt „vor Präparation“ bei den Prüfkörpern zu einer Zu- und Abnahme der Risse im Schmelz. Die Kavitätenpräparation im Sinne einer Teilkrone führte zum Abtrag vestibulärer und oraler Zahnhartsubstanz und somit auch zum Entfernen vorher gezählter Risse. Mikrorisse, die während der Präparation im Schmelz entstehen, können laut einer Studie von *Xu et al.* (133) beim sorgfältigen Finieren wieder entfernt werden. Die Zunahme der Risse im oben genannten Zeitraum könnte einerseits ihre Ursache in der Präparation haben. Eine weitere Ursache könnte die adhäsive Befestigung der Restauration am Zahn darstellen. Dass die adhäsive Befestigung am Zahn eine Erhöhung der Anzahl an Rissen im Schmelz mit sich zieht, zeigt eine in vitro Studie von *Krifka et al.* (73). Verschiedene Autoren erklären hier die Polymerisationsschrumpfung als hauptverantwortlich für die Rissbildung im Schmelz (77;88).

Auswertungen an den restaurierten Zähnen zeigten nach thermomechanischer Belastung eine signifikant höhere Anzahl an Schmelzrissen verglichen mit dem Zeitpunkt vor TCML. Dies spiegelt sowohl die Zusammenfassung der Daten für die einzelnen Parameter als auch die Überprüfung mittels der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen wieder. Das Ergebnis dieser Studie steht im Einklang mit den Ergebnissen von *Krifka et al.*

(73;74). Die Entstehung von Schmelzrisen durch die thermomechanische Wechselbelastung, d.h. durch plötzliche und wiederholte Temperaturschwankungen, ist in der Literatur häufig belegt (16;84;85).

6.5.2 Einfluss der Präparation

Bei der Präparation ausgedehnter mod – Kavitäten führt der Verlust an Zahnhartsubstanz zu einer Reduktion der Biegefestigkeit und Biegesteifigkeit der verbleibenden Höcker und somit zu einer erhöhten Frakturgefahr (52). Die Adhäsivtechnik in Kombination mit vollkeramischen Restaurationen (Inlays oder Teilkronen) bietet sich zur Stabilisierung der restlichen Zahnhartsubstanz an. Ein kraftschlüssiger Verbund zwischen Zahn und Restauration kann eine Höckerstabilisierung herbeiführen (57;73;74;80;119). Ein weiterer Vorteil der Versorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays und –teilkronen ist neben der hervorragenden Ästhetik das schonendere Vorgehen beim Beschleifen des Zahnes im Vergleich zu konventionellen Methoden, wie z. B. Kronen (49;79-81;90;91). Diese Studie sollte analog den in vitro Untersuchungen von *Krifka et al.* (74) der Frage nachgehen, inwieweit die Wand des vestibulären, nichttragenden Höckers reduziert werden kann (Inlay - Präparation) und ab welcher Restwandstärke der Kavität dieser in die Präparation einbezogen werden sollte (Teilkronenpräparation), um Rissbildungen, die zu Frakturen führen können, zu vermeiden. Experimentelle Ergebnisse von *Krifka et al.* (73) für vollkeramische Inlays und Teilkronen geben Hinweise darauf, dass die verbliebene Kavitätenwand eine Dicke von mindestens 2,0 mm haben sollte, da es ansonsten trotz Adhäsivtechnik vermehrt zu Schmelzrisen oder sogar Frakturen der Zahnhartsubstanz kommen kann. Eine Mindestschichtstärke der Kavitätenwand von 2,4 mm fordern *Mehl et al.* (91) bei vorhandener Dentinbegrenzung im approximalen Bereich. Eine Studie von *Fonseca et al.* (42) zeigte keine statistisch signifikant höhere Frakturrate der Zahnhartsubstanz bei schmaler und breiter Isthmusbreite der Kavität und bei zusätzlicher Überkuppelung von ein oder mehreren Höckern.

Durch adhäsive Befestigung können auftretende Kräfte auf die gesamte verbliebenen Zahnhartsubstanz verteilt werden und dadurch den Zahn stabilisieren und festigen (90;91). Bei sehr geringer Restzahndicke im Bereich von 1,0mm wird hierbei ein ungekuppelter Höcker stärker belastet als ein gekuppelter Höcker. Das Maß der Verformung wird von der verbliebenen Zahnhartsubstanz bestimmt, wie es *Lang et al.* (80) in einer Studie beweisen konnte. Bei „kritischen“ Kavitätengrößen empfehlen *Lang et al.* (80) deshalb, den nichttragenden Höcker im Sinne einer Teilkronenpräparation horizontal einzukürzen, dies bestätigte sich auch in einer Studie von *Krifka et al.* (74), in denen bei Teilkronen- und

Inlaypräparationen unter Verwendung eines etch-and-rinse Adhäsivsystems (Variolink II) an den betreffenden Zähnen statistisch signifikant weniger Risse an überkuppelten Höckern im Vergleich zu ungekuppelten Resthöckern festgestellt werden konnten. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten diese Empfehlung nicht bestätigen. Statistisch signifikante Unterschiede in der Risszahl im Schmelz in Abhängigkeit von der Präparationsform konnten nicht festgestellt werden. Auch die Überprüfung mittels der Error-Rates Methode ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede. Auf eine Überkuppelung im Sinne einer Teilkronenpräparation bei ausgedünnten Resthöckern sollte trotz dieser Ergebnisse nicht verzichtet werden. Zahlreiche Studien bestätigen diese Haltung, die eine zusätzliche Stabilisierung der Keramik durch erhöhte Schichtstärke begünstigt und ein Abplatzen von Schmelzscherben verhindert (73;74).

6.5.3 Einfluss des Ortes

Vergleicht man die Ergebnisse der Risszählung am oralen, tragenden Höcker mit denen am vestibulären, nichttragenden Höcker, so zeigen sich zu keinem Zeitpunkt statistisch signifikanten Unterschiede. Dies gilt sowohl für die Präparation A mit ungekuppeltem, nichttragenden Höcker und Präparation B mit Überkuppelung des nichttragenden Höckers. Es bleibt zu beachten, dass bei der vorliegenden in-vitro Untersuchung die mechanische Belastung des Zahnes und der Restauration punktförmig war und dass die Belastungsrichtung stetig die gleiche war, so dass man dieses Ergebnis nicht mit der klinischen Situation vergleichen kann.

Ergebnisse einer Studie von *Krifka et al.* (74) ergaben hier eine statistisch signifikant geringere Anzahl von Schmelzrissen zu den Zeitpunkten „vor TCML“ und „nach TCML“. *Lutz et al.* konnten belegen, dass durch die Überkuppelung eines stark ausgedünnten, vestibulären Höckers das Maß der Verformung verringert und bei Druckbelastung die Verbiegungsgefahr vermindert wird (79;80).

Bei extrem geringer Restzahndicke sollte der vestibuläre, nichttragende Höcker horizontal eingekürzt werden, da es zu erhöhten Rissbildungen im Schmelz, zu Zahnfrakturen oder im schlimmsten Fall zum Verlust des Zahnes kommen kann. Trotz einer Zunahme der Rissanzahl der vestibulären und oralen Höckerwände sind in der vorliegenden Studie keine Frakturen des Zahnes oder Schmelzabplatzungen aufgetreten. Dennoch sollte bedacht werden, dass derartig geringe Restzahndicken, auch wenn sie überkuppelt werden, nur dann belassen werden können, wenn im Rahmen einer Chairside-Behandlung eine provisorische Versorgung der Kavität vermieden werden kann. Durch die Eingliederung eines Provisoriums

ist während der Tragedauer keine Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz gewährleistet und somit das Frakturrisiko stark erhöht.

7. Zusammenfassung

In der vorliegenden in vitro Untersuchung sollte der Frage nachgegangen werden, inwieweit die marginale Integrität und die Schmelzrissbildung bei ausgedehnten Kavitäten, die mit Keramikteilkronen versorgt wurden, durch unterschiedliche Präparationen nach thermomechanischer Wechselbelastung beeinflusst werden. Zwei unterschiedliche Präparationen wurden gewählt, wobei der vestibuläre Höcker auf 1,0mm Restzahndicke ausgedünnt wurde (Präparation A). Bei Präparation B wurde dieser zusätzlich um ca. 2,0mm horizontal reduziert. Die marginale Integrität wurde mittels Bestimmung der Farbpenetration entlang den Grenzflächen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem an den Orten vestibulär, oral und approximal ermittelt. Zudem wurde bei vestibulo-oraler Schnittrichtung zwischen innerem Schnittbereich (Kavitätenmitte) und äußerem Schnittbereich (approximaler Kasten) unterschieden. Die Rissbildung im Schmelz wurde sowohl unter dem Auflichtmikroskop bei 12-facher Vergrößerung, als auch mittels Videokamera bei 25-facher Vergrößerung von vestibulär und oral zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ untersucht und dokumentiert. Die marginale Integrität wurde mittels Farbpenetration an den Grenzen Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem und an den Orten vestibulär, oral und approximal ermittelt.

Bei Betrachtung der Farbpenetrationswerte konnte für den Parameter „Präparation“, unabhängig von den Parametern „Grenze“ und „Ort“ ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Präparationen (Präparation A (25,7%) und B (41,8%)) bezüglich der marginalen Randadaptation festgestellt werden. Die reduzierte Restwandstärke mit horizontaler Reduktion (Präparation B) zeigt statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte als die Präparation A. Bei Betrachtung der Farbpenetration approximal an der Grenze Dentin/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem findet man für die Präparation B statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte. An der Grenze Keramik/Befestigungssystem konnte vestibulär und oral ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Hierbei lässt sich bei der Präparation A sowohl oral als auch vestibulär eine höhere Farbpenetration als bei der Präparation B ausmachen. Oral kann an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem ein statistisch signifikanter Unterschied konstatiert werden. Präparation B zeigt höhere Werte für die Farbpenetration als Präparation A.

Im Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem beträgt die Farbpenetration an keramikbegrenzten

Restaurationsgrenzen 16,1%, an schmelzbegrenzten Restaurationsgrenzen 60,3% und an dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten 40,0%. Es bestehen statistisch signifikante Unterschiede. So kann ein statistisch signifikant höherer Wert für die Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem zur Grenze Keramik/Befestigungssystem festgestellt werden.

Die Ergebnisse für die Orte (vestibulär, oral, approximal) ergeben unabhängig von Präparation und Grenze Farbpenetrationswerte von 26,0% vestibulär, 46,8% oral und 33,6% approximal. An den Orten oral und approximal ist die Farbpenetration statistisch signifikant höher als vestibulär.

In Bezug auf Risse im Schmelz konnte bei der Zusammenfassung der Daten für den Parameter „Zeit“ ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den drei Zeitpunkten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ ermittelt werden. Die Rissanzahl ist vor Präparation statistisch signifikant niedriger als vor TCML und zur Zeit vor TCML niedriger als nach TCML. Zwischen den beiden Präparationen (A und B) kann zum Zeitpunkt vor TCML und nach TCML kein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden.

Bei Präparation A zeigen die Ergebnisse statistisch signifikante Unterschiede auf der oralen Kavitätenseite. Hier liegen die Risszahlen vor Präparation und vor TCML statistisch signifikant unter denen nach TCML, die Anzahl der Schmelzrisse vor TCML ist statistisch signifikant höher als vor Präparation. Statistisch signifikante Unterschiede bei Präparation B ergeben sich im Vergleich der Zeitpunkte vor TCML und nach TCML, mit erhöhten Risszahlen zum Zeitpunkt nach TCML sowohl auf oraler als auch vestibulärer Seite.

Fasst man die beiden Präparationsformen zusammen, finden sich zum Zeitpunkt nach TCML oral statistisch signifikant weniger Schmelzrisse als vestibulär. Die in dieser Studie aufgetretenen Schmelzrisse haben in der Folge nicht zu einer Fraktur der Zahnhartsubstanz geführt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten die Arbeitshypothese, dass eine Überkuppelung von ausgedünnten Resthöckern maßgeblich ist für eine Verbesserung der marginalen Adaptation und eine Reduktion von Rissen im Schmelz, nicht bestätigen. Auch eine erwartete Verbesserung der Dentinadhäsion bei Verwendung eines selbstadhäsiven Befestigungskomposites konnte nicht bestätigt werden.

Die – gegenüber den erwarteten Werten - erhöhten Farbpenetrationswerte im Dentin können möglicherweise wie folgt erklärt werden:

Im Rahmen der in-vitro Versuchsdurchführung kann es unbeabsichtigt zu einer erhöhten Austrocknung des Dentins im Rahmen der Vorbereitung zur adhäsiven Befestigung gekommen sein. RelyX Unicem erfordert jedoch eine gewisse Restfeuchtigkeit des Dentins. Obwohl auch in früheren Untersuchungen konsequent Chloramin zur Lagerung der extrahierten Zähne verwendet wurde, welches nach dem Sockeln der Zähne durch physiologische Kochsalzlösung ausgetauscht wurde, könnte es gegebenenfalls durch das Lagerungsmedium zu Beeinträchtigungen der Dentinhaftung gekommen sein. Eine fortgeschrittenen Sklerosierung der Zahnhartsubstanzen (Substrat: extrahierte 3. Molaren) könnte ebenfalls dafür in Betracht kommen, dass die Adaptation zum Dentin schlechter ist als erwartet, während die Adaptation zum Schmelz die erwarteten erhöhten Farbpenetrationswerte aufweist, da der Schmelz nicht separat angeätzt wurde.

Eine Erhöhung der Risszahl durch Überkuppelung am nichttragenden, ausgedünnten Höcker (Präparationsform A) im Vergleich der Zeiten vor Präparation/vor TCML stellt möglicherweise eine Begründung für erhöhte Farbpenetrationswerte im Vergleich zu Präparationsform B dar. Eine präparationsinduzierte Schädigung der ausgedünnten Schmelzlamelle und eine Vermehrung von Infrakturen mit Beeinträchtigung der Verbundstruktur von Schmelzkristalliten können eine erhöhte Farbpenetration am gekuppelten Höcker zur Folge haben.

8. Anhang

8.1 Materialliste

- M1 Chloramin 0,5%, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M2 Stangenguttapercha, Fa. Vivadent, D-Ellwangen
- M3 Pattern Resin, GC Corporation, Tokyo, Japan
- M4 TCML-Maschine, Technische Werkstatt der Universität Regensburg
- M5 Kochsalzlösung 0,9%, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M6 Präparationsdiamanten, Nr. 011, Fa. Intensiv, I-Legnano
- M7 Rotes Winkelstück, Fa. W&H, A-Bürmoos
- M8 ds-Tasterzirkel, Nr. 628750, Fa. Demedis, D-Passau
- M9 Vitablocs Mark II Keramik, LOT7522, LOT7689, LOT7696, LOT7791, LOT7816, LOT7962, LOT18980, LOT19530, LOT22440, Fa. Vita, D-Bad Söcking
- M10 Cerec 3, Fa. Sirona, D-Bensheim
- M11 Cerec Dentaco scan spray, Fa. Dentaco, D-Bad Homburg, LOT 5/15006
- M12 Fitchecker, GC Corporation, Tokyo, Japan, LOT 0512061
- M13 Vita Ceramics Etch, Fa. Vita, D-Bad Söcking, LOT 20891
- M14 Monobond S, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan, LOT 615672
- M15 Applicator Tips, Fa. Dentsply DeTrey GmbH, CH-Konstanz
- M16 RelyX Unicem- Universal Aplicap, Fa. 3M Espe, D-Seefeld
LOT269368, LOT251202, LOT274219
- M17 Heidemannspatel, Nr. DE 408 R, Fa. Aesculap
- M18 ds-Kugelstopfer, Nr.: 6304158, Fa. Demedis, D-Passau

- M19 Polymerisationslampe Spectrum Curing Light, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan
- M20 Wärmeschrank Typ U10, F-Nr. 832212, Fa. Memmerl
- M21 Feinkorndiamantfinierer, Nr. 234528/016, Fa. Komet, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, D-Lemgo
- M22 Sof Lex, Fa. 3M Medica, D-Borken
- M23 Lupenbrille, Fa. Zeiss, D-Oberkochen
- M24 Kuhhornsonde, Fa. Hu-Friedy, USA-Chicago
- M25 Impregum, Fa. 3M Espe, D-Seefeld
- M26 Araldit, Fa. Martin GmbH, D-Solingen
- M27 Nagellack, Fa. Chicogo GmbH, D-Düsseldorf
- M28 Fuchsinlösung, 0,5 %-ig basisch
- M29 Innenlochsäge (Sägemikrotom) 1600, Fa. Leitz, D-Wetzlar
- M30 Paladur, Fa. Heraeus-Kulzer GmbH & Co KG, D-Wehrheim
- M31 Petrischalen, Fa. Merk D-Darmstadt
- M32 3-CCD-Videokamera, JVC: Victor Company of Japan. Limited
- M33 Optimas 6.1, Fa. Bioscan, Washington, USA
- M34 Auflichtmikroskop, Makroskop M420, Fa. Wild, D-Heerbrugg
- M35 SPSS/PC+ Programm Version 15.0, Fa. SPSS/Inc., Chicago, USA

8.2 Tabellarischer Anhang

8.2.1 Farbpenetration

8.2.1.1 Ergebnistabellen

Prinzip Median	25%	Med	75%
Präparation A	0,0	4,4	22,9
Präparation B	2,8	14,4	34,4

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Präparation A	8,0	25,7	56,7
Präparation B	26,6	41,8	99,0

Tabelle 5: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B; unabhängig von den Parametern Grenze und Ort (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median	Vestibulär			Oral			Approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	0,0	0,0	20,0	0,0	1,8	30,1	0,0	8,5	14,8
Präparation B	5,2	13,4	26,8	0,0	20,3	96,1	0,0	12,9	27,5

Prinzip Maximum	Vestibulär			Oral			Approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	6,3	14,7	65,5	8,4	42,5	58,3	9,1	26,8	46,3
Präparation B	15,9	32,4	50,0	27,2	97,6	100,0	30,1	51,1	99,0

Tabelle 6: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von der Grenze.

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	38,2
	Schmelz	11,9	19,7	42,5	20,3	28,2	36,5	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	7,0	10,0	14,8
Präparation B	Keramik	3,9	5,3	8,3	0,0	0,0	8,1	0,0	0,0	0,6
	Schmelz	18,4	26,1	38,0	56,4	95,4	98,4	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,1	7,2	12,3	0,9	8,5	19,6	4,3	14,2	80,7
	Schmelz	24,4	61,6	99,4	45,2	58,1	85,8	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	24,8	30,8	46,3
Präparation B	Keramik	10,4	16,0	29,9	13,0	27,6	82,7	20,7	34,1	97,1
	Schmelz	33,9	47,0	59,6	96,7	100,0	100,0	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 7a: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal und an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich).

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	38,2
	Schmelz	17,7	78,0	99,3	29,3	41,8	79,5	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	7,0	10,9	14,8
Präparation B	Keramik	1,7	2,6	6,2	0,0	11,4	47,6	0,0	0,0	0,6
	Schmelz	11,6	16,3	22,9	17,7	46,5	78,4	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,0	2,4	14,1	0,0	0,0	0,1	4,3	14,2	80,7
	Schmelz	24,7	86,6	99,6	40,8	61,6	99,0	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	24,8	30,8	46,3
Präparation B	Keramik	3,7	4,3	7,8	0,0	11,4	47,6	20,7	34,1	97,1
	Schmelz	13,7	19,2	36,1	24,0	99,8	100,6	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 7b: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal und an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich b (approximaler Kasten).

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	38,2
	Schmelz	11,9	19,7	42,5	20,3	28,2	36,5	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	7,0	10,9	14,8
Präparation B	Keramik	5,2	6,4	9,6	0,0	0,0	7,6	0,0	0,0	0,6
	Schmelz	23,3	32,3	41,6	56,4	95,4	95,9	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,1	5,1	9,4	0,9	8,5	19,6	4,3	14,2	80,7
	Schmelz	21,4	52,7	68,2	41,4	46,9	61,3	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	24,8	30,8	46,3
Präparation B	Keramik	10,4	16,0	17,5	3,8	24,9	31,3	20,7	34,1	97,1
	Schmelz	32,4	43,9	59,6	89,9	99,9	100,0	/	/	/
	Dentin	/	/	/	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 7c: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal und an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich c (Kavitätenmitte).

Prinzip Median	25%	Med	75%
Keramik	0,0	0,0	4,2
Schmelz	18,4	31,3	52,1
Dentin	10,3	14,6	31,7

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Keramik	6,6	16,1	32,3
Schmelz	41,4	60,3	99,5
Dentin	27,5	40,0	99,4

Tabelle 8: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/ Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von den Parametern Präparation und Ort.

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	0,0	0,0	0,0	0,0	3,5	8,1
Schmelz	16,3	23,4	37,5	22,1	40,7	96,1
Dentin	7,0	10,9	14,8	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	3,2	8,5	20,3	14,3	26,9	50,2
Schmelz	41,4	58,1	96,2	40,9	71,3	100,0
Dentin	24,8	30,8	46,3	37,3	95,9	100,0

Tabelle 9: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig vom Ort.

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	38,2
	Präparation B	3,9	5,3	8,3	0,0	0,0	8,1	0,0	0,0	0,6
Schmelz	Präparation A	13,1	19,1	43,2	20,3	29,2	36,1	/	/	/
	Präparation B	18,4	26,1	38,0	56,4	95,4	98,4	/	/	/
Dentin	Präparation A	/	/	/	/	/	/	7,0	10,9	14,8
	Präparation B	/	/	/	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,1	7,2	12,3	0,9	8,5	19,6	4,3	14,2	80,7
	Präparation B	10,4	16,0	29,9	13,0	27,6	82,7	20,7	34,1	97,1
Schmelz	Präparation A	24,4	61,6	99,4	45,2	58,1	85,8	/	/	/
	Präparation B	33,9	47,0	59,6	96,7	100,0	100,0	/	/	/
Dentin	Präparation A	/	/	/	/	/	/	24,8	30,8	46,3
	Präparation B	/	/	/	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 10a: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich)

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	38,2
	Präparation B	1,7	2,6	6,2	0,0	8,8	22,8	0,0	0,0	0,6
Schmelz	Präparation A	17,7	78,0	99,3	29,3	41,8	79,5	/	/	/
	Präparation B	11,6	16,3	22,9	17,7	46,5	78,4	/	/	/
Dentin	Präparation A	/	/	/	/	/	/	7,0	10,9	14,8
	Präparation B	/	/	/	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,0	2,4	14,1	0,0	0,0	0,1	4,3	14,2	80,7
	Präparation B	3,7	4,3	7,8	0,0	11,4	47,6	20,7	34,1	97,1
Schmelz	Präparation A	24,7	86,6	99,6	40,8	61,6	99,0	/	/	/
	Präparation B	13,7	19,2	36,1	23,6	99,8	100,7	/	/	/
Dentin	Präparation A	/	/	/	/	/	/	24,8	30,8	46,3
	Präparation B	/	/	/	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 10b: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich b (approximaler Kasten).

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	38,2
	Präparation B	5,2	6,4	9,6	0,0	0,0	7,6	0,0	0,0	0,6
Schmelz	Präparation A	11,9	19,7	42,5	20,3	28,2	36,5	/	/	/
	Präparation B	23,3	32,3	41,6	56,4	95,4	98,9	/	/	/
Dentin	Präparation A	/	/	/	/	/	/	7,0	10,9	14,8
	Präparation B	/	/	/	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,1	5,1	9,4	0,9	8,5	19,6	4,3	14,2	80,7
	Präparation B	10,4	16,0	17,5	3,8	24,9	31,3	20,7	34,1	97,1
Schmelz	Präparation A	21,4	52,7	68,2	41,4	46,9	61,3	/	/	/
	Präparation B	32,4	43,9	59,6	89,9	99,9	100,0	/	/	/
Dentin	Präparation A	/	/	/	/	/	/	24,8	30,8	46,3
	Präparation B	/	/	/	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 10c: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich c (Kavitätenmitte).

Prinzip Median	25%	Med	75%
vestibulär	0,0	8,4	23,0
oral	0,0	11,9	37,5
approximal	0,0	10,0	22,5

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
vestibulär	9,3	26,0	51,8
oral	16,2	46,8	99,5
approximal	20,5	33,6	98,5

Tabelle 11: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Orte vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von den Parametern Präparationsform und Grenze.

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	0,0	0,0	20,0	5,2	13,4	26,8
oral	0,0	1,8	30,1	0,0	20,3	96,1
approximal	9,1	26,8	46,3	0,0	12,9	27,5

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	6,3	14,7	65,5	15,9	32,4	50,0
oral	8,4	42,5	58,3	27,2	97,6	100,0
approximal	9,1	26,8	46,3	30,1	51,1	99,0

Tabelle 12: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparationen A und B (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von der Grenze.

Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	A	0,0	0,0	0,0	13,1	19,1	43,2	/	/	/
	B	3,9	5,3	8,3	18,4	26,1	38,0	/	/	/
oral	A	0,0	0,0	0,0	20,3	29,2	36,1	/	/	/
	B	0,0	0,0	8,1	56,4	95,4	98,4	/	/	/
approximal	A	0,0	0,9	38,2	/	/	/	7,0	10,9	14,8
	B	0,0	0,0	0,6	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	A	0,1	7,2	12,3	24,4	61,6	99,4	/	/	/
	B	10,4	16,0	29,9	33,9	47,0	59,6	/	/	/
oral	A	0,9	8,5	19,6	45,2	58,1	85,8	/	/	/
	B	13,0	27,6	82,7	96,7	100,0	100,0	/	/	/
approximal	A	4,3	14,2	80,7	/	/	/	24,8	30,8	46,3
	B	20,7	34,1	97,1	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 13a: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparationen A und B (A, B) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich a (gesamter Schittbereich).

Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	A	0,0	0,0	0,0	17,7	78,0	99,3	/	/	/
	B	1,7	2,6	6,2	11,6	16,3	22,9	/	/	/
oral	A	0,0	0,0	0,0	29,3	41,2	79,5	/	/	/
	B	0,0	8,8	22,8	17,7	46,5	78,4	/	/	/
approximal	A	0,0	0,9	38,2	/	/	/	7,0	10,9	14,8
	B	0,0	0,0	0,6	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	A	0,0	2,4	14,1	24,7	86,6	99,6	/	/	/
	B	3,7	4,3	7,8	13,7	19,2	36,1	/	/	/
oral	A	0,0	0,0	0,1	40,8	61,6	99,0	/	/	/
	B	0,0	11,4	47,6	23,6	99,8	100,7	/	/	/
approximal	A	4,3	14,2	80,7	/	/	/	24,8	30,8	46,3
	B	20,7	34,1	97,1	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 13b: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparationen A und B an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich b (approximaler Kasten).

Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	A	0,0	0,0	0,0	11,9	19,7	42,5	/	/	/
	B	5,2	6,4	9,6	23,3	32,3	41,6	/	/	/
oral	A	0,0	0,0	0,0	20,3	28,2	36,5	/	/	/
	B	0,0	0,0	7,6	56,4	95,4	98,9	/	/	/
approximal	A	0,0	0,9	38,2	/	/	/	7,0	10,9	14,8
	B	0,0	0,0	0,6	/	/	/	14,6	21,4	38,4

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	A	0,1	5,1	9,4	21,4	52,7	68,2	/	/	/
	B	10,4	16,0	17,5	32,4	43,9	59,6	/	/	/
oral	A	0,9	8,5	19,6	41,4	46,9	61,3	/	/	/
	B	3,8	24,9	31,3	89,9	99,9	100,0	/	/	/
approximal	A	4,3	14,2	80,7	/	/	/	24,8	30,8	46,3
	B	20,7	34,1	97,1	/	/	/	37,3	95,9	100,0

Tabelle 13c: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparationen A und B an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich c (Kavitätenmitte).

8.2.1.2 Signifikanztabellen

In den folgenden Tabellen sind die Signifikanzwerte der einzelnen Parameter „Präparationsformen“, „Orte“ und „Grenzen“ gegeneinander dargestellt. Die durchgestrichenen Felder in den nachfolgenden Tabellen stehen für $p > 0,05$ – d.h. die Werte sind nicht signifikant. Leere Felder kennzeichnen nicht mögliche Signifikanzmessungen aufgrund fehlender Zusammenhänge der Messparameter.

- Präparationsformen gegeneinander

Ort	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
vestibulär	/			0,018		
oral	0,007			/		
approximal	0,024			/		
vestibulär	0,008	/		0,000	/	
oral	0,030	0,001	/		0,002	/
approximal	/		/		0,008	
vestibulär/oral/approximal	0,001			0,011		
vestibulär/oral/approximal	0,000	/		0,003	0,014	0,007

Tabelle 14a: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Präparationen in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem (Grenze 0), Schmelz/Befestigungssystem (Grenze 1) und Dentin/Befestigungssystem (Grenze 2), sowie den Orten approximal, vestibulär und oral; (Prinzip Maximum und Prinzip Median), Schnittbereich a (gesamter Schnittbereich).

Ort	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
vestibulär	/			0,018		
oral	0,007			/		
approximal	0,024			/		
vestibulär	/		0,007	0,000	0,018	/
oral	/		/		/	
approximal	/		/		0,007	
vestibulär/oral/approximal	/			/		
vestibulär/oral/approximal	0,000	/		0,003	0,014	/

Tabelle 14b: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Präparationen in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem (Grenze 0), Schmelz/Befestigungssystem (Grenze 1) und Dentin/Befestigungssystem (Grenze 2), sowie den Orten approximal, vestibulär und oral; (Prinzip Maximum und Prinzip Median), Schnittbereich b (approximaler Kasten).

Ort	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
vestibulär	0,018					
oral	0,007					
approximal	0,024					
vestibulär	0,002			0,000		
oral		0,002			0,001	
approximal						0,007
vestibulär/oral/approximal						
vestibulär/oral/approximal	0,000			0,003	0,014	

Tabelle 14c: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Präparationen in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem (Grenze 0), Schmelz/Befestigungssystem (Grenze 1) und Dentin/Befestigungssystem (Grenze 2), sowie den Orten approximal, vestibulär und oral; (Prinzip Maximum und Prinzip Median), Schnittbereich c (Kavitätenmitte).

- Grenzen gegeneinander

Keramik/ Schmelz	Prinzip Maximum				Prinzip Median				
	Präparation	approximal	Schnitt- bereich	vesti- bulär	oral	approximal	Schnitt- bereich	vesti- bulär	oral
A		a	0,002	0,005		a	0,003	0,003	
		b	0,028	0,028		b	0,028	0,028	
		c	0,002	0,006		c	0,003	0,003	
B		a	0,006	0,003		a	0,002	0,002	
		b	0,010	0,028		b	0,034	0,028	
		c	0,005	0,002		c	0,002	0,003	
A	0,000				0,000				
B	0,000				0,000				
A+B	0,000				0,000				

Keramik/ Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median			
	Präparation	approximal	vestibulär	oral	approximal	vestibulär	oral
A							
B		0,041			0,050		
A	0,000			0,000			
B	0,000			0,000			
A+B	0,000			0,000			

Schmelz/ Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median			
	Präparation	approximal	vestibulär	oral	approximal	vestibulär	oral
A							
B							
A				0,022			
B				0,030			
A+B				0,002			

Tabelle 15: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit von den Orten approximal, vestibulär und oral, sowie den Präparationsformen A und B; (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

- Anschnitte gegeneinander

Anschnitt b/ Anschnitt c		Prinzip Maximum		Prinzip Median	
Ort	Präparation	Keramik	Schmelz	Keramik	Schmelz
Vestibulär	A				0,046
	B	0,028	0,012		0,023
Oral	A	0,028			
	B				

Tabelle 17: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Schnittbereiche b (approximaler Kasten) und c (Kavitätenmitte) an den Orten vestibulär und oral in Abhängigkeit von den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik) und Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz), sowie den Präparationsformen A und B; (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

8.2.2 Rissbeurteilung

8.2.2.1 Ergebnistabellen

Präparation A Zahn	vor Präparation		vor TCML		nach TCML	
	Vestibulär	Oral	Vestibulär	Oral	Vestibulär	Oral
25	3	3	6	3	7	4
26	4	6	5	7	7	7
27	5	2	5	3	6	4
28	3	5	5	5	7	10
29	2	3	4	4	7	6
30	4	4	6	4	8	8
31	4	4	4	6	8	8
32	4	4	5	3	5	3
33	4	7	4	8	5	9
34	4	4	5	5	6	5
35	6	4	5	5	6	6
36	5	3	6	3	7	4
37	4	3	4	4	5	4
38	2	5	3	5	3	5
39	4	5	4	5	6	5
40	5	5	6	7	6	8
41	3	2	3	2	3	3
42	3	1	3	2	4	4
43	2	3	4	2	4	3
44	5	6	4	6	6	6
45	2	1	3	1	5	1
46	3	4	3	3	4	3
47	3	4	3	4	3	4
48	4	4	5	4	5	4

Tabelle 18: Auflistung der Schmelzrisse für Präparationsform A (1,0mm Restzahndicke) an den Orten vestibulär (nichttragender Höcker) und oral (tragender Höcker) zu den Zeiten vor Präparation, vor TCML und nach TCML.

Präparation B	vor Präparation		vor TCML		nach TCML	
	Vestibulär	Oral	Vestibulär	Oral	Vestibulär	Oral
1	1	1	3	5	6	7
2	5	3	4	1	9	3
3	2	3	2	4	9	8
4	2	1	3	2	7	3
5	1	1	4	2	5	3
6	3	3	6	3	7	3
7	6	3	5	3	9	6
8	4	5	4	6	5	7
9	2	2	4	5	4	7
10	3	4	3	3	8	6
11	1	3	7	7	9	10
12	3	4	8	7	10	9
49	3	4	4	4	4	5
50	3	4	5	4	6	5
51	3	4	4	5	4	6
52	4	4	4	4	4	5
53	3	4	3	3	4	3
54	3	0	4	4	4	4
19	1	2	3	2	6	2
20	1	1	6	6	8	10
21	1	1	9	3	11	4
22	1	3	5	2	8	3
23	3	4	3	3	5	4
24	2	5	5	3	6	6

Tabelle 19: Auflistung der Schmelzrisse für Präparationsform B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär (nichttragender Höcker) und oral (tragender Höcker) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*.

	Anzahl	vor TCML/vor Präparation				nach TCML/vor TCML			
		Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B	
		F	%	F	%	F	%	F	%
Vestibulär	-1	2	8,3	2	8,3				
	0	9	37,5	6	25,0	7	29,2	5	20,8
	1	8	33,3	4	16,7	9	37,5	6	25,0
	2	4	16,7	4	16,7	6	25,0	5	20,8
	3	1	4,2	3	12,5	1	4,2	3	12,5
	4			1	4,2	1	4,2	2	8,3
	5			2	8,3			2	8,3
	6			1	4,2				
	7							1	4,2
Oral	-2			2	8,3				
	-1	3	12,5	4	16,7				
	0	11	45,8	6	25,0	11	45,8	4	16,7
	1	8	33,3	5	20,8	8	33,3	10	41,6
	2	2	8,3	1	4,2	3	12,5	4	16,7
	3			2	8,3			4	16,7
	4			3	12,5	1	4,2	2	8,3
	5			1	4,2	1	4,2		

Tabelle 20: Änderung der Rissanzahl für Präparationsform A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär und oral, dargestellt als Anzahl Zähne pro Präparation (F) und prozentual (%), zu den Zeitpunkten *vor TCML* und *nach TCML* bezogen zum Zeitpunkt *vor Präparation* bzw. *vor TCML* (n=24 Stichproben bei Präparation A, n=24 Stichproben bei Präparation B).

	Vor Präparation			Vor TCML			Nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Alle Risse	2,0	3,0	4,0	3,0	4,0	5,0	4,0	6,0	7,0

Tabelle 21: Absolute Rissanzahl (Prinzip Maximum) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* für beide Präparationsformen (A und B) zusammengefasst (Median, 25% und 75% Perzentile).

	Vor Präparation			Vor TCML			Nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	3,00	4,00	4,75	3,00	4,00	5,00	4,00	5,00	7,00
Präparation B	1,00	3,00	4,00	3,00	4,00	5,00	4,00	6,00	8,00

Tabelle 22: Absolute Rissanzahl für Präparationsform A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* (Median, 25% und 75% Perzentile).

Präparation A	Vor Präparation			Vor TCML			Nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	3,00	4,00	4,00	3,25	4,00	5,00	4,25	6,00	7,00
Oral	3,00	4,00	5,00	3,00	4,00	5,00	4,00	4,50	7,00

Präparation B	Vor Präparation			Vor TCML			Nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	1,00	3,00	3,00	3,00	4,00	5,00	4,25	6,5	8,75
Oral	1,25	3,00	4,00	3,00	3,50	5,00	3,25	5,00	7,00

Tabelle 23: Absolute Rissanzahl für Präparationsform A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* an den Orten vestibulär und oral (Median, 25% und 75% Perzentile).

8.2.2.2 Signifikanztabellen

In den folgenden Tabellen sind die Signifikanzwerte der einzelnen Parameter „Präparationsformen“, „Orte“ und „Grenzen“ gegeneinander dargestellt. Die durchgestrichenen Felder in den nachfolgenden Tabellen stehen für $p > 0.05$ – d.h. die Werte sind nicht signifikant. Leere Felder kennzeichnen nicht mögliche Signifikanzmessungen aufgrund fehlender Zusammenhänge der Messparameter.

- Zeit

	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
alle Probenzähne	0,000	0,000	

Präparation A	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
Vestibulär			
Oral	0,001	0,016	0,016

Präparation B	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
Vestibulär	0,004		
Oral	0,003		

Tabelle 24: Statistischer Vergleich (Risse) zu den Zeiten „vor TCML/nach TCML“, „vor TCML/vor Präparation“ und „nach TCML/vor Präparation“ für die Orte vestibulär und oral, für die Präparationen A und B, sowie für beide Präparationen (A und B) zusammen.

- Präparation

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
Vestibulär	0,012		
Oral	0,08		
Vestibulär+Oral	0,003		

Tabelle 25: Statistischer Vergleich (Risse) zwischen den Präparationen A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den Zeiten vor Präparation, vor TCML und nach TCML für die Orte vestibulär und oral, sowie beide Orte zusammen (vestibulär+oral).

- Ort

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
Präparation A			
Präparation B			
Präparation A+B			0,048

Tabelle 26: Statistischer Vergleich (Risse) zwischen den Orten vestibulär und oral zu den Zeiten vor Präparation, vor TCML und nach TCML für Präparation A und B, sowie beide Präparationen (A+B) zusammen.

9. Literaturverzeichnis

1. Abdalla AL, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. *J Dent* 21:158-162, 1993.
2. Abou-Rass M. Crack-lines: the precursors of tooth fractures - their diagnosis and treatment. *Quintessence Int* 4:437-447, 1983.
3. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 22:173-185, 1997.
4. Balkenhol M, Fischer K, Ferger P, Wüstmann B. Randdichtigkeit von IPS-Empress-Keramikinlays nach 2-jähriger Wasserlagerung mit und ohne thermische Wechselbelastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:522-524, 2003.
5. Baltzer A, Vanik-Kaufmann J, Kurbad A, Reichel K. CAD-CAM und Vollkeramik Ästhetische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis. Berlin, Quintessenz, 2007.
6. Behr M, Rosentritt M. Zemente in der Zahnmedizin. *Quintessenz* 54:829-837, 2003.
7. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-trieed systems. *Dent Mater* 20:191-197, 2004.
8. Bindl A, Möhrmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 111:163-169, 2003.
9. Blatz M. The clinical long-term success of ceramic restorations--Part I: Inlays and onlays. *Pract Proced Aesthet Dent* 16:622, 2004.
10. Blatz M. Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz* 52:887-900, 2001.
11. Blunck U. Marktübersicht Adhäsivsysteme. *Zahn Prax* 54:424-449, 2003.
12. Braly BV, Maxwell EH. Potential for tooth fracture in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 45:411-414, 1981.
13. Braun AR, Frankenberger R, Krämer N. Clinical performance and margin analysis of Ariston pHc versus Solitaire I as posterior restorations after 1 year. *Clin Oral Investig* 5:139-147, 2001.
14. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 14:216-220, 2001.
15. Broderson SP. Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int* 25:535-539, 1994.
16. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 51:461-467, 1972.
17. Buonocore G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-853, 1955.

18. Burke FJT. Tooth fracture in vivo and in vitro. *J Dent* 20:131-139, 1992.
19. Burke FJT, Fleming GJ, Abbas G, Richter B. Effectiveness of a self-adhesive resin luting system on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 14:185-188, 2006.
20. Clark DJ, Sheets CG, Paquette JM. Definitive diagnosis of early enamel and dentinal cracks based on microscopic evaluation. *J Esthet Restor Dent* 15:7-17, 2003.
21. Dalpino PH, Francischone CE, Ishikiriama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent* 15:389-394, 2002.
22. Datzmann G. CEREC vitablocs mark II machinable ceramic. *Cad/cim In Aesthetic Dentistry: CEREC 10 Year Anniversary Symposium Quintessence Int* 205-216, 1996.
23. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 20:963-971, 2004.
24. Dewaele M, Asmussen E, Devaux J, Leloup G. Class II restorations: influence of a liner with rubbery qualities on the occurrence and size of cervical gaps. *Eur J Oral Sci* 114:535-541, 2006.
25. Dietrich T, Kraemer M, Lösche GM, Wernecke KD, Roulet JF. Influence of dentin conditioning and contamination on the marginal integrity of sandwich Class II restorations. *Oper Dent* 25:401-410, 2000.
26. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int* 21:823-831, 1990.
27. Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res* 66A:103-109, 2003.
28. Eakle WS. Effect of thermal cycling on fracture strength and mikroleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dent Mater* 2:114-117, 1986.
29. Ehrenfeld M, Schwenzer N, Hickel R. Traumatologie der Zähne und des Zahnhalteapparates, in Thieme Verlag (ed): *Zahnärztliche Chirurgie*. 2000, pp 61-74.
30. Eichner K, Kappert HF. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 1: Grundlagen und ihre Verarbeitung*. Thieme Verlag, 2005.
31. ESPE 3M. RelyX Unicem Aplicap/Maxicap, Selbstadhäsiver universaler Befestigungszement. 2004.
Ref Type: Catalog
32. Federlin M, Geurtsen W, Haller B, Schmalz G. Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. *Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und DGZMK. Dtsch Zahnärztl Z* 62: 2007.
33. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent* 32:251-260, 2007.

34. Federlin M, Männer T, Hiller KA, Schmidt S, Schmalz G. Two-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 10:126-133, 2006.
35. Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Oper Dent* 29:560-570, 2004.
36. Federlin M, Thonemann B, Schmalz G, Reich E. Teilkronen aus Keramik - Alternative für die Restauration großflächiger Defekte. *BZB36-39*, 2004.
37. Federlin M, Wagner J, Männer T, Hiller KA, Schmalz G. Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 11:345-352, 2007.
38. Felden A, Schmalz G, Hiller KA. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig* 4:199-205, 2000.
39. Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 3:280-286, 1987.
40. Fischer J. Vollkeramische CEREC 3 Teilkronen: Einfluss der Präparationsform, des Befestigungsmaterials und der Keramikdicke auf die marginale Adaption (Rasterelektronenmikroskopische Auswertung). Eine in vitro Studie; med. Dissertation Universität Regensburg. 2005.
41. Fisher M. Experimentelle Untersuchungen über die Abschlußdichtigkeit der in der Zahnheilkunde gebräuchlichen Füllungsmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*595-630, 2004.
42. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 98:277-284, 2007.
43. Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. *Dtsch Zahnärztl Z*154-171, 2002.
44. Frankenberger R, Kern M. Dentinadhäsive und adhäsives Befestigen. *ZWR*556-558, 2002.
45. Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 25:459-465, 2000.
46. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27:89-100, 1999.
47. Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Trauma der Zähne, Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Thieme Verlag, 2005, pp 80-106.
48. Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahnärztliche Prothetik. Thieme Verlag, 2007.

49. Geurtsen W, Orth M, Gartner A. Die Frakturfestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam-oder Kompositfüllung. *Dtsch Zahnärztl Z* 44:108-109, 1989.
50. Geurtsen W, Schwarze T, Günay H. Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence Int* 34:409-417, 2003.
51. Glockner K, Reich ME, Kos S, Keil C, Ebelseder K, Stadler P. Randadaptation von verschiedenen Zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen: Eine In-vitro-Studie mit 10 verschiedenen Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:775-780, 1998.
52. Granath L, Svensson A. Elastic outward bending of loaded buccal and lingual premolar walls in relation to cavity size and form. *Eur J Oral Sci* 99:1-7, 1991.
53. Habekost LV, Camacho GB, Pinto MB, Demarco FF. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. *Oper Dent* 31:204-211, 2006.
54. Hahn R, Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 47:659-664, 1992.
55. Haller B, Ernst CP, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Reiss B, Wiedhahn K. Assessment of ceramic restorations according to the Cerec method. *Int J Comput Dent* 9:153-155, 2006.
56. Haller B, Klaiber B. Kompositinlays als zahnfarbene Seitenzahnrestorationen. *Zahnärztl Mitt* 79:920-925, 1989.
57. Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in mod-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 45:660-663, 1990.
58. Heidemann D, Diedrich P. Kariologie und Füllungstherapie-Praxis der Zahnheilkunde. Urban&Schwarzenberg, 1999.
59. Hellwig E. Einführung in die Zahnerhaltung. Elsevier GmbH Deutschland, 2006.
60. Hickel R, Eberhard H, Kunzelmann KH, Petschelt A. Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randanschragung. *Dtsch Zahnärztl Z* 47:185-188, 1992.
61. Hickel R, Kunzelmann KH. Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser Verlag, 1997.
62. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 23:71-80, 2007.
63. Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mat* 4:229-232, 2005.
64. Jackson RD, Ferguson RW. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int* 21:7-12, 1990.
65. Janda R. Kleben und Klebetechniken. *Dent Labor* 40:615-628, 1992.
66. Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. *Zahnärztl Mitt* 93:802-806, 2003.

67. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75:18-32, 1996.
68. Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent* 9:449-462, 2007.
69. Krämer N. Adhäsive Befestigung indirekter zahnfarbener Restaurationen - Möglichkeit und Grenzen. *ZBay Online* 9 2000.
70. Krämer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years-a clinical study. *J Dent* 27:325-331, 1999.
71. Krejci I, Lutz F. In vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit in vivo Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:1445, 1990.
72. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. *J Dent* 21:39-46, 1993.
73. Krifka S, Anthofer T, Fritsch M, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent* 34:32-42, 2008.
74. Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig* 13:333-341, 2009.
75. Kröncke A. Zur Klinik und Problematik traumatischer Infraktionen im Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 38:600-604, 1983.
76. Kunzelmann KH. Moderne Füllungstherapie mit keramischen Werkstoffen. *ZBay Online* 9 3:17-22, 1999.
77. Kunzelmann KH, Hickel R. Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei Komposit-Klebern. *Dtsch Zahnärztl Z* 45:699-700, 1990.
78. Kuramoto Jr M, Matos AB, Matson E, Eduardo CP, Powers JM. Microleakage of resin-based composite restorations with ceramic inserts. *Am J Dent* 13:311-314, 2000.
79. Lang H, Schüler N, Nolden R. Keramikinlay oder Keramikteilkrone? *Dtsch Zahnärztl Z* 53:53-56, 1998.
80. Lang H, Schwan R, Nolden R. Die Verformung gefüllter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:812-815, 1994.
81. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glasionomer-, Kompomer- und Kompositzementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 55:540-543, 2000.
82. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent* 6:2-5, 1981.

83. Laurer HC. Vollkeramische Restaurationen in der Hand der Generalisten. Zahnärztl Mitt 93:40-43, 2003.
84. Lloyd BA, Christensen DO, Jacobs HR, Brown WS. Heat transfer in teeth during restoration. Am Ist Chem Eng Sym Ser 70:215-225, 1975.
85. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. J Dent Res 57:571-582, 1978.
86. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. ZWR 110:747-754, 2001.
87. Lutz F, Mörmann WH, Lutz T. Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlendäureschnee? Schweiz Monatsschr Zahnmed 84:709-725, 1974.
88. Martin N, Jedynakiewicz NM, Williams DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays. J Dent 27:29-36, 1999.
89. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48:229-236, 1993.
90. Mehl A, Godescha P, Kunzelmann KH, Hickel R. Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 51:701-704, 1996.
91. Mehl A, Pfeiffer A, Kremers L, Hickel R. Randständigkeit von Cerec 2-Inlay-Restaurationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. Dtsch Zahnärztl Z 53:57-60, 1998.
92. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc 137:7-13, 2006.
93. Mörmann WH, Bindl A. Erste Erfahrungen mit Cerec 3D: 3D CAD/CAM für jedermann in Praxis und Labor. Zahnärztl Mitteilungen 3:228-230, 2003.
94. Mörmann WH, Bindl A, Apholt W. CEREC 3 Computer-Restaurationen-erste klinische Erfahrungen. Zahnärztl Mitt 90:2860-2869, 2000.
95. Mörmann WH, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 95:1118-1129, 1985.
96. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin P, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Two-year clinical evaluation of a self adhesive luting agent for ceramic inlays. J Adhes Dent 2009.
97. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Two-year clinical effectiveness of a resin-modified glass-ionomer adhesive. Am J Dent 16:363-368, 2003.
98. Pospiech P. Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. Dental Praxis 19:255-258, 2002.

99. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 92:491-495, 2004.
100. Pröbster L. Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2000.
101. Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt. *Dtsch Zahnärztl Z* 56:575-576, 2001.
102. Pröbster L, Kern K. Kurzvorstellung der aktuellen Keramiksysteme. *DZW - Zahntechnik* 2002.
103. Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA. Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent* 15:61-70, 1990.
104. Rasmussen ST, Patchin RE. Fracture properties of human enamel and dentin in an aqueous environment. *J Dent Res* 63:1362-1368, 1984.
105. Reich E, Schmalz G, Federlin M. Marginal fit of ceramic and composite inlays in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 45:656-660, 1990.
106. Reich SM, Rinne H, Shortall A, Wichmann M. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years A pilot study. *J Am Dent Assoc* 135:605-612, 2004.
107. Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent* 3:9-23, 2000.
108. Richter B, Mörmann WH. CEREC 3, vollkeramische CAD-CAM-Inlays und -Teilkronen - Konstruktion und Fertigung per Computer. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2001.
109. Roh BD, Lee YE. Analysis of 154 cases of teeth with cracks. *Dent Traum* 22:118-123, 2006.
110. Rosen H. Cracked tooth syndrome. *J Prosthet Dent* 47:36-43, 1982.
111. Roulet JF. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam-results up to 6 years. *Clin Oral Investig* 1:40-46, 1997.
112. Roulet JF, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. *Zahnärztl Mitt* 79:908-913, 1989.
113. Roulet JF, Janda R. Future ceramic systems. *Oper Dent* 26:211-228, 2001.
114. Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. *Oper Dent* 33:516-525, 2008.
115. Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:197-208, 1994.

116. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 73:392-399, 1995.
117. Schmalz G, Geurtsen W. Keramik-Inlays und -Veneers. Stellungnahme der DGZMK 3: 2001.
118. Schmidseeder J, Rateitschak KH, Wolf HF. Farbatlant der Zahnmedizin: Nr. 15, Ästhetische Zahnmedizin. Thieme Verlag, 1998.
119. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int* 35:281-286, 2004.
120. Söderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 7:74-83, 1991.
121. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* 89:551-557, 2003.
122. Stanford C, Dawson D, Guzman-Armstrong S, Geraldeli S. Three-year follow up outcomes of bonded ceramic posterior restorations. *Dental Materials 4: Clinical Trials, Biocompatibility and Biologic Effects* 2008.
123. Taschner M, Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Rosenbusch S, Petschelt A, Krämer N. IPS-Empress inlays luted with a self-adhesive resin-cement after one year. *Am J Dent* 22:55-59, 2009.
124. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 20:3-10, 1992.
125. Thompson JY, Bayne SC, Heymann HO. Mechanical properties of a new micabased machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. *J Prosthet Dent* 76:619-623, 1996.
126. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Schams A. Clinical evaluation of heat-pressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. *Clin Oral Investig* 1:27-34, 1997.
127. Touati B, Miara P, Nathanson D, Schmalz G. Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration. Urban & Fischer, 2001.
128. Trajtenberg CP. Bonding of a novel Self-Adhesive Cement to Tooth Substrates. 32nd Annual Meeting and Exhibition of the AADR 2003.
129. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 20:1115-1124, 1999.
130. Van Dijken JWV, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci* 109:222-229, 2001.

131. Van Dijken JWV, Ormin A, Olofsson AL. Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *J Prosthet Dent* 82:529-535, 1999.
132. Wu W, Cobb E, Dermann K, Rupp NW. Detecting margin leakage of dental composite restorations. *J Biomed Mater Res* 17:37-43, 1983.
133. Xu HH, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *J Dent Res* 76:1698-1706, 1997.
134. Zachrisson BU, Skogan O, Hömyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod* 77:307-319, 1980.

10. Danksagung

Herrn Professor Dr. G. Schmalz danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und für die Anleitung zu wissenschaftlichem Arbeiten.

Frau PD Dr. M. Federlin danke ich für die Einführung in die Methodik, die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und ihre wertvolle Betreuung.

Mein herzlicher Dank gilt Frau Dr. S. Krifka, die mir bei der Durchführung dieser Studie stets mit Rat und Tat zur Seite stand. Dies gilt sowohl für die praktischen Arbeiten, die Ergebnisauswertung sowie das Erstellen und die Gestaltung des vorliegenden Manuskripts.

Ebenso herzlich bedanken möchte ich mich bei den Mitarbeiterinnen der Forschungsabteilung der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie. Hier sind besonders Frau B. Bey und Frau H. Ebensberger zu erwähnen, die mich während der gesamten Durchführung und Auswertung der Studie tatkräftig unterstützt haben.

Herrn Dr. rer. nat. K.-A. Hiller gilt mein Dank für die statistische Auswertung der Ergebnisse.

Danken möchte ich auch Herrn K. Völcker, der mich bei der Fotodokumentation unterstützt hat.

Für die große Unterstützung auf meinem Weg bis zur zahnärztlichen Approbation und darüber hinaus bedanke ich mich bei meinen Eltern.

11. Lebenslauf

Name	Benjamin Josef Duschl
18.02.1984	geboren in Deggendorf
09/1990- 07/1994	Grundschule Schwanenkirchen
09/1994- 06/2003	St.-Gotthard-Gymnasium Niederalteich mit Abschluss Allgemeine Hochschulreife
10/2003	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
09/2004	Naturwissenschaftliche Vorprüfung (Vorphysikum)
04/2006	Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)
11/2008	Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)
01/2009-09/2010	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dr. A. Wagner, Kallmünz
10/2010-01/2011	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Madlena Kantscheff, Neutraubling
Seit 02/2011	Selbstständig in eigener Praxis in Neutraubling