

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNERHALTUNG UND
PARODONTOLOGIE
PROF. DR. G. SCHMALZ
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

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

Eine In vitro Studie

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Sarah Wiesbauer
aus Landau a.d. Isar

2009

Dekan:	Prof. Dr. med. Bernhard Weber
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. Gottfried Schmalz
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Torsten E. Reichert
Tag der mündlichen Prüfung:	25.02.2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
2	Literaturübersicht	7
2.1	Geschichte der Dentalkeramik	7
2.2	Dentalkeramik	7
2.2.1	Sinterkeramik auf Feldspatbasis	8
2.2.2	Glaskeramik	9
2.2.3	Sinterkeramik auf Aluminium-, Spinell- oder Zirkonoxidbasis	10
2.2.4	Industrikeramik	11
2.3	Computergestützte Herstellung	11
2.4	Vollkeramische Inlays/Teilkronen	14
2.5	Befestigungsmethoden vollkeramischer Restaurationen	16
2.5.1	Konventionelle Befestigung	16
2.5.2	Adhäsive Befestigung	17
2.6	Studien zu vollkeramischen Restaurationen	20
2.6.1	Keramikrestaurationen in vitro	20
2.6.2	Keramikrestaurationen in vivo	22
2.7	Rissbildung in den Zahnhartsubstanzen	24
2.8	Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation	29
2.8.1	Simulationstests	30
2.8.2	Physikalisch/mechanische Tests	31
2.9	Quantitative Auswertungsmethoden	31
2.9.1	Farbpenetrationstests	32
3	Fragestellung	33
4	Material und Methode	34
4.1	Untersuchungsgut	35
4.2	Präparation und Inlayherstellung	35
4.2.1	Präparation	35
4.2.2	Inlayherstellung	36
4.3	Adhäsive Befestigung	37
4.3.1	Vorbereitung der Inlays zum Einsetzen	37
4.3.2	Vorbereitung der Zähne zum Einsetzen	37
4.3.3	Insertion	37
4.3.4	Polymerisation	37
4.3.5	Ausarbeitung und Politur	38
4.4	Thermomechanische Wechselbelastung	38
4.5	Farbpenetration	39
4.6	Rissdokumentation	41
4.7	Statistik	43
5	Ergebnisse	45
5.1	Farbpenetration	45
5.1.1	Einfluss der Präparation	46
5.1.1.1	Übersicht	46
5.1.1.2	Einfluss der Präparation unabhängig von der Grenze	47
5.1.1.3	Einfluss der Präparation abhängig vom Ort und der Grenze	48
5.1.2	Einfluss der Grenze	50
5.1.2.1	Übersicht	50
5.1.2.2	Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation	51
5.1.2.3	Einfluss der Grenze abhängig vom Ort	52
5.1.3	Einfluss des Ortes	54
5.1.3.1	Übersicht	54
5.1.3.2	Einfluss des Ortes unabhängig von der Grenze	55
5.1.3.3	Einfluss des Ortes abhängig von der Grenze	57
5.2	Rissbeurteilung	59

5.2.1	Übersicht.....	59
5.2.1.1	Einfluss der Zeit unabhängig von der Präparation	61
5.2.1.2	Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort.....	62
5.2.2	Änderung der Rissanzahl	64
5.2.2.1	Änderung der Rissanzahl vor Präparation/vor TCML	64
5.2.2.2	Änderung der Rissanzahl vor TCML/nach TCML.....	65
5.2.2.3	Änderung der Rissanzahl vor Präparation/nach TCML	65
6	Diskussion	66
6.1	Methodik	66
6.1.1	Untersuchungsgut	66
6.1.2	Präparation	67
6.1.3	Cerec 3 System.....	67
6.1.4	Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung	68
6.2	Farbpenetration	68
6.3	Rissbeurteilung	69
6.4	Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker.....	70
6.4.1	Einfluss der Präparation auf die marginale Integrität.....	70
6.4.2	Einfluss der Präparation auf die Rissbildung im Schmelz.....	71
6.5	Ort	73
6.6	Grenze Keramik/Befestigungssystem und Zahnhartsubstanz/Befestigungs- system	73
7	Zusammenfassung	75
8	Anhang	77
8.1	Materialliste.....	77
8.2	Tabellarischer Anhang	79
8.2.1	Farbpenetration.....	79
8.2.1.1	Ergebnistabellen.....	79
8.2.1.2	Signifikanztabellen.....	85
8.2.1.2.1	Präparation gegeneinander	85
8.2.1.2.2	Grenzen gegeneinander.....	86
8.2.1.2.3	Orte gegeneinander	87
8.2.2	Rissbeurteilung	88
8.2.2.1	Ergebnistabellen.....	88
8.2.2.2	Signifikanztabellen.....	92
8.2.2.2.1	Zeit.....	92
8.2.2.2.2	Präparation	92
8.2.2.2.3	Ort.....	93
9	Literaturverzeichnis.....	94
10	Danksagung.....	101
11	Lebenslauf	102

1 Einleitung

Häufig lehnen Patienten nicht zahnfarbene Restaurationen, wie zum Beispiel Amalgamfüllungen und Gußfüllungen zur Restauration von Zahnhartsubstanzdefekten im Seitenzahnbereich ab. Der Wunsch nach ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen spielt dabei, neben der fraglichen Toxizität von Amalgam, eine Hauptrolle.

Die Stabilität der Restzahnhartsubstanz wird wesentlich durch das Ausmaß des Defektes bestimmt. Während Zähne mit rein okklusalen Restaurationen und intakter Schmelz-Dentin-Struktur unter Kaubelastung relativ stabil sind, führt schon der Verlust einer oder gar beider (dentingestützter) Randleisten zu einer überproportionalen Destabilisierung des Zahnes. In vitro Untersuchungen haben gezeigt, dass es bei Zähnen mit mod-Kavitäten unter Kaubelastung zu einer Auslenkung bzw. „Verbiegung“ der Resthöcker kommt, die zu einer Höckerfraktur führen kann. Klinisch stellt hierbei das Verhältnis der Kavitätenbreite zum Abstand der Höckerspitzen ein Maß zur Abschätzung der Stabilität dar. Eine Stabilisierung durch Restauration solcher Zähne ist immer notwendig, da jede Versorgung unabhängig vom Füllungswerkstoff die Frakturresistenz erhöht. Ein besonderer Effekt wird adhäsiv befestigten Restaurationen zugeschrieben, die eine Verblockung der Höcker und damit eine Einschränkung der Höckerbeweglichkeit herbeiführen können. Offensichtlich spielt hierbei die Art des Füllungsmaterials (Komposit, Keramik) keine so wesentliche Rolle. Dagegen sind konventionell (retentiv) befestigte Restaurationen, wie Amalgam oder Edelmetallinlays, nicht geeignet die Zahnkrone zu stabilisieren. Es existieren keine klaren Richtlinien zu der Frage, ab welcher Kavitätenausdehnung eine (Teil-) Überkronung des Zahnes notwendig ist und wo die Grenzindikation für eine Inlayrestauration liegt. Inwieweit auch bei einer ausgedehnten Zerstörung der klinischen Krone ein direkter Kompositaufbau eine ausreichende Versorgung darstellt, ist bisher noch ungeklärt.

Wenn der Zahnarzt zu einer großflächigen Präparation gezwungen ist, wird die verbleibende Zahnhartsubstanz sehr großen, auf sie einwirkenden Kräften ausgesetzt. Diese ergeben sich bereits bei der Präparation, der daran anschließenden restaurativen Versorgung und danach bei funktioneller und stärker noch bei parafunktioneller Belastung. Auch wenn der adhäsive Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz zu einer Stabilisierung des Zahns führt, birgt sich hierin auch die Gefahr, dass es durch die Wirkung der Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskomposits einerseits, aber auch durch den starren Verbund zu zusätzlichen Infrakturen und Frakturen des Zahnes kommen kann.

Neben den keramischen Werkstoffen wurden auch die erforderlichen Befestigungsmaterialien weiterentwickelt. Einen wichtigen Beitrag an der Verwendung zahnfarbener Füllungsmaterialien leisten die Schmelz-Dentin-Adhäsive. Bei Sinter- und Glaskeramik spielt besonders der adhäsive Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Keramik und zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz eine große Rolle. An diesen Grenzflächen können aufgrund von Randspalten Verfärbungen, Sekundärkaries und chronische Pulpairritationen entstehen.

Ziel der vorliegenden in-vitro Untersuchung war es zu ermitteln, inwieweit die Präparation des nichttragenden stark ausgedünnten Resthöckers, unter Verwendung eines dualhärtenden Befestigungskomposits, die marginale Integrität und die Rissbildung im Schmelz beeinflusst.

2 Literaturübersicht

2.1 Geschichte der Dentalkeramik

Keramikrestorationen haben eine lange Tradition. Seit Beginn des 19. Jahrhunderts werden vollkeramische Restaurationen eingesetzt, da sie sich durch ihre ästhetischen Vorzüge auszeichnen (97;102). Durch die Zementierung mit Zinkoxidphosphatzement und die Sprödigkeit der Keramik wiesen erste Versuche allerdings hohe Misserfolgsraten auf (8;96;97;110). Herkömmliche Dentalkeramik erfuhr Zusammensetzungs- und Strukturveränderungen und es entstand Glas- und Zirkonoxidkeramik. In den letzten 25 Jahren entwickelte sich eine Reihe neuer dentalkeramischer Systeme und Technologien zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen, wie Sintertechnologie, Guss-, Press- und Fräsverfahren (21).

Erst nach der Entwicklung der Adhäsivtechnik durch Buonocore 1955 (14) wurde das dauerhafte Einsetzen von Keramikrestorationen möglich, da hierdurch ein dauerhafter kraftschlüssiger Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik hergestellt werden konnte (33;87). Zusätzlich kann durch den adhäsiven Verbund das Frakturrisiko gesenkt werden (110).

Vollkeramische Restaurationen spielen aufgrund ihrer Ästhetik in der Zahnmedizin eine große Rolle. Roulet et al. (97) sehen nötigen Verbesserungsbedarf vor allem in der Vereinfachung der Herstellungstechniken keramischer Restaurationen. Diese Möglichkeit bietet die Herstellung mittels CAD/CAM, denn hierbei lassen sich ständig Verbesserungen erzielen, die jedoch eine enge Zusammenarbeit zwischen Zahntechniker und Zahnarzt nicht ersetzen, wenn es um die Erfüllung hoher ästhetischer Ansprüche geht.

2.2 Dentalkeramik

Dentalkeramiken sind verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, die in Wasser schwer löslich sind und mindestens zu 30% eine kristalline Struktur besitzen (43;63). Vom Porzellan unterscheiden sich Dentalkeramiken durch die unterschiedliche Zusammensetzung derselben Ausgangsstoffe: Feldspat, Quarz und Kaolin. Diese beträgt bei Dentalkeramiken für Feldspat 60-80%, für Quarz 15-25% und für Kaolin 0-5%.

Gegenwärtig stehen eine Vielzahl keramischer Werkstoffe zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen zur Verfügung (21). Werkstoffe aus Keramik werden in Medizin und Zahnmedizin, vor allem wegen ihrer chemischen Stabilität und ihrer hohen Biokompatibilität verwendet (21;43;75;87). Daneben bietet sie neben der Ästhetik (87) weitere Vorteile, wie eine geringe Plaqueanlagerung (43;87), eine geringe thermische Leitfähigkeit (110) und weder toxisches noch allergenes Potential (87). Allerdings ist Keramik sehr spröde und besitzt kein plastisches Verformungsvermögen (63), wodurch kleinste Fehler im Gefüge Ausgangspunkte für Risse sein können, die zu Frakturen führen können (43;75).

Dentalkeramiken können nach ihrer werkstoffkundlichen Zusammensetzung, nach ihrem Herstellungsverfahren, nach ihrem Befestigungsverfahren oder ihrer klinischen Anwendung eingeteilt werden (8;87;102). Abbildung 1 zeigt die verschiedenen Dentalkeramiken und deren mögliche Herstellungsverfahren.

Dentalkeramiken							
Sintern		Lost-Wax. Gießen / Pressen			CAD/CAM-Systeme		
Pulver		Ingots			Industriell vorgefertigte		
Feldspat-keramik	Oxid-keramik	Glaskeramik			Glas-keramik	Feldspat-keramik	Zirkonoxid-keramik
-Mirage -Optec	In-Ceram	Dicor	Empress1	Empress2	-Cerec -Celay	-DCS -Cerec -Celay	-Procera -LAVA -Cercon -DCS

Abbildung 1: Übersicht über Dentalkeramiken

2.2.1 Sinterkeramik auf Feldspatbasis

Sinterung ist die Verfestigung kristalliner, körniger oder pulvriger Stoffe, bei Erwärmung durch ein Zusammenwachsen der Kristallite. Die pulverisierten Einzelbestandteile werden vom Hersteller gebrannt, wonach die entstandenen Scherben zerkleinert und gemahlen werden (Fritten) (21). Die Sinterkeramik wird in Schichten auf feuerfeste Stümpfe aufgetragen, dabei sind mehrere Brennvorgänge nötig. Zuletzt folgt der Glanzbrand, um eine möglichst porenfreie Sinterung zu erreichen (21;110). Dadurch wird die Belastbarkeit der Restauration erheblich gesteigert (75). Bei der Herstellung des Werkstückes bestehen die dentalkeramischen Massen aus einer gläsernen Feldspatmatrix mit kristallinen Einschlüssen aus Leucit, einer hochschmelzenden Phase, welche beim Herstellen der Fritten entsteht. Der Sinter- oder Brennvorgang geht mit einem Volumenverlust von 25-30% einher, wodurch Mikroporositäten entstehen, die sich zu Rissen entwickeln können und damit

Qualitätseinbußen darstellen (21;75;110). Zur Erhöhung der Belastbarkeit keramischer Materialien gibt es verschiedene Verstärkungsmethoden, die z. B. auf der Zugabe von Leucitkristallen und keramischen Fasern beruhen. Sinterkeramik auf Feldspatbasis weist eine Druckfestigkeit von ungefähr 170 MPa (110) auf, und ist daher unter der Grenze der konventionellen Zementierung (200 MPa) und muß adhäsiv befestigt werden. Ästhetisch anspruchsvolle Einzelzahnrestorationen wie zum Beispiel Inlays, Teilkronen und Veneers werden bevorzugt aus Feldspatkeramik hergestellt (97).

2.2.2 Glaskeramik

Unter Glaskeramik versteht man keramische Materialien, die ihren Ausgang vom Glaszustand nehmen und erst durch Wärmezufuhr keramische Eigenschaften annehmen (99). Die Glaskeramik kann durch Zugabe von Glimmer (z.B. Dicor, Dentsply), Leucit (IPS Empress 1, Ivoclar) oder Lithiumdisilikat (Empress 2, Ivoclar) verstärkt werden (8;75;102;110). Aufgrund des Herstellungsverfahrens lassen sich die Glaskeramiken in gegossene und gepresste Materialien einteilen. Die gießbare Glaskeramik (Dicor) wurde durch Presskeramiken (z.B. Empress 2) ersetzt.

Empress–Presskeramik - eine Glaskeramik aus Siliziumoxid, Aluminiumoxid und Kaliumoxid mit Leucit als Kristallbildner - war die erste einer Vielzahl von Presskeramiken, die sich sowohl durch gute mechanische als auch ästhetische Eigenschaften auszeichnen (110). Die Restauration wird in Wachs modelliert, eingebettet und ausgewachst (Lost-wax-Technik). Nach dem Wachsausschmelzen wird ein bereits industriell keramisierter Glaskeramikrohling bestehend aus Siliziumoxid, Aluminiumoxid und Kaliumoxid mit Leucit in eine Hohlform gepresst. Das Leucit wird bei 1170 Grad Celsius aus Kalifeldspat gebildet und stabilisiert die Struktur der Keramik. Empress 2 ist eine Modifikation, bei der Lithiumdisilikat als Kristallbildner dient. Lithiumdisilikatkristalle bilden einen "Mikado-Effekt"; der Mikrorisse am Weiterlaufen hindert. Ein Riss muss entweder viele Grenzflächen überwinden oder um die Kristalle herumlaufen, so dass die Rissenergie umgewandelt und zerstreut wird (54). Aufgrund der Festigkeit von zirka 220 MPa eignet sich das leucitverstärkte Empress I für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Empress 2 bietet eine erweiterte Indikationsspanne auf Kronen und kurzspannige Brücken für die Front bis zum zweiten Prämolare (8;70;97), da es eine erhöhte Festigkeit von 350 bis 400 MPa bietet.

2.2.3 Sinterkeramik auf Aluminium-, Spinell- oder Zirkonoxidbasis

Sinterkeramiken auf Aluminium-, Spinell-, oder Zirkonoxidbasis bestehen aus einer porös gesinterten Matrix, in die in einem Brennvorgang eine Glasphase – aus einem Lanthanglas – infiltriert wird. Dadurch festigt sich das Gerüst und kann dann verblendet werden (5). Die Grundmatrix wird in drei Materialien angeboten: Aluminium, Spinell oder Zirkonia.

Ein Produkt einer glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik stellt In-Ceram dar, wobei Vita In-Ceram Alumina für Kronen und Brücken und Vita In-Ceram Spinell für Keramikinlays und –onlays verwendet wird (5). Eine Besonderheit der In-Ceram Alumina Keramik besteht in den dichtgepackten Aluminiumoxidpartikeln kleiner Korngröße ($3\mu\text{m}$) (99;110), wodurch eine beginnende Mikrorissbildung an der weiteren Ausbreitung gehindert und die Bruchfestigkeit auf 600 MPa erhöht wird (21;110).

Die Vita In-Ceram Spinell Keramik enthält MgAl_2O_4 (synthetisch hergestelltes Spinell). Es wird wegen der geringeren Festigkeit (350 MPa) aber vorteilhafteren lichtoptischen Eigenschaften im Frontzahnbereich verwendet (5;8;110).

In-Ceram Zirkonia erreicht wesentlich höhere Bruchzähigkeitswerte (900-1000 MPa) und erweist sich daher als sehr vielversprechend als Basis für konventionell zementierbare und vor allem mehrgliedrige Vollkeramikrestorationen (8). Nachteilig ist hierbei allerdings die resultierende hohe Opazität des Materials, sodass es als Stumpf- bzw. Gerüstmaterial, welches im Anschluss mit speziellen Keramikverblendmassen verblendet wird, verwendet werden kann (8).

Eine weitere sehr widerstandsfähige weiße Keramik in der Zahnmedizin ist die sogenannte YTZP (Yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals). Sie besitzt eine Biegebruchfestigkeit von bis zu 1000 MPa (5;52;70;97).

2.2.4 Industriekeramik

Durch die Herstellung standardisierter Rohlinge (Preforms) unter industriell konstanten Bedingungen ist das Gefüge von Industriekeramiken gegenüber den herkömmlichen Dentalkeramiken optimiert (99). Im Gegensatz zu laborgefertigten Keramiken ist hier die individuelle Formgebung des Werkstückes von der Herstellung des Werkstoffes getrennt. Industriell hergestellte Keramiken aus Sinter-, Glas- oder Oxidkeramik erfüllen die Anforderungen einer möglichst homogenen Struktur. Dadurch erzielt man eine Verbesserung mechanischer Eigenschaften, wie die Erhöhung der Bruchzähigkeit und Festigkeit und eine Verringerung rissinduzierender Poren oder Verunreinigungen (43;52;99). Die Bruchfestigkeitswerte der industriell hergestellten Feldspatkeramik liegen bei 150 MPa. Es gibt zur Zeit verschiedene computerunterstützte Verfahren, um aus den industriell vorgefertigten Keramikblöcken vollkeramische Restaurationen herzustellen (52). Es können Inlays, Onlays, Veneers und Kronen erstellt werden (110).

2.3 Computergestützte Herstellung

Vollkeramische Restaurationen können durch additive und substraktive Verfahren hergestellt werden. Die additive Herstellung bedeutet eine aufbauende Arbeitsweise, wie die Sinter- oder Lost-Wax-Technik. Demgegenüber entspricht ein substraktives Verfahren einem abtragendem Arbeitsprozess, bei dem aus vorgefertigten Keramikblöckchen die gewünschte Form herausgearbeitet wird (62;63). Ein Vorteil der maschinellen Fertigung besteht in der Verwendung industriell gefertigter, qualitativ hochwertiger Keramik (75).

In der vorliegenden Untersuchung wurde das CEREC-System verwendet, daher wird an dieser Stelle nur auf die computergestützte Herstellung eingegangen. Aus einem industriell gefertigten Keramikblock kann die gewünschte Versorgung entweder direkt in der Zahnarztpraxis (chairside) oder im zahntechnischen Labor (labside) erfolgen.

Der Name CEREC steht für CEramic REConstruction und wurde von Dr. M. Brandestini und Prof. W. Mörmann 1980 an der Universität in Zürich entwickelt. Seitdem wurde Cerec immer weiter optimiert und liegt inzwischen in der dritten Generation vor, wobei das grundlegende Konzept beibehalten wurde. Erstmals wurden mit dem Cerec-System gefertigte Restaurationen 1985 eingesetzt (12;21;83;84) und seit 1988 wird es auch in der zahnärztlichen Praxis verwendet (12;81;82;84;85).

Das Cerec-Rekonstruktionssystem arbeitet mittels stereophotogrammetrischer Abtastung. Es ermöglicht den optischen Abdruck einer Kavität, die Rekonstruktion mittels eines Computerprogramms und die Herstellung eines keramischen Zahnersatzes in einem Zuge (85). Die dreidimensionale Vermessung erfolgt mit der Cerec Mundkamera, die einen optischen Abdruck ermöglicht, bei der alle Bereiche der Präparation erfasst werden müssen (72;84). Cerec 3 basiert auf dem Prinzip der aktiven Doppeltriangulation, bei der von der Kavität automatisch Aufnahmen unter zwei verschiedenen Triangulationswinkeln erstellt werden (44;84). Die Präparation erscheint als dreidimensionales, farbiges Arbeitsmodell bei zwölfacher Vergrößerung auf dem PC. Nach der Rekonstruktion der zu versorgenden Zähne am Rechner über eine Datenbank oder den Extrapolationsmodus mittels noch vorhandener Zahnstrukturen werden die Daten an die Schleifeinheit (Abb. 3A) übermittelt (44;83;84;94). Die computergesteuerte Doppelschleifeinheit arbeitet mit zwei Fingerschleifern in Zylinder- und Kegelform (Abb. 3B), die innerhalb weniger Minuten die Keramikrestauration aus einem industriell gefertigten Keramikblock herausschleifen (84). Das Cerec-System verwendet Vita Mark I und II aus Feldspatkeramik (Fa. VITA Zahnfabrik, D-Bad Säckingen), sowie die Glaskeramiken ProCAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Dicor MGC Blocks (De Trey/Dentsply, D-Konstanz) als industriell vorgefertigte Keramikblöcke.

Mit dem Cerec 3-Gerät (Abb. 2) kann der Zahnarzt in einer Sitzung chairside alle Schritte der gewünschten vollkeramischen Restauration zu erstellen, von Präparation über den optischen Abdruck bis hin zur Eingliederung. Dadurch ist eine sofortige Stabilisierung der geschwächten Restzahnhartsubstanz möglich, wobei weder Abformung noch provisorische Versorgung nötig sind.



Abbildung 2: Cerec 3 System



Abbildung 3A: Cerec 3 Schleifeinheit

Abbildung 3B: Cerec 3 Schleifkammer

Eine weitere Variante ist das Cerec inLab für das zahntechnische Labor. Hier wird ein konventioneller Abdruck von der Präparation genommen und ein Modell erstellt, das von einem Laserscanner abgetastet wird. Die Bilddaten erscheinen auf einem PC-Bildschirm, auf dem die gewünschte Restauration konstruiert werden kann. Das System eignet sich besonders zur Herstellung von Kronenkäppchen und Brückengerüsten, die aufbrennkeramisch verblendet werden. Als Keramikblock wird Vita In-Ceram (Alumina, Spinell, Zirconia) als teilgesinterter Rohling verarbeitet. Nach dem Ausschleifen und Aufpassen wird die Restauration mit Lathanglas infiltriert, um die poröse Struktur zu verdichten und die Festigkeit zu steigern. Zirkonoxid kann ebenfalls als teilgesinterter „Grünling“ verwendet werden. Anschließend erfolgt die Verblendung (5;70;72;84).

2.4 Vollkeramische Inlays/Teilkronen

Eine zunehmende Zahl Patienten wünscht zahnfarbene Restaurationen. Dies gilt nicht nur für den sichtbaren Frontzahnbereich, auch in der Seitenzahnregion ist das Verlangen nach ästhetischen nahezu unsichtbaren Restaurationen groß. Während kleine bis mittlere Defekte meist direkt mit Kompositen gefüllt werden können, müssen ausgedehntere Zahnhartsubstanzdefekte indirekt restauriert werden. Vollkeramische Inlays weisen sehr gute Randeigenschaften auf (57;86;103) und sind somit als Alternative zu direkten Kompositfüllungen zu sehen. Der Vorteil des adhäsiv befestigten vollkeramischen Inlays gegenüber der plastischen Kompositfüllung besteht darin, dass bei der Eingliederung des Inlays aufgrund des Inlaykörpers nur eine geringe Masse an Befestigungskomposit benötigt wird. Die Schrumpfung des Komposites und die während der Polymerisation wirkenden Kräfte auf die Kavitätenbegrenzungen werden so gering gehalten (48).

Ein Inlay (engl. = Einlagefüllung) ist ein solider Füllkörper, der mit einem Befestigungsmaterial in der Kavität befestigt wird. Je nach Defektgröße werden Einlagefüllungen unterteilt in Inlays, die Teile der Kaufläche ersetzen, jedoch nicht die Höcker des Zahnes, Onlays bedecken die gesamte Kaufläche eines Zahnes und Teilkronen fassen mindestens einen Höcker (47).

Inlays können aus verschiedenen Materialien hergestellt werden. Die längsten Erfahrungen bestehen mit Metall-Einlagefüllungen, die üblicherweise aus Goldlegierungen bestehen. Goldinlays haben sich klinisch bewährt, benötigen den geringsten Abtrag an Zahnhartsubstanz und können konventionell zementiert werden. Nachteilig wirkt sich dagegen die Ästhetik bei anspruchsvollen Patienten aus, die diese Versorgung nicht unsichtbar sind. Lange Zeit galt Gold als Standardwerkstoff für Einlagefüllungen. Ab Mitte der 80er Jahre, mit der Verbesserung der Sintertechnik, begann sich auch Keramik mehr und mehr zu etablieren. Heute stehen neben dem klassischen Goldinlay auch Keramiken oder Komposite zur Verfügung (37). Komposit-Inlays können entweder direkt gefertigt oder über den Zwischenschritt eines Zahntechnikerlabors indirekt nach Abdrucknahme angefertigt werden. Komposit-Inlays stellen eine kostengünstige zahnfarbene Alternative dar, mit verbesserten Eigenschaften als Komposit-Füllungen. Sie sind jedoch wegen ihrer geringeren Abrasionsstabilität als Metall-Einlagefüllungen nicht zum Ersatz okklusionstragender Höcker geeignet. Keramische Einlagefüllungen stellen eine wissenschaftlich anerkannte, zahnfarbene Alternative zu Metall- und Amalgamrestaurationen dar. Den Patienten kann so eine ästhetisch ansprechende Restauration geboten werden, allerdings ist die Mindestdicke für Keramik zu beachten, was mitunter einen großen Substanzabtrag verlangt.

Dabei ist zu beachten, dass der Werkstoff der Restauration Auswirkungen auf die Präparationsform hat. Da Gold-Inlays konventionell befestigt werden, benötigen sie eine gewisse Eigenretention. Diese wird durch einen Präparationswinkel von 3-6° erreicht. Des Weiteren wird die Präparation in der Regel durch einen Federrand begrenzt, durch welchen der Zementspalt minimiert und so die Passgenauigkeit optimiert wird. Für metallische Einlagefüllungen wird in Lehrbüchern der Zahnerhaltung (46;47) die Präparationsrichtlinie festgelegt, dass die Breite einer Kavität für ein okklusales Inlay nicht mehr als die Hälfte des vestibulo-oralen Höckerabstandes betragen darf, für ein mod-Inlay sogar nur ein Drittel, da es sonst aufgrund der Keilwirkung des Inlays bzw. der Scherwirkung beim Kauen zu Infrakturen (posteruptiven Schmelzsprüngen) oder Frakturen der Zahnhartsubstanz kommen kann.

Dies ist bei einer Keramikpräparation anders. Für keramische Inlays werden nur Mindeststärken für die keramische Restauration angegeben (mindestens 1,5mm) (23), nicht aber für die verbleibende Höckerrestsubstanz. Aussagen über die Randständigkeit keramischer Restaurationen bei ausgedehnten Kavitäten (Wandstärken von 1,3mm und 2,4mm) liegen in der Literatur vor (77), werden aber bei Restwandstärken von 1,3mm und Dentinbeteiligung kritisch beurteilt.

Für eine ausreichende Bruchfestigkeit sind gerade glaskeramische Restaurationen auf einen adhäsiven Verbund mit der Zahnhartsubstanz angewiesen. Durch diesen Verbund (interne Schienung) ist eine Eigenretention nicht mehr zwangsläufig notwendig, anzustreben sind vielmehr abgerundete Innenflächen und scharfkantige äußere Kavitätenränder. Weiterhin ist aus werkstoffkundlicher Sicht von der Präparation eines Federrandes abzuraten (37;47) und stattdessen eine tiefe approximal zervikale Stufe herzustellen (101).

Von Teilkronen spricht man, wenn mindestens ein Höcker durch das Restaurationsmaterial ersetzt wird. Für vollkeramische Teilkronen gibt es keine einheitlichen Präparationsrichtlinien. Wie bei Inlays gilt es, keine dünn auslaufenden Ränder zu präparieren und auf eine ausreichende Auflagefläche zu achten, da sonst die Frakturgefahr der Keramik steigt.

Ein Stabilisierungseffekt auf die verbleibende Zahnhartsubstanz durch den adhäsiven Verbund zwischen Schmelz, Befestigungskomposit und Keramik wird in der Literatur kontrovers diskutiert (25;40;45;66;77;104). Die Präparation einer MOD-Kavität schwächt den Zahn und erniedrigt die Biegefestigkeit der verbleibenden Höcker (66;67;69). Mit der Präparation des okklusalen Kastens wird die Verbindung zwischen bukkalem und oralem Höcker reduziert, bei gleichzeitiger Einbeziehung beider Approximalflächen sogar vollständig

beseitigt. Mit zunehmender Breite und Tiefe des Kastens werden die bukkale und orale Wand weiter geschwächt. Schon bei der Anprobe und beim Zementieren, danach bei zentraler Belastung durch Kauen oder Leermastikation werden die Wände infolge der Keilwirkung des Inlays auf Biegung beansprucht (46). Bei ausgedehnten intrakoronaren Restaurationen können die auftretenden Spannungen Risse im Dentin (Dentinfraktur) verursachen, die sich bei vitaler Pulpa gelegentlich durch isolierte Aufbiss- bzw. Entlastungsempfindlichkeit bemerkbar machen (45). Ein wesentliches Ziel der Füllungstherapie ist also die Stabilisierung des zu versorgenden Zahnes, so dass seine Funktionsfähigkeit wieder hergestellt und eine Infraktur oder Fraktur der Krone vermieden wird (45;66;77). Allerdings werden gefüllte Zähne sowohl durch Belastungen der Zahnhartsubstanz als auch der Füllung verformt (67).

2.5 Befestigungsmethoden vollkeramischer Restaurationen

In Abhängigkeit von der verwendeten Keramik kommen zwei unterschiedliche Befestigungsmethoden vollkeramischer Restaurationen in der Zahnheilkunde zur Anwendung. Die mechanisch retentive, konventionelle Zementierung, sowie eine chemisch-adhäsive Befestigung. Weist die Restauration Biegefestigkeitswerte von unter 200 MPa (Sinter-/Glaskeramik) auf, so ist sie adhäsiv zu befestigen. Eine konventionelle Befestigung ist für Oxidkeramiken oder Empress 2 geeignet, die Festigkeiten über 200 MPa aufweisen (70;87).

2.5.1 Konventionelle Befestigung

Aufgrund der niedrigen Bruchfestigkeit, insbesondere der geringen Widerstandsfähigkeit gegenüber Scherkräften, kommt der Bindung zwischen Zahnstumpf und vollkeramischer Restauration eine besondere Bedeutung zu. Eine konventionelle Zementierung erfordert nicht nur eine erhöhte Biegefestigkeit der Restauration (über 200 MPa), sondern auch eine retentive Präparation des zu versorgenden Zahnes.

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 (21). Diese finden Anwendung als provisorische Füllwerkstoffe, Unterfüllungswerkstoffe und Befestigungswerkstoffe. Für die Befestigung von

Keramikrestaurationen können neben Zinkoxidphosphatzementen auch Polycarboxylat- und Glasionomerzemente verwendet werden (6).

2.5.2 Adhäsive Befestigung

Buonocore führte 1955 mit der Säure-Ätz-Technik die Adhäsivtechnik ein (14). Die Adhäsivtechnik hat in den letzten Jahren große Fortschritte gemacht. Adhäsivsysteme finden Verwendung bei der Verankerung von zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien im Front- und Seitenzahngebiet und zur bruchstabilen Verankerung von Keramikrestaurationen (9).

Die Adhäsion beschreibt die Haftung zwischen Körpern, die in engem Kontakt miteinander stehen. Sie entsteht durch mechanische und/oder chemische Kräfte. 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.

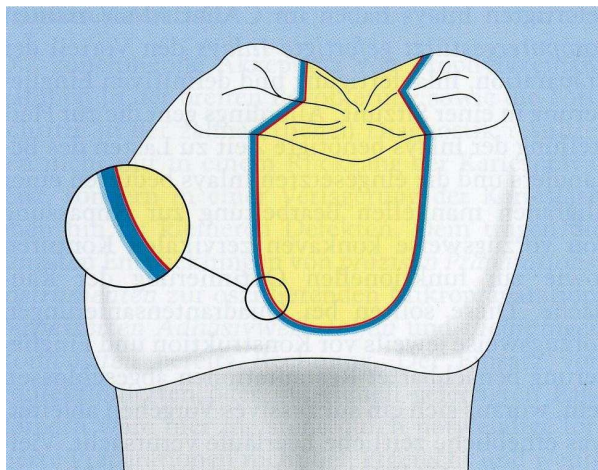


Abbildung 4: Adhäsiv restaurierter Zahn als Verbundsystem (schematisch)
Inlay = gelb, Silanschicht = rot,
Befestigungskomposit = dunkelblau, mit
Adhäsiv infiltrierte Zahnhartsubstanz =
hellblau, Zahnhartsubstanz = weiß (46)

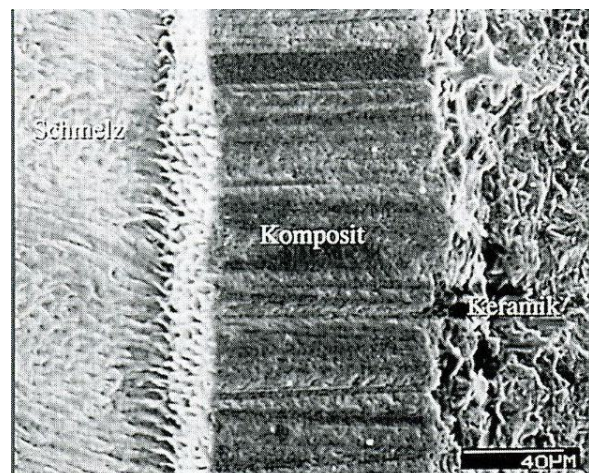


Abbildung 5: Repräsentative REM
Detaildarstellung (geätzter Schliff) des
Fügebereichs zwischen konditionierter
Dentalkeramik und säuregeätztem
Zahnschmelz verbunden mit
Befestigungskomposit (46)

Die Haftung am Schmelz erfolgt über ein retentives Ätzmuster, welches durch Applikation von Säuren erzeugt wird. Dabei kommt es zu einer deutlichen Vergrößerung der Schmelzoberfläche mit gleichzeitig besserer Benetzbarkeit der nicht hydrophilen Oberfläche. Die mikromechanische Verbindung erfolgt über einen Haftvermittler, der in das Ätzmuster penetriert und einen Verbund zum Komposit ermöglicht (47).

Der Verbund zum Dentin stellte lange Zeit ein Problem dar. Dentin ist aufgrund seines histologischen Aufbaus und seiner mit Dentinliquor gefüllten Tubuli hydrophil und dies erschwert einen Kontakt zu dem hydrophobem 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 behandelt werden. Die Anwendung von Phosphorsäure einerseits führt zu einer vollständigen Entfernung der Schmierschicht und einer Demineralisation der Dentinoberfläche sowie der Tubulieingänge mit Freilegung des Kollagennetzwerkes. Dieses Kollagenfasernetzwerk kann dann von einem hydrophoben Primer (z.B. HEMA) durchdrungen werden. Durch Applikation eines Adhäsivs entsteht dann eine Hybridschicht, welche das Bindeglied zum anschließend applizierten Komposit darstellt. Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung saurer Monomerlösungen, bei denen die Schmierschicht angelöst und das kompakte Dentin demineralisiert wird. Durch Verdunstung des Lösungsmittels und durch Aushärtung des Adhäsivs wird die Säurewirkung beendet. Dieses Verfahren verhindert eine Austrocknung des Kollagennetzwerkes, wodurch das Eindringen der Primerlösung behindert werden würde. Primer und Adhäsiv können also parallel in die Dentinoberfläche eindringen und die Gefahr einer Nanoleakage verringern (9;47).

Die Anbindung des Befestigungskomposits an die Sinter- und Presskeramik erfolgt über eine Silanschicht. 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 über einen hydrophoben Anteil eine Verbindung zum Komposit ermöglichen (47). Durch den Verbund stellt die Restorationsinnenseite keine Grenzfläche mehr dar, an der rissauslösende Zugspannungen angreifen können, wodurch es zu einer deutlichen Steigerung der Belastbarkeit kommt (33;70).

Komposite unterliegen einer Polymerisationsschrumpfung zwischen 1,5 und 3%. 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 (46).

Keramikinlays können mit rein lichthärtenden, mit kombiniert chemisch-lichthärtenden (dualhärtenden) oder rein chemischhärtenden Befestigungskompositen eingesetzt werden (5;9;26;33;47). 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 (99). Da die Photopolymerisation jedoch mit zunehmender Schichtdicke der Keramik abnimmt, ist die Anwendung dieser Befestigungskomposite auf dünne Keramikrestaurationen limitiert (55). Für Keramikrestaurationen mit Schichtstärken größer als 2,0mm werden dualhärtende Befestigungskomposite bevorzugt empfohlen (55). Der Selbsthärtungsmechanismus kann durch Adhäsivsysteme mit sauren Bestandteilen inhibiert werden (22).

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 (22).

Bei breiten initialen Zementierungsfugen werden hoch- bis mittelvisköse und bei geringen initialen Fugen eher niedrigvisköse Befestigungskomposite empfohlen (62;99). 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 (110). Hoch visköse Befestigungskomposite bieten bessere Randqualitäten und leichtere Überschusskontrolle, nachteilig ist jedoch das zusätzlich benötigte Instrumentarium und die Gefahr der Polymerisation in nicht endgültiger Lage (47;110).

In der vorliegenden in vitro Studie wurde Variolink II hochviskös (Fa. Ivoclar Vivadent, Fl-Schaan) verwendet (s. Abb. 6). Nach Angaben des Herstellers handelt es sich dabei um ein dualhärtendes Befestigungsmaterial zur adhäsiven Befestigung von Restaurationen aus Keramik und Komposit. Dieses Material ist insgesamt in sechs verschiedenen Farben und drei Transparenzabstufungen erhältlich, um eine gute Farbanpassung der Restauration an

den natürlichen Zahn zu erreichen. Daneben ist Variolink II in drei verschiedenen Konsistenzen auf dem Markt erhältlich: dünnflüssig, dickflüssig und hochviskös.



Abbildung 6: Variolink II (Basis- und Katalysatorpaste)

2.6 Studien zu vollkeramischen Restaurationen

Die Langlebigkeit vollkeramischer Inlays und die Beständigkeit des adhäsiven Verbundes sind in zahlreichen Studien untersucht worden. Die Überlebensrate von Keramikinlays entspricht der von Goldeinlage- und Amalgamfüllungen (28). Restaurationsränder im Dentin stellen hierbei in der Regel keine Indikationseinschränkung dar.

2.6.1 Keramikrestaurationen in vitro

Anthofer (3) untersuchte die Frakturresistenz der Restzahnhartsubstanz und die marginale Adaption bei extrem ausgedehnter Präparation an Cerec 3 Inlays aus Feldspatkeramik nach thermomechanischer Wechselbelastung. Zu diesem Zweck wurden bei 24 extrahierten Zähnen die nichttragenden Höcker auf 1,0 bzw. 2,0mm ausgedünnt. Mittels Farbpenetration und quantitativer Randanalyse im REM wurde die marginale Adaption der Inlays entlang der Grenzflächen bestimmt. Risse im Schmelz wurden zu folgenden Zeiten dokumentiert: Vor der Präparation, nach der Präparation, nach der Inlaybefestigung 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 ermittelt werden, dass es mit abnehmender Resthöckerstärke tendenziell zu einer zusätzlichen Rissbildung kam. Ebenso

erhöhte sich die Anzahl an Rissen durch das adhäsive Einsetzen und die thermomechanische Wechselbelastung. Somit empfiehlt Anthofer, um das Risiko zusätzlicher Risse in der Zahnhartsubstanz zu minimieren, eine Resthöckerstärke von 2,0mm für Inlays nicht zu unterschreiten. Die erzielten Ergebnisse stimmen mit Fritzsche (35), der die Frakturresistenz und marginale Adaption bei Cerec-Teilkronen durchführte, überein.

In einer in vitro Studie von Mehl et al. (77) wurde bei extrem 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. (42) 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: In der ersten Gruppe erfolgte eine Inlaypräparation, in der zweiten und dritten Gruppe eine Teilkronenpräparationen, wobei die Teilkronen zum einen lingual und zum anderen lingual und bukkal überkuppelt wurden. Nach der Herstellung der Keramikrestaurationen aus Super Porcelain EX-3 und Vitadur Alpha Ceramics für jede Gruppe, wurde der Belastungstest mit einer Kugel von 3,0mm und 10,0mm Durchmesser bis zur Fraktur jedes Zahnes durchgeführt. Die Studie zeigte, dass die Inlayversorgung eine statistisch signifikant höhere Frakturresistenz im Vergleich zu den beiden Teilkronenpräparationen, die sich gleich verhielten, aufwies. Dabei hatten die Proben, die mit der 10,0mm Kugel belastet wurden, einen höheren Widerstand. Zwischen den einzelnen Keramiken gab es keine Unterschiede. Habkost et al. bevorzugen eine zahnhartsubstanzschonende Kavitätenpräparation, da die Größe einer Kavität über die Frakturresistenz und somit über den Erfolg einer Restauration entscheidet.

Bronwasser et al. (12) testeten sowohl in vivo als auch in vitro mit dem Cerec-System gefertigte Inlays. Es wurden 53 Inlays zur Befestigung im Patientenmund hergestellt und 24

Inlays für extrahierte Zähne. Es wurden vier Gruppen gebildet, die sich durch ihre Dentinadhäsive und Unterfüllung unterschieden. Die in vitro Gruppe wurde einer thermomechanischen Wechselbelastung unterzogen. Danach erfolgte eine Untersuchung am Rasterelektronenmikroskop. Bei der in vivo Gruppe ergab sich ein zwischen 83,6 und 88,2% perfekter Rand an der Grenze Schmelz/Befestigungskomposit im okklusalen Bereich. In vitro ergaben sich für diesen Bereich Werte von 95% vor und 90% nach der Belastung.

2.6.2 Keramikrestaurationen in vivo

Blatz (8) 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%.

Frankenberger et al. (34) untersuchten in vivo über sechs Jahre 96 IPS Empress Inlays und Onlays nach. Eine Differenzierung wurde zwischen In- und Onlay nicht vorgenommen. Dabei wurden vier verschiedene adhäsive Befestigungssysteme verwendet. 7% der Restaurationen mussten hierbei ersetzt werden. Von den in situ befindlichen Inlays und Onlays zeigten 94% Veränderungen an der Klebefuge unabhängig vom Befestigungsmaterial. Unabhängig von diesen Ergebnissen waren 96% aller Patienten zufrieden mit ihren Restaurationen. Zu ähnlichen Ergebnissen kam Roulet (96) in einer sechs Jahre dauernden in vivo Studie über Keramikinlays.

In einer weiteren Studie wurden von Krämer et al. (56) 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 (93) 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

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

Felden et al. (28) untersuchten 287 Keramikrestaurationen nach 7 Jahren. 106 Patienten wurden entweder mit Kermikinlays (n=232) oder mit Keramikteilkronen (n=55) versorgt. Es wurden 44 Dicor- (Dentsply), 126 IPS-Empress- (Ivoclar), 82 Mirage II-, 33 Cerec Vita Mark I- (Vita) und 2 Duceram LFC- (Ducera) – Restaurationen verwendet. 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. Von den insgesamt 287 Restaurationen waren nach 7 Jahren noch 270 in situ. Bei 17 Restaurationen versagte der Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz (14 Teilkronen und 3 Inlays). Die Überlebenswahrscheinlichkeit betrug 98% für Kermikinlays und 56% für Teilkronen. Daraus wurde abgeleitet, dass Kermikinlays als akzeptable Alternative zu Goldrestaurationen angesehen werden können.

In einer Studie von Lang et al. (66) wurden 100 Kermikinlays in rein schmelz- und teilweise dentinbegrenzten Klasse II Kavitäten, sowie 50 Keramikteilkronen über einen Zeitraum von vier Jahren im Abstand von jeweils sechs Monaten nachuntersucht. Im Gegensatz zu den Keramikteilkronen und kleinen schmelzbegrenzten Inlays wurden bei den großen schmelz- und dentinbegrenzten Inlays - insbesondere an dentinbegrenzten Randabschnitten - fortschreitende Spaltbildungen festgestellt. Aus den Ergebnissen der Studie ergab sich die Schlussfolgerung, dass bei ausgedehnten dentinbegrenzten Kavitäten eine Versorgung mit Keramikteilkronen erwogen werden sollte, da hier mit Kermikinlays ein dauerhaft stabiler Verbund nicht sicher zu erreichen ist.

Reiss (92) gibt in einer 18-Jahres-Studie, bei der zwischen 1987 und 1990 über 1000 Cerec Restaurationen eingegliedert wurden, eine Erfolgswahrscheinlichkeit von 84,4% nach 16,7 Jahren an. Die Studie zeigte, dass die Größe der Füllung keinen signifikanten Einfluss auf den klinischen Erfolg hat. Die häufigsten Ursachen für Misserfolge waren Frakturen und Risse von Restauration und Zahnhartsubstanz.

In einer weiteren Studie von Reich et al. (91) 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 miteinbezogen wurden. Weder das Kavitätdesign noch die Lage der Restaurationsgrenze hatte einen signifikanten Einfluss auf den klinischen Erfolg.

2.7 Rissbildung in den Zahnhartsubstanzen

Risse oder Sprünge können als Infrakturen bezeichnet werden und gehören zur Gruppe der Zahnfrakturen. Bei dieser Art von Zahnhartsubstanzverletzung handelt es sich um unvollständige Frakturen (16). Das immobile Fragment bleibt in situ und zeigt bei entsprechender Beleuchtung zahlreiche, parallele oder sternförmige Sprünge. Die Risse verlaufen meist vertikal in Richtung der Zahnlongsachse, aber sie treten auch in horizontaler Ausdehnung, parallel zum Gingivasaum auf. Infrakturen können den Schmelz und das Dentin betreffen (38).

Abbildung 7 zeigt eine Übersicht über die möglichen Verläufe von Rissen und Frakturlinien in einem Zahn (38;61). Schmelzsprünge können wie folgt eingeteilt werden:

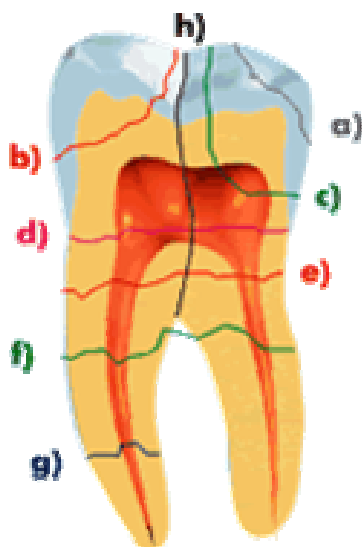


Abbildung 7:

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

Schmelzsprünge lassen sich laut Lutz et al. (73) immer beobachten und repräsentieren den in vivo sichtbaren Anteil des dentalen Lamellensystems, das sich im wesentlichen aus drei Lamellentypen zusammensetzt. Die *echten Lamellen* bestehen aus interprismatischer Substanz und unregelmäßig geformten, wenig kalzifizierten Schmelzprismen. Sie verlaufen von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Schmelzoberfläche. Ihre Breite variiert stark zwischen 5-86µm. Als Ursache werden Mineralisationstörungen vermutet (73). Die

präeruptiven Schmelzsprünge sollen durch Schrumpfungsprozesse während der Schmelzreifung oder durch mechanische Belastung in der Eruptionsphase entstehen. Es handelt sich dabei um echte Sprünge, die sich entlang der Prismengrenzen entwickeln und sekundär mit organischem Material aus dem Dentin oder mit exogenen Zellbestandteilen aufgefüllt werden (73). Die *posteruptiven Schmelzsprünge*, auch Pseudolamellen genannt, treten laut Lutz et al. (73) primär an der Schmelz-Dentin-Grenze auf, und zwar vor allem entlang den echten Lamellen, in hypokalzifizierten Schmelzbereichen und in Zonen, in denen der Schmelz dünn ist. Sie verlaufen entlang den Prismengrenzen, senkrecht zur innersten Schmelzschale, und dehnen sich bisweilen bis zur Schmelzoberfläche aus. Am häufigsten sind diese im zervikalen Teil des Zahnes zu finden. Die Spaltbreite schwankt zwischen 0,74-5µm. Ätiologisch kommen vor allem mechanische und thermische Belastungen in Betracht. Zachrisson et al. berichtet, dass ältere und größere Sprünge organisches Material aus Dentin oder Speichel enthalten (115). Klinisch harmlos erscheinende Schmelzsprünge können sowohl Verfärbungen als auch Frakturen des Zahnes begünstigen (40). Kariöse Prozesse können so durch die erleichterten Ausbreitungswege gefördert und beschleunigt werden (115).

Risse in der Zahnhartsubstanz können zum „cracked tooth syndrome“ führen. Dieses ist schwer zu diagnostizieren (40). Bei vitaler Pulpa macht es sich am häufigsten durch isolierte Aufbiss- bzw. Entlastungsempfindlichkeit bemerkbar (61).

Die Bedeutung der Schmelz-Dentin-Grenze bei der Rissfortpflanzung wurden von Dong et al. (20) in einer in vitro Studie untersucht. Dabei zeigte sich, dass sie die Funktion eines 100-150 µm breiten „Stressbreaker“ hat, an dem fast keine Risse weitergeleitet werden. Dieser risschwächende Effekt beruhe auf der Tatsache, dass an der Schmelz-Dentin-Grenze Risse eher abgelenkt als fortgepflanzt werden. Dies konnte durch Rasmussen (88) und Imbeni et al. (50) bestätigt werden.

Auch Xu et al. (114) legten dar, dass die Rissfortpflanzung von den Schmelzprismen und der Schmelz-Dentin-Grenze beeinflusst wird. Risse, die parallel zur Schmelzachse verlaufen, sind länger, als senkrecht verlaufende Risse. Wenn Risse senkrecht zum Verlauf der Schmelzprismen entstehen, biegen sie ab, um sich deren Verlauf anzugleichen, da es leichter ist, den Prismen zu folgen, als diese zu durchbrechen. Außerdem kommt die Standfestigkeit des Schmelzes durch die Orientierung der Schmelzprismen zustande.

Als mögliche Ursachen für die Entstehung von Rissen in der Zahnhartsubstanz werden in der Literatur verschiedene exogene und endogene Faktoren angegeben. Exogene Faktoren

können traumatisch bedingt sein (40;61;115), mechanisch (74;113), oder thermisch (73;115). Endogene Ursachen für Schmelzrisse stellen Entwicklungsstörungen der Ameloblasten dar (115).

Die Dokumentation von Rissen erfolgt nicht einheitlich, während die Untersuchung unter dem Lichtmikroskop beschrieben wird (16;18), gibt es auch die Möglichkeit Risse durch Fotografien oder Diaprojektionen darzustellen (53). Sind die Schmelzfrakturen größer als 200µm können diese durch eine mögliche PlaqueRetention erkennbar sein (16).

Dewaele et al. (18) dokumentierten cervikale Risse unter dem Lichtmikroskop und untersuchten die Wirkung von acrylathaltigen Kavitätenlacken unterschiedlichen Füllstoffgehalts in Klasse II-Restaurationen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass Lacke die Zunahme cervikaler Risse vermindern. Je dicker die Schicht aufgetragen wird, desto mehr vermindern sich die Risse. Allerdings wirkt sich die Dicke ungünstig für die Belastbarkeit der Restauration aus, da der Widerstand für okklusale Kräfte zu gering wird.

Xu et al. (113) stellten fest, dass während der Kavitätenpräparation Mikrorisse im Schmelz bis zu einer Tiefe von 30-84µm auftreten. Diese können allerdings durch Finieren mit Feinkorndiamanten beseitigt werden, welche ihrerseits, aufgrund der geringen Korngröße, keine sichtbaren Risse mehr produzierten.

Kasloff (53) untersuchte die Rissentstehung durch verschiedene Präparierinstrumente. Die Evaluation der Risse erfolgte mittels projizierter Fotografien. Bei der Präparation mit einer Wasserturbine ergab sich die geringste Risszunahme. Außerdem induzieren diamantbelegte Schleifkörper weniger neue Risse als Hartmetallbohrer.

Liatukas et al. (71) untersuchte das Verhalten von Säuren auf Risse in der Zahnhartsubstanz. Es wurden zwei Gruppen eingeteilt, bei denen die Rissinduktion entweder per Präparation mit Diamanten, oder durch Schläge mit stumpfen Instrumenten geschah. Die Risse wurden unter dem Stereomikroskop beobachtet. Dann wurden die Zähne entweder mit 50%iger Phosphorsäure oder einem Composit Resin behandelt. In einem Zeitraum von 13 Monaten wurden Schnitte entlang verfärbter Risse angefertigt, bei denen sich durch Veränderung der Schmelzstruktur zeigte, dass es zu einer stärkeren Säureausbreitung entlang der Risse gekommen war. Risse können somit als Ausbreitungsweg durch die Zahnhartsubstanz gesehen werden.

Larson et al. (69) setzten sich mit der Frakturfestigkeit von präparierten, aber unversorgten Zähnen auseinander und verglichen diese mit unpräparierten Zähnen. Sie stellten fest, dass die Breite einer Kavität einen größeren Einfluss hat als die Einbeziehung der Approximalflächen. So gab es keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Frakturanfälligkeit bei gleicher Kavitätenbreite zwischen einer okklusalen und einer mod-Kavität. Schließlich konnte kein präparierter Zahn die Frakturfestigkeit eines gesunden, unpräparierten erreichen, so dass die Autoren ein substanzschonendes und konservatives Präparationsdesign empfehlen.

Brown et al. (13) setzten sich in ihrer in vitro Studie mit dem Einfluss der Temperatur auf die Rissbildung auseinander. Dabei wurden Rinderzähne einer thermischen Belastung von abwechselnd 32°C und 64°C ausgesetzt. Nach 3000 Zyklen stellte sich heraus, dass vor allem longitudinale Schmelzrisse auftraten oder schon vorhandene Risse sich vergrößerten. Die Studie zeigte auch, dass die Anzahl an thermisch erzeugbaren Rissen begrenzt ist. Es konnte gezeigt werden, dass eine Erhöhung der Zyklenzahl keinen weiteren Einfluss auf die Rissbildung im Schmelz hat. Der Schmelz besitzt im Gegensatz zum Dentin eine geringere 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 mechanische Belastungen beschleunigen diesen Prozess. Eine stärkere Wirkung bezüglich der Rissbildung im Schmelz haben Temperaturveränderungen, die in vitro erzeugt werden.

Martin et al. (74) testeten die Höckerauslenkung während der Polymerisation von Kompositklebern bei keramischen Einlagefüllungen. Sie setzten dafür in 15 extrahierte, menschliche Prämolaren standardisierte mod-Cerec 2 Inlays ein. Die Inlays wurden mit einem Feinpartikelhybridkomposit, mit einem Kompomer und mit einem dual-härtenden Kompositmaterial eingesetzt. Die intercuspidale Zahndimension wurde mittels eines Lasermikrometers während einer zweiminütigen Polymerisation aufgezeichnet. Desweiteren wurden die folgenden 30 Minuten nach der Polymerisation überwacht. Es konnte eine deutliche Reduzierung der Zahndimension in den ersten zehn Minuten nach dem Polymerisationsstart festgestellt werden. Diese lag zwischen 0,02 und 0,06%. Das Kompomer zeigte eine geringere Höckerauslenkung als das Feinpartikelhybridkomposit. Während der Polymerisation kam es außerdem zu Vergrößerungen der Höckerabstände (0,03%), die vermutlich aufgrund der thermischen Ausdehnung zustande kamen.

Höckerfrakturen aufgrund der Expansions- und Kontraktionsvorgänge konnten nicht festgestellt werden.

Ähnliche Versuche stellten Suliman et al. (107) an, die Prämolaren mit mod-Kavitäten versahen und mit Komposit-Füllungen restaurierten. Sie beobachteten die Höckerbewegungen bis 14 Tage nach der Polymerisation. Durch die Kompositrestauration verringerte sich der Höckerabstand, bevor es zu einer langsamen Rückstellung kam. Kleine Kavitäten kontrahierten weniger als große Kavitäten. Dabei kam es nur bei den kleinen Kavitäten zu einer vollständigen Rückstellung. Bei trockenen Zähnen erhöhte sich die Rückstellzeit zusätzlich.

Zachrisson et al. (115) 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 (40). Gefunden wurden die Risse vorwiegend im zervikalen und mittleren Kronendrittel, nur bei den unteren Frontzähnen war die bevorzugte Stelle das inzisale Drittel. Schmelzrisse wurden in der Studie hauptsächlich in vertikaler Richtung gefunden, wohingegen die schrägen und transversalen Risse eher eine Nebenrolle spielten.

Roh et al. (95) vermutete, dass hauptsächlich Molaren des Unterkiefers mit großen oder mangelhaften Restaurationen Sprünge aufweisen. In seiner Studie stellte er dann fest, dass meist in intakten Zähnen ohne Restaurationen und ersten Molaren des Oberkiefers Risse und Sprünge vorhanden waren.

Auch Geurtsen et al. (39) beschäftigten sich mit der Rissproblematik. Sie testeten die Frakturfestigkeit mit mod-Amalgam- oder Kompositfüllungen versorgte menschlicher Oberkiefermolaren. Diese wurden dabei nach verschiedenen Kavitätenpräparationen und nach der Restauration mit unterschiedlichen Materialien auf ihre Frakturresistenz überprüft. Nichtbehandelte Zähne sowie Zähne, die mit Amalgam und Dentin-Haftvermittler versorgt worden waren, zeigten die größte Frakturresistenz. Ähnliche Ergebnisse wiesen die Zähne mit Amalgam-, Komposit- und direkt hergestellten Kompositinlays auf.

Durch die Kuppelung der tragenden Höcker ermöglichen Teilkronen im Gegensatz zu Inlays eine bessere Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz (66;110). Dennoch erzielten Studien, die sich mit der Frakturresistenz von Zähnen, die mit Teilkernkeramikrestaurationen versorgt wurden, kontroverse Ergebnisse: Während Bremer et al. (11) und Dalpino et al. (17) für die Frakturfestigkeit der Zahnhartsubstanz Werte ermitteln, die für restaurierte Zähne sogar

höher sind, als für gesunde Zähne, erzielt eine Studie von St-Georges et al. (106) eine signifikant geringere Frakturfestigkeit restaurierter Zähne.

Burke et al. (15) befassten sich mit der Frakturresistenz von Zähnen, die mit Vollkeramikronen versorgt wurden. Verwendet wurden zwei verschiedene Befestigungssysteme: der selbststättende, dualhärtende Universalzement RelyX Unicem und das konventionelle Befestigungskomposit Mirage ABC/FLC. Zwischen beiden untersuchten Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, wobei beide Zementiersysteme klinisch befriedigende Ergebnisse erzielten.

In einer in vitro Untersuchung verglichen Soares et al. (104) 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 Rely X 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. (104) indirekte Kompositinlays als vielversprechende Alternative zur Keramik vor. Einen zahnhartsubstanzstabilisierenden Effekt setzt er bei beiden adhäsiv befestigten indirekten Restaurationsmaterialien voraus.

2.8 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation

Um über neue Entwicklungen oder Verbesserungen herkömmlicher Restaurationssysteme Aussagen treffen zu können, haben sich sowohl klinische Studien, als auch in vitro Testverfahren bewährt (58;60). Zur Beurteilung der Langlebigkeit von dentalen Restaurationen können ausschließlich auf der Basis kontrollierter klinischer Studien materialspezifische Aussagen gemacht werden. Aufgrund des erforderlichen hohen

Zeitaufwandes und der Beteiligung zahlreicher Probanden sind in vivo Studien allerdings mit methodischen Nachteilen behaftet (60).

Zur Simulation einer klinischen Situation kommen in vitro Untersuchungen mit weitgehend reproduzierbaren und kontrollierten Bedingungen in Frage (60). 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 (29). Die Lagerungszeit ist laut Söderholm (105) 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.

2.8.1 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 (105).

Um in vitro das Mundhöhlenmilieu zu simulieren, können bei Randspaltuntersuchungen und Haftprüfungen die Restaurationen an extrahierten Zähnen 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 direkt eine Spalterweiterung an der Restaurationsgrenze hervorrufen (115) oder aber den Sogeffekt in einen verbreiterten Randspalt begünstigen. Dieser Sogeffekt kann auch zu Schmelzrissen führen (10).

Krejci et al. (59) 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 (105). Beim Vergleich von 130 Thermocycling Tests (36) 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, wobei im Mittel 10.000 Zyklen gefahren werden (36). Laut Krejci und Lutz (58) entsprechen 250.000 Zyklen einer in vivo Belastungsdauer von einem Jahr. Die Verweildauer im Temperaturbad liegt durchschnittlich bei 30 Sekunden, wird aber nicht immer angegeben.

2.8.2 Physikalisch / mechanische Tests

Physikalische Eigenschaften dentaler Werkstoffe, wie Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit, Dehngrenzen, Bruchdehnung, Vickershärte und Elastizitätsmodul werden unter Zuhilfenahme definierter Probekörper untersucht (21). 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.

2.9 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) (58;60)
- 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.

2.9.1 Farbpenetrationstests

Ein wichtiger Gütefaktor für zahnmedizinische restaurative Versorgung ist die Randdichtigkeit. 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 (47).

Um Aussagen über das Randspaltverhalten 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 (31).

Zur Herstellung der Farblösungen werden verschiedene Reagenzien verwendet: z.B. Methylblau (1), Fluoreszenzfarbstoffe (2;108), basisches Fuchsin (32) und Silbernitrat (112). 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, sodass die Auswertung unverzüglich nach dem Schneiden der Proben erfolgen muss. Durch die weiterlaufende Diffusion ist die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse erschwert (29). Die Auswertung erfolgt an Schnittpräparaten im Stereomikroskop oder anhand von Fotografien (90). Iwami et al. (51) sehen in der Messung des elektrischen Widerstandes eine neue Methode zum Auffinden von Randspalten.

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 Keramikinlays bei adhäsiver Befestigung mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung untersucht werden.

Folgenden Fragen sollte im Einzelnen nachgegangen werden:

1. Welchen Einfluss hat eine Präparation (Überkuppelung) 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. Welchen Einfluss hat die Präparation (Überkuppelung) des nichttragenden Höckers auf die Integrität der verbleibenden Zahnhartsubstanz hinsichtlich der Frakturresistenz der ausgedünnten Kavitätenwand?

4 Material und Methoden

Abbildung 8 zeigt eine Übersicht zum Ablauf der Methodik

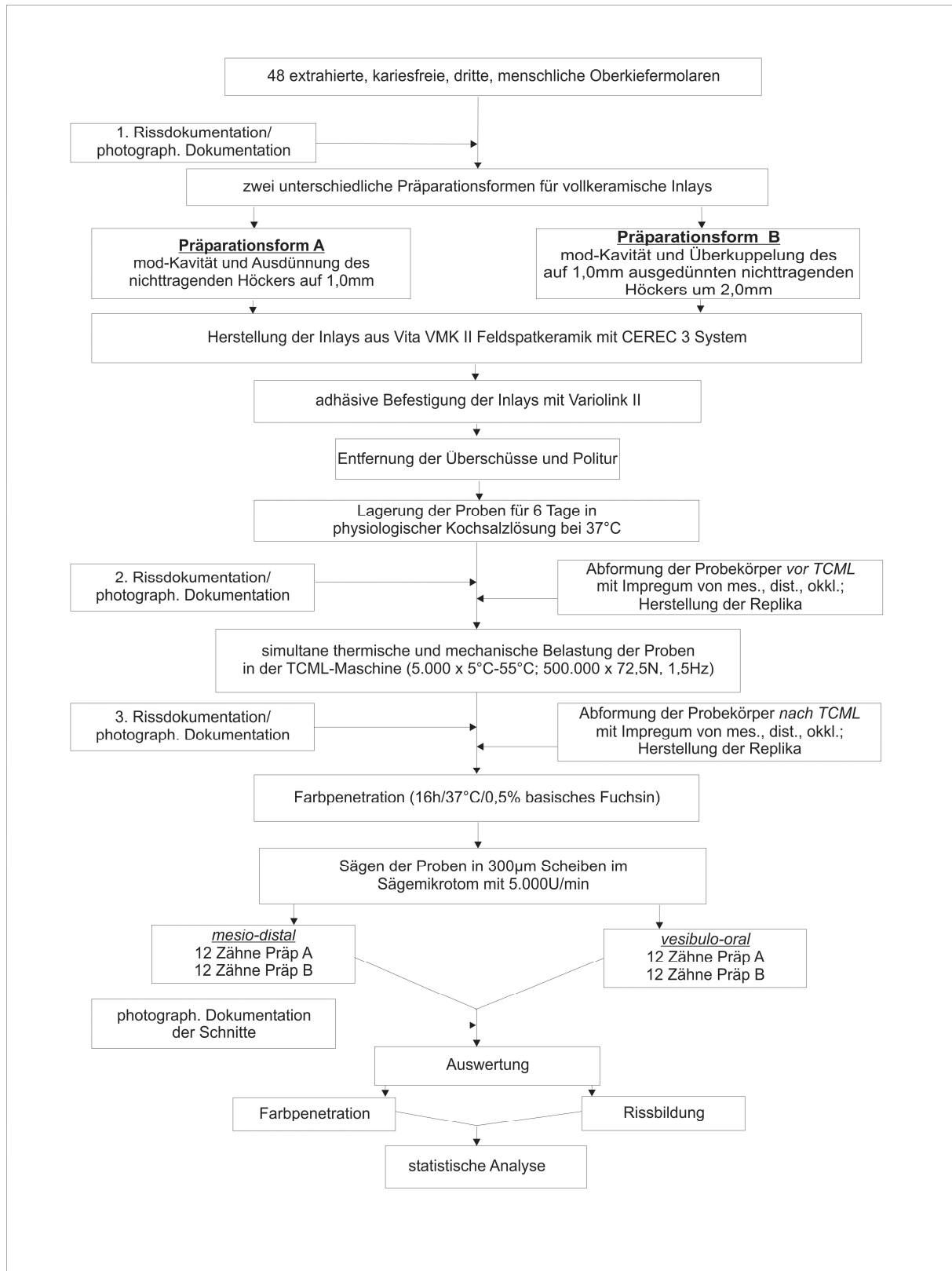


Abbildung 8: Übersicht Methodik

4.1 Untersuchungsgut

In der vorliegenden in vitro Untersuchung wurden 48 extrahierte kariesfreie menschliche dritte Oberkiefermolaren als Untersuchungsgut verwendet. Bei der Auswahl der Zähne wurde darauf geachtet, dass diese defektfrei waren, d.h. frei von Rissen durch Einwirkungen bei der Extraktion, ohne Defekte durch Schleifinstrumente oder Abplatzungen. Nach der Extraktion wurden die Zähne in 0,5%-iger Chloraminlösung [M1] gelagert. Vor der Präparation wurden die Wurzeloberflächen und die Zahnoberflächen mit Bismehl gereinigt, und nachdem der Apex der Zähne mit Guttapercha [M2] verschlossen worden war, was ein Eindringen des Pattern Resin und der Fuchsinlösung verhinderte, wurden die Molaren in für die TCML-Maschine (thermo-cycling-mechanical-loading) [M3] verwendete Träger mit Pattern Resin [M4] gesockelt und in physiologischer Kochsalzlösung [M5] aufbewahrt.

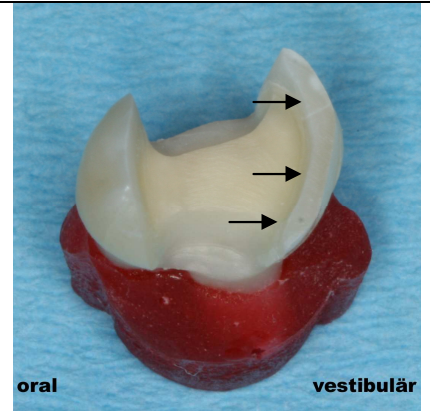
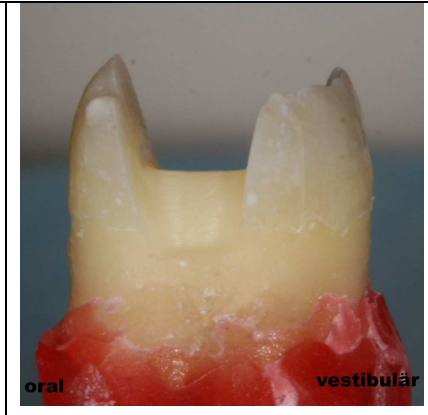

4.2 Präparation und Inlayherstellung

4.2.1 Präparation

Die Präparation erfolgte mit einem roten Winkelstück [M7] unter ständiger Wasserkühlung mit dem Cerinlay-Set [M8]. Die Zähne wurden mit einer mod-Kavität, deren Tiefe von der okklusalen Präparationskante bis zum okklusalen Kavitätenboden 4,0mm betrug, versehen. Die approximalen Kästen wurden in vestibulo-oraler Richtung 5,0mm, in mesio-distaler Richtung 1,5mm tief präpariert. Die Höhe der pulpaaxialen Wand betrug ca. 3,0mm. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die zervikale Präparationsgrenze mindestens 1,0mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze zu liegen kam. Die vestibulo-orale Breite der okklusalen Kavität richtete sich nach der Resthöckerstärke und der Zahnanatomie. Beim tragenden, also palatinalen Höcker wurde immer eine Wandstärke von 2,5mm belassen. Die bukkale Wandstärke wurde auf 1,0mm reduziert. Diese Wandstärke wurde jeweils auf Höhe des okklusalen Kavitätenbodens mit einem Tasterzirkel [M9] an jeweils drei Messstellen (mesial, zentral, distal) (s. Pfeile in Abb. 9A) bestimmt. Sowohl im okklusalen, als auch im approximalen Kavitätenanteil wurde leicht divergierend präpariert und auf abgerundete Übergänge der Innenflächen geachtet.

Die Zähne wurden in folgende Prüfgruppen eingeteilt:

- Präparationsform A : - vestibuläre Wandstärke: 1,0mm
(s. Abb. 9B) - orale Wandstärke: 2,5mm
- Präparationsform B : - vestibuläre Wandstärke: 1,0mm mit horizontaler Reduktion
(s. Abb. 9C) - orale Wandstärke: 2,5 mm

		
<p>Abbildung 9A: Präparation von okklusal</p>	<p>Abbildung 9B: Präparation A 1,0mm Restzahndicke</p>	<p>Abbildung 9C: Präparation B 1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion</p>

4.2.2 Inlayherstellung

Für jeden präparierten Zahn wurde ein Inlay aus Vita Mark II Feldspatkeramikblöcken [M10] mit dem Cerec 3-Gerät [M11] nach Herstellerangaben konstruiert und geschliffen. Dafür wurden die Probezähne getrocknet und mit Cerec Scan Spray, ein Titanoxid-Pulver [M12], 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 (600).

Die Inlays wurden nach der Reinigung der Kavität mit Wasserspray und Bimsmehl einprobiert und ihre Passgenauigkeit mittel Softproben (Fitcher [M13]) überprüft. Störstellen an den Restaurationen wurden mit Feinkorndiamanten beseitigt.

4.3 Adhäsive Befestigung

4.3.1 Vorbereitung der Inlays zum Einsetzen

Die Vorbereitung der Inlays für die adhäsive Befestigung wurde gemäß Herstellerangaben durchgeführt. Die Ätzung des Keramikinlays erfolgte 60s auf der Innenfläche mit 5%-iger Flusssäure [M14]. Diese wurde im Anschluss mit einem Luft-Wasser-Spray für eine halbe Minute von der Keramik abgespült. Nachdem die Inlays getrocknet waren, erfolgte die Silanisierung. Die Haftsilanlösung [M15] wurde mittels eines Applikationstips [M16] an der Unterseite der Restaurationen aufgetragen und nach 60s Einwirkzeit mit dem Luftbläser getrocknet.

4.3.2 Vorbereitung der Zähne zum Einsetzen

Nach Reinigung der Kavitäten mit Bimsmehl wurden diese mit 37%-iger Phosphorsäure [M17] angeätzt. Die Ätzzeit des Schmelzes betrug 30s, die des Dentins 15s. Danach wurden die Kavitäten mit Luft-Wasser-Spray gereinigt und im Sinne der Wet-Bonding-Technik getrocknet. Im nächsten Schritt erfolgte die Applikation des ungefüllten Komposit-Adhäsiv Excite [M18] auf alle Kavitätenwände, welches für 20s ins Dentin einmassiert und anschließend für 40s durch die Polymerisationslampe [M19] lichtgehärtet wurde.

4.3.3 Insertion

Zum Einsetzen der Inlays wurden die gesockelten Zähne in den bereits beim optischen Abdruck zur Anwendung gekommenen Probenhalter eingespannt. Nach Anmischen des Befestigungskomposits Variolink II [M20] wurde dieses mit Überschuss in die Kavitäten eingebracht, und alle Kavitätenwände und -ränder damit benetzt. Die Inlays wurden nun langsam unter okklusalem Druck eingesetzt und die größten Kompositüberschüsse mit einem Heidemann-Spatel [M21] entfernt.

4.3.4 Polymerisation

Unter bestehendem okklusalem Druck, der mittels eines großen Kugelstopfers [M22] ausgeübt wurde, wurde folgend das dualhärtende Befestigungskomposit mit der

Polymerisationslampe für je 40s von jeder Seite (approximal und okklusal) 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 [M23] in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

4.3.5 Ausarbeitung und Politur

Zuerst erfolgte die Entfernung größerer Kompositüberschüsse mittels wassergekühlten Feinkorndiamanten [M24] und danach die definitive Politur. Diese wurde mit in der Körnung aufeinander abgestimmten, aluminiumoxid-beschichteten Sof-Lex-Scheiben [M25] unter Wasserkühlung vorgenommen. Die Kontrolle der Kompositfugen auf Überschüsse und Randspalten erfolgte mit Lupenbrille [M26] und feiner Kuhhornsonde [M27]. Anschließend erfolgte die Lagerung der Proben für sechs Tage bei 37°C in physiologischer Kochsalzlösung. Diese Lagerungsphase diente der Schaffung gleicher Ausgangsbedingungen für alle Proben vor den Belastungstests. Während aller Bearbeitungsschritte wurde eine Austrocknung der Zahnhartsubstanz vermieden, um eine Rissentstehung durch Austrocknung oder Versprödung zu verhindern.

Vor und nach dem Belastungstest wurden von jedem Zahn mittels eines Polyether-Abformmaterials [M28] von mesial, distal und okklusal Abdrücke genommen. Die Abdrücke wurden mit einem Epoxidharz [M29] ausgegossen und die gewonnenen Replikate dienten in einer anderen Studie der Rasterelektronenmikroskop-Untersuchung.

4.4 Thermomechanische 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 10 zeigt die verwendete TCML-Maschine.



Abbildung 10: Maschine zur Applikation thermomechanischer Wechselbelastung [M3]

4.5 Farbpenetration

Nach dem Belastungsdurchlauf wurden die Zähne für die Durchführung der Farbpenetrationstests vorbereitet. Die Zähne wurden nach abgeschlossener Rissbeurteilung mit Nagellack [M30] 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 [M31] gelegt.

Nach der Entnahme aus der Farblösung erfolgte eine sorgfältige Reinigung. Im Anschluss wurden die Zähne für das Sägemikrotom [M32] vorbereitet. Dazu wurden sie mittels Paladur [M33] auf den entsprechenden Trägern fixiert. Jeweils 12 Zähne pro Präparationsform 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 [M34] aufbewahrt, um eine Austrocknung zu verhindern. Die Aufnahme aller Zahnschnitte erfolgt unter dem Binokular-Mikroskop bei 50-facher Vergrößerung mittels einer JVC-Kamera [M35] und die Übertragung des Bildes an die Auswertungs-Software (Optimas)

[M36] 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.

Abbildung 11 und 12 zeigen einen Schnitt jeweils in vestibulo-oraler und mesio-distaler Richtung, 13 zeigt die zu messenden Strecken als Detailansicht.

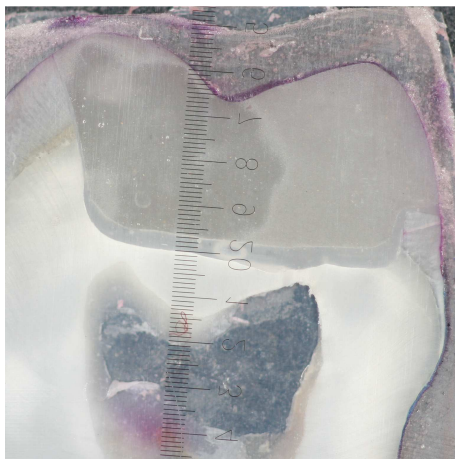


Abbildung 11: vestibulo-oraler Schnitt

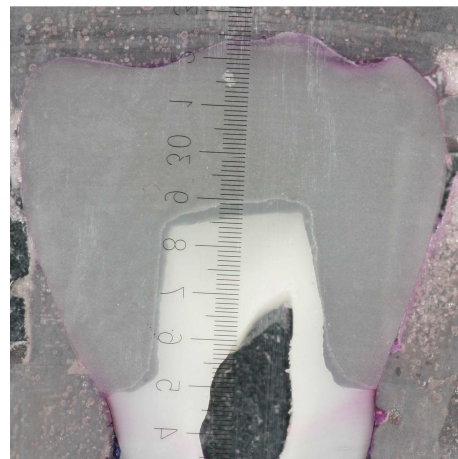


Abbildung 12: mesio-distaler Schnitt

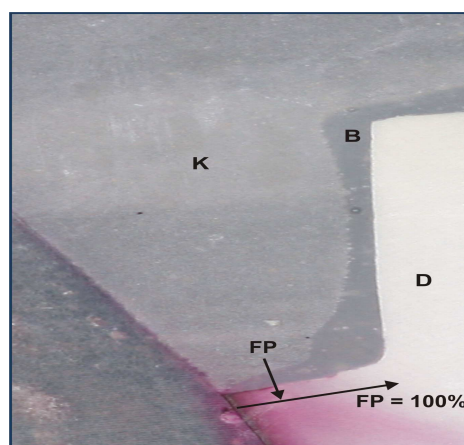


Abbildung 13: Auswertung der Farbpenetration (mesio-distaler Schnitt):
Übersichtsaufnahme (links); Detailaufnahme (rechts) approximal im Dentin
(K=Keramik; D=Dentin; B=Befestigungsmaterial; FP=Farbpenetration)

4.6 Rissdokumentation

Die Dokumentation der Risse erfolgte vor Präparation, vor TCML und nach TCML (s. Abb. 14-16). 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 Teilkronen, 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 14A/B zeigen denselben Zahn von oral vor und nach TCML. Ein erkennbar neu aufgetretener Riss ist markiert.

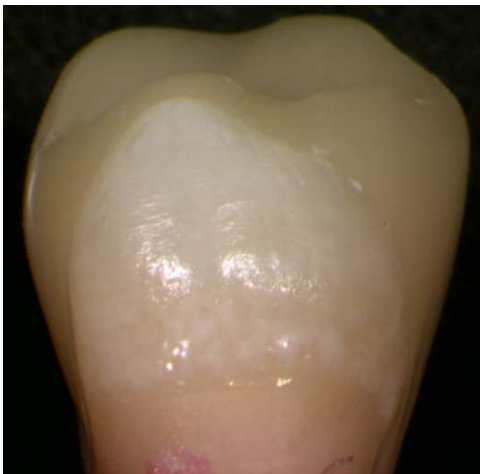


Abbildung 14A: orale Wand vor TCML

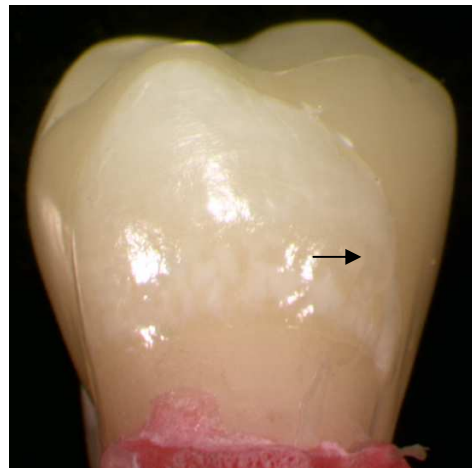


Abbildung 14B: orale Wand nach TCML

Die Abbildungen 15A/B zeigen denselben Zahn von vestibulär vor und nach TCML, auch hier ist ein erkennbar neu hinzugekommener Riss markiert.

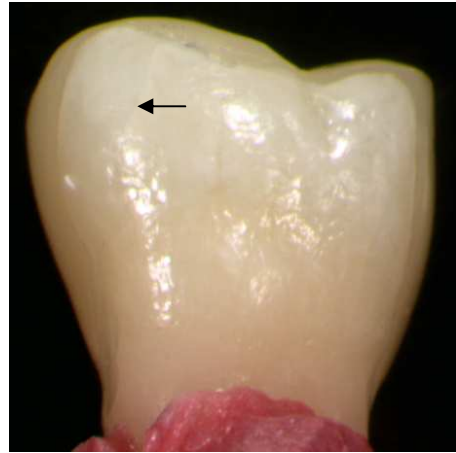


Abbildung 15A: vestibuläre Wand vor TCML Abbildung 15B: vestibuläre Wand nach TCML

Die Abbildungen 16A/B zeigen denselben Zahn, mit horizontaler Reduktion, von vestibulär vor und nach TCML, ein erkennbar neu hinzugekommener Riss ist markiert.

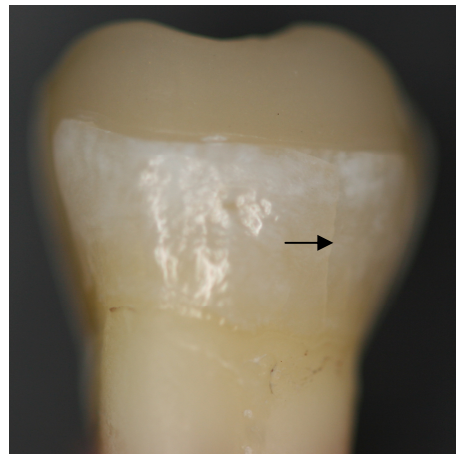
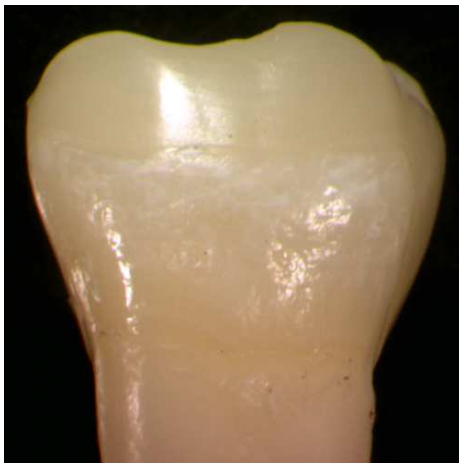


Abbildung 16A: vestibuläre Wand vor TCML Abbildung 16B: vestibuläre Wand nach TCML

4.7 Statistik

In der Tabelle 1 sind die in der vorliegenden in-vitro-Studie vorhandenen Parameter mit Erklärungen und Abkürzungen dargestellt.

Parameter	Erklärung	Abkürzung
Präparationsform	1,0mm Restzahndicke	Präparation A
	1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion	Präparation B
Ort	vestibulär (nichttragender Höcker)	
	oral (tragender Höcker)	
	approximal	
Grenze	Keramik/Befestigungssystem	Keramik
	Schmelz/Befestigungssystem	Schmelz
	Dentin/Befestigungssystem	Dentin
Zeit	vor Präparation	
	vor TCML	
	nach TCML	

Tabelle 1: Auflistung der Untersuchungsparameter

In der vorliegenden Arbeit wurde bei mit Variolink II befestigten vollkeramischen Inlays der Einfluß von zwei unterschiedlichen Präparationsformen 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 [M37].

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 Präparationsform (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 Präparationsform die Farbpenetrationswerte an den Orten vestibulär, oral und approximal einzeln ermittelt und dargestellt. Schließlich werden die Farbpenetrationswerte über den Einfluss der Präparationsform abhängig vom Ort und der Grenze (Keramik, Schmelz, Dentin) 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 Präparationsform und Ort- dargestellt. Danach werden für jede Grenze die Farbpenetrationswerte für die Präparationsformen A und B vorgestellt. Schließlich werden die Daten über den Einfluss der Grenze abhängig von der Präparationsform 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

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

mit 25%- und 75%- Percentile, unabhängig von den Parametern Grenze und Präparation. Weiterhin werden für jeden Ort die Werte für die Präparation A und B zusammengefasst. Schließlich erfolgt eine Darstellung der Farbpenetrationswerte in Abhängigkeit von den Parametern Gruppe und Grenze¹.

5.1.1 Einfluss der Präparation

5.1.1.1 Übersicht

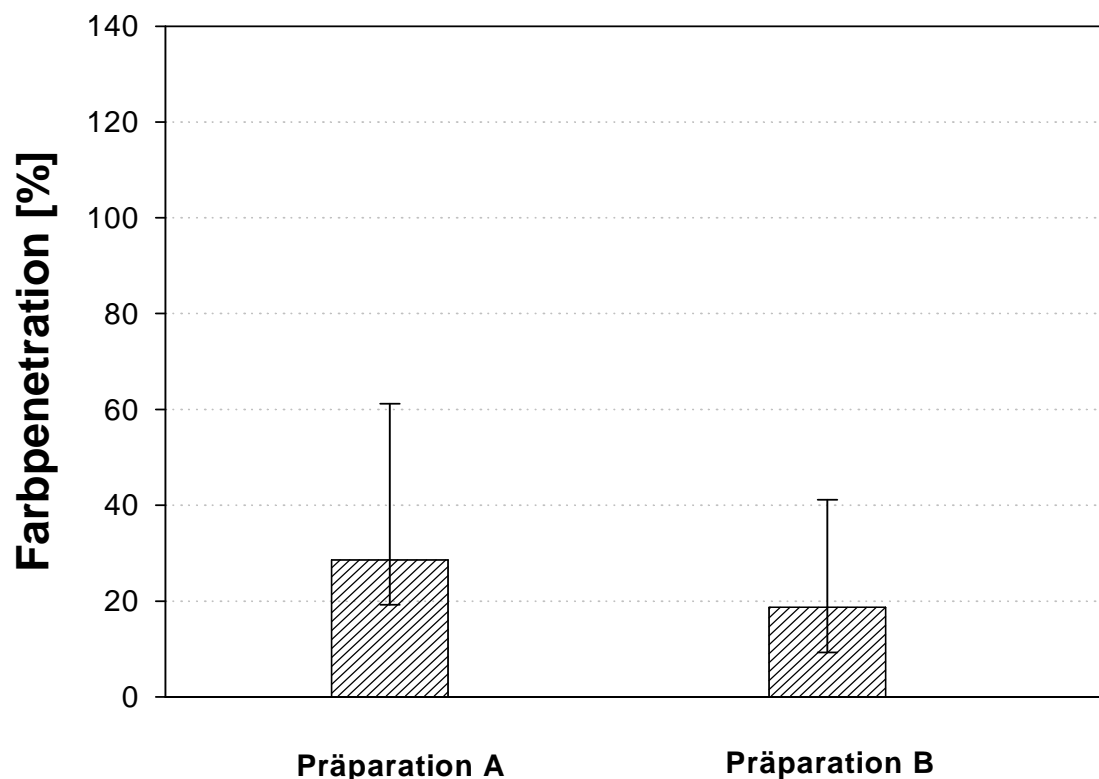


Abbildung 17: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Grenze und Ort – in Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) (Median, 25%-/75%- Percentile).

Abbildung 17 (vgl. Tabelle 3) zeigt eine Übersicht der Farbpenetration, zusammengefasst für alle Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem) und Orte (approximal, vestibulär und oral) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion). Der Median der Maxima beträgt in Präparation A 28,6% (25%-Perzentile/Median/75%-Perzentile:

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

19,2/28,6/61,2) und in Präparation B 18,7% (9,3/18,7/41,1). Zwischen den beiden Gruppen kann ein statistisch signifikanter Unterschied (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$) von 0,001 (vgl. Tabelle 12) festgestellt werden. Die Präparationsform mit horizontaler Reduktion (Präparation B) zeigt statistisch signifikant geringere Farbpenetrationswerte als die Präparationsform A.

5.1.1.2 Einfluss der Präparation unabhängig von der Grenze

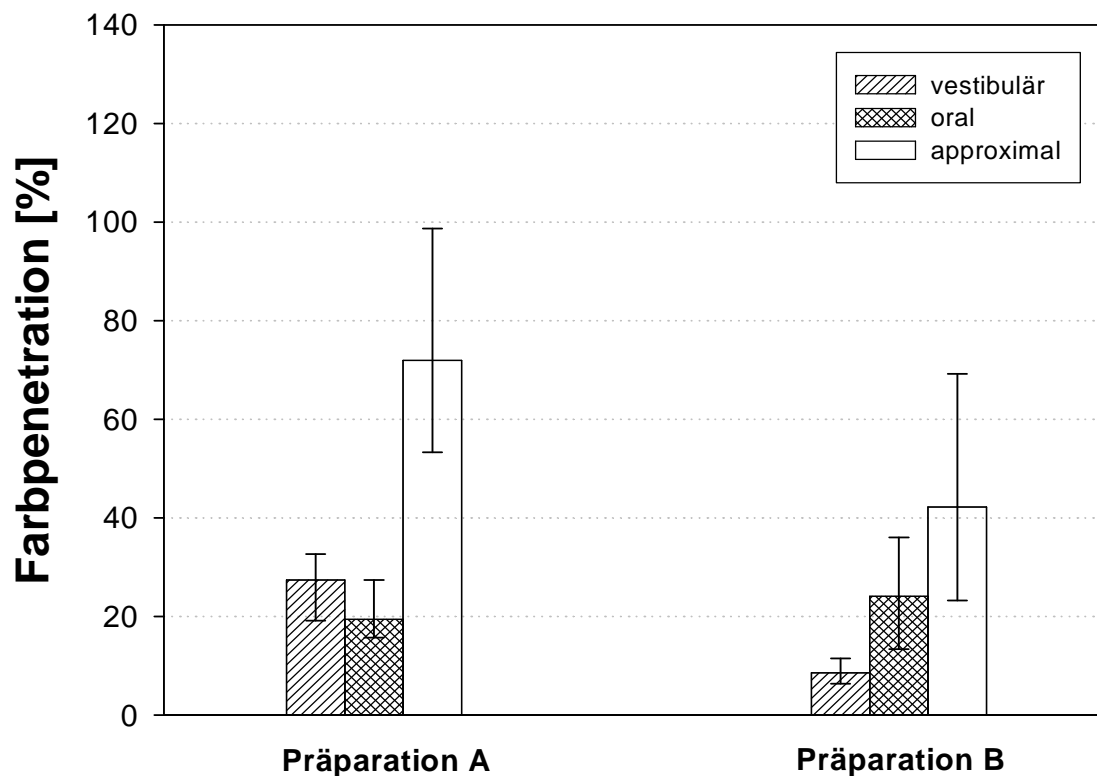


Abbildung 18: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig von der Grenze (Median, 25%-/75%-Perzentile).

Abbildung 18 (vgl. Tabelle 4) zeigt eine Übersicht der Farbpenetrationswerte für die Präparationen A und B, unabhängig von der Grenze getrennt für die Orte (vestibulär, oral und approximal).

Die Farbpenetrationswerte sind approximal größer als vestibulär und oral. Sie beträgt bei Präparation A 71,9% (53,3/71,9/98,7) und bei Präparation B 42,2% (23,2/42,2/69,2). Vestibulär beträgt die Farbpenetration 27,4% (19,2/27,4/32,7) bei Präparation A und 8,6%

(6,4/8,6/11,5) bei Präparation B. Die entsprechenden Werte oral sind 19,4% (15,7/19,4/27,4) bei Präparation A und 24,1% (13,4/24,1/36,0) bei Präparation B. Für das Prinzip Maximum kann approximal bei Präparation A ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,004$) als bei Präparation B ermittelt werden, ebenso wird vestibulär bei Präparation A ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,000$, vgl. Tab. 12) als bei Präparation B ermittelt. Demgegenüber ist oral kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B festzustellen.

5.1.1.3 Einfluss der Präparation abhängig vom Ort und der Grenze

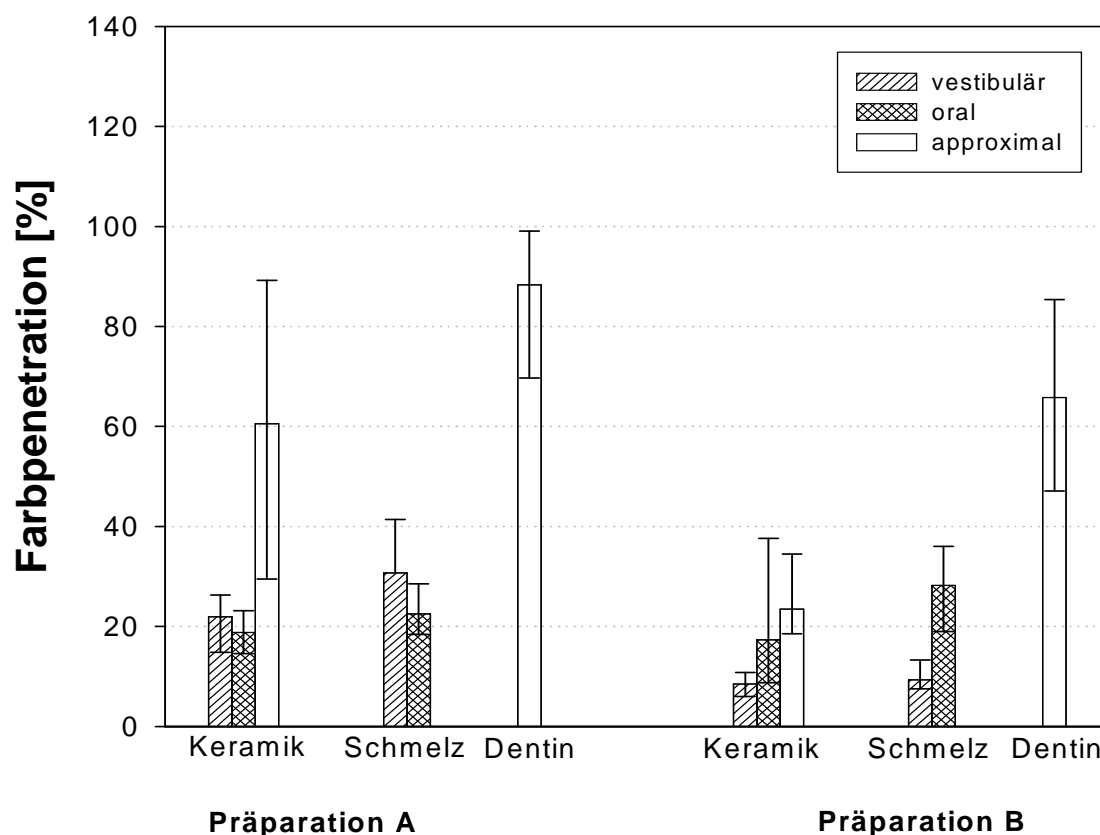


Abbildung 19: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-75%- Perzentile).

In der Abbildung 19 (vgl. Tab. 5) 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) graphisch dargestellt. Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem erreicht bei Präparation A einen Wert von 88,3% (69,7/88,3/99,1) und 65,8% (47,1/65,8/85,4) bei Präparation B. Bei Betrachtung der Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem findet man bei Präparation A Werte von 60,5% (29,5/60,5/89,2) und bei Präparation B Werte von 23,5% (18,5/23,5/34,5). Zwischen den beiden Präparationsformen kann approximal an der Grenze Dentin/Befestigungssystem kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Approximal an der Grenze Keramik/Befestigungssystem kann ein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,006$ vgl. Tabelle 12) festgestellt werden. Präparation B zeigt an der Grenze Keramik/Befestigungssystem statistisch signifikant weniger Farbpenetration als Präparation A.

Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem erreicht in Präparation A vestibulär 21,9% (14,8/21,9/26,3) und oral 18,8% (14,6/18,8/23,1). In Präparation B belaufen sich die Farbpenetrationswerte vestibulär auf 8,5% (6,0/8,5/10,8) und oral auf 17,3% (8,7/17,3/37,6). Es kann zwischen den beiden Präparationsformen an der Grenze Keramik/Befestigungssystem oral kein statistisch signifikanter Unterschied, aber vestibulär ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$ vgl. Tabelle 12) bei Präparation B ermittelt werden.

An der Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem sind vestibulär Farbpenetrationswerte von 30,7% (28,0/30,7/41,4) bei Präparation A und 9,3% (7,5/9,3/13,3) bei Präparation B vorhanden. Oral ergeben sich bei Präparation A der Wert für die Farbpenetration von 22,5% (18,4/22,5/28,5) und bei Präparation B von 28,2% (19,0/28,2/36,0). Zwischen den beiden Präparationsformen besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,001$ vgl. Tabelle 12) vestibulär, Präparation A zeigt statistisch signifikant höhere Werte als Präparation B. Demgegenüber zeigen die Farbpenetrationswerte, die oral zwischen beiden Präparationsformen an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem gemessen werden, keinen statistisch signifikanten Unterschied.

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Präparation unabhängig von den Parametern Grenze und Ort ergibt einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 12: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.1.2 Einfluss der Grenze

5.1.2.1 Übersicht

Abbildung 20 (vgl. Tab. 6) zeigt die zusammengefassten Werte der Farbpenetration für die einzelnen Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem) – unabhängig von der Präparation und dem Ort.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem ergibt sich für die Farbpenetration ein Wert von 19,5% (13,6/19,5/35,0), für die Grenze Schmelz/Befestigungssystem ein Wert von 24,9% (14,3/24,9/31,9) und für die Grenze Dentin/Befestigungssystem ein Wert von 75,4% (55,0/75,4/98,4).

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Grenzen. Es kann ein statistisch signifikant niedriger Wert zwischen den Grenzflächen Keramik/Befestigungssystem ($p=0,001$) und Schmelz/Befestigungssystem ($p=0,025$ vgl. Tabelle 12) zur Grenze Dentin/Befestigungssystem festgestellt werden.

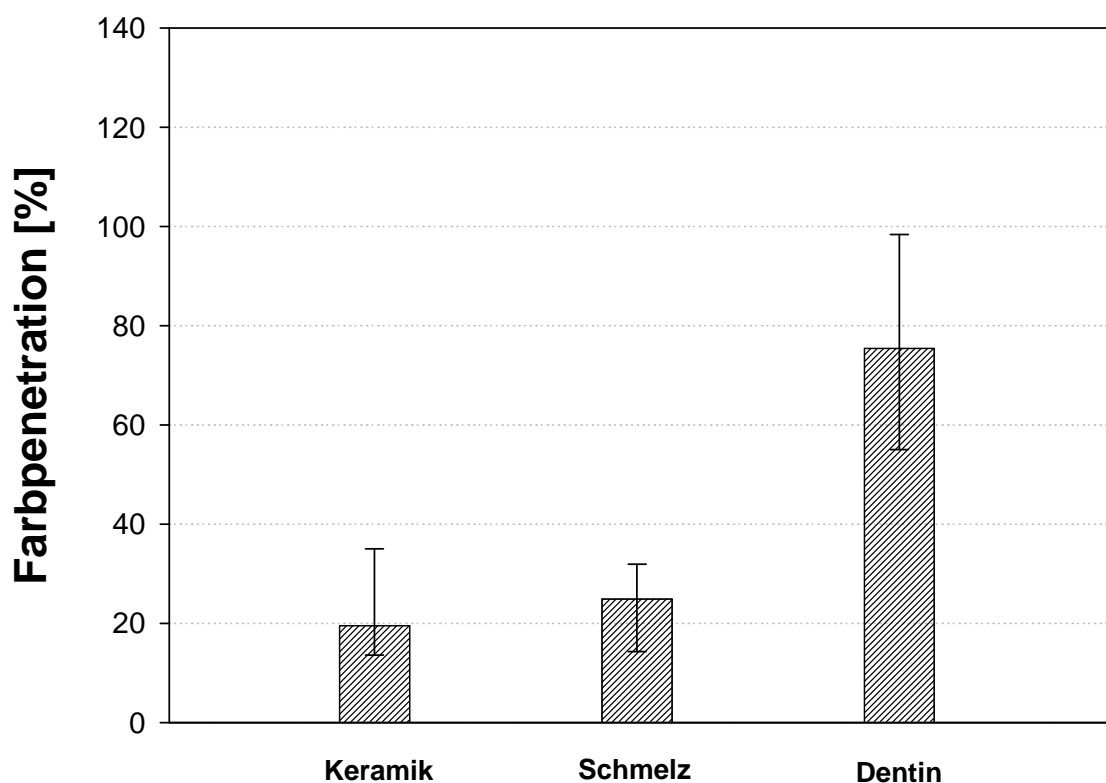


Abbildung 20: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation und Ort – an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) (Median, 25%-/75%- Percentile).

5.1.2.2 Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation

In der Abbildung 21 (vgl. Tab. 7) 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 Parameters Ort dargestellt. Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem erreicht bei Präparation A 88,3% (69,7/88,3/99,1) und bei Präparation B 65,8% (47,1/65,8/85,4). An der Grenze Keramik/Befestigungssystem ergeben sich Farbpenetrationswerte von 22,9% (16,6/22,9/52,9) bei Präparation A und 16,8% (8,6/16,8/24,5) bei Präparation B. Die Werte an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem liegen bei 28,4% (19,3/28,4/32,7) bei Präparation A und bei 16,7% (9,0/17,7/31,2) bei Präparation B.

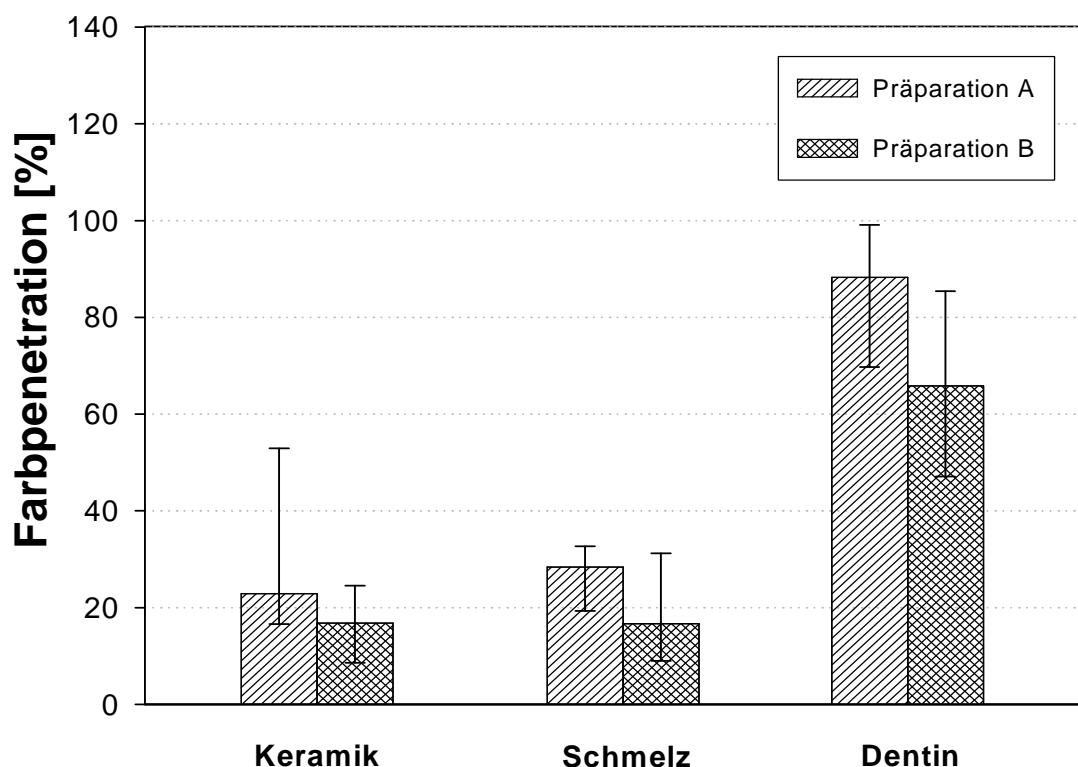


Abbildung 21: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/ Befestigungssystem (Dentin), unabhängig vom Ort (Median, 25%-/75%- Percentile).

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 für Präparation A ($p=0,000$) und ebenso für Präparation B ($p=0,000$). An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem sind die Werte für Präparation A statistisch signifikant geringer als an der Grenze Dentin/Befestigungssystem ($p=0,000$), ebenso bei Präparation B ($p=0,000$ vgl. Tab. 13). Beim Vergleich der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem ergibt sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

5.1.2.3 Einfluss der Grenze abhängig vom Ort

Die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A und B in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral und approximal) sind in Abbildung 22 (vgl. Tab. 8) getrennt für die Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem graphisch dargestellt.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem der Präparation A zeigen sich Farbpenetrationswerte approximal von 60,5% (29,5/60,5/89,2), oral von 18,8% (14,6/18,8/23,1) und vestibulär von 21,9% (14,8/21,9/26,3). Für die Präparation B beträgt die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem approximal 23,5% (18,5/23,5/34,5), vestibulär 8,5% (6,0/8,5/10,8) und oral 17,3% (8,7/17,3/37,6).

An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem der Präparation A sind Farbpenetrationswerte von 30,7% (28,0/30,7/41,4) vestibulär und von 22,5% (18,4/22,5/28,5) oral zu verzeichnen. Bei Präparation B ergeben sich an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem Farbpenetrationswerte von 9,3% (7,5/9,3/13,3) vestibulär und 28,2% (19,0/28,2/36,0) oral.

An der Grenze Dentin/Befestigungssystem ergeben sich approximal bei Präparation A für die Farbpenetration Werte von 88,3% (69,7/88,3/99,1) und für Präparation B 65,8% (47,1/65,8/85,4).

Zwischen der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem besteht bei Präparation A vestibulär ein statistisch signifikanter Unterschied. Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ist statistisch signifikant niedriger ($p=0,041$). Bei Präparation B besteht oral ein statistisch signifikanter Unterschied.

Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ist statistisch signifikant niedriger ($p=0,041$ vgl. Tab. 13).

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 A ($p=0,010$) und B ($p=0,005$ vgl. Tab. 13).

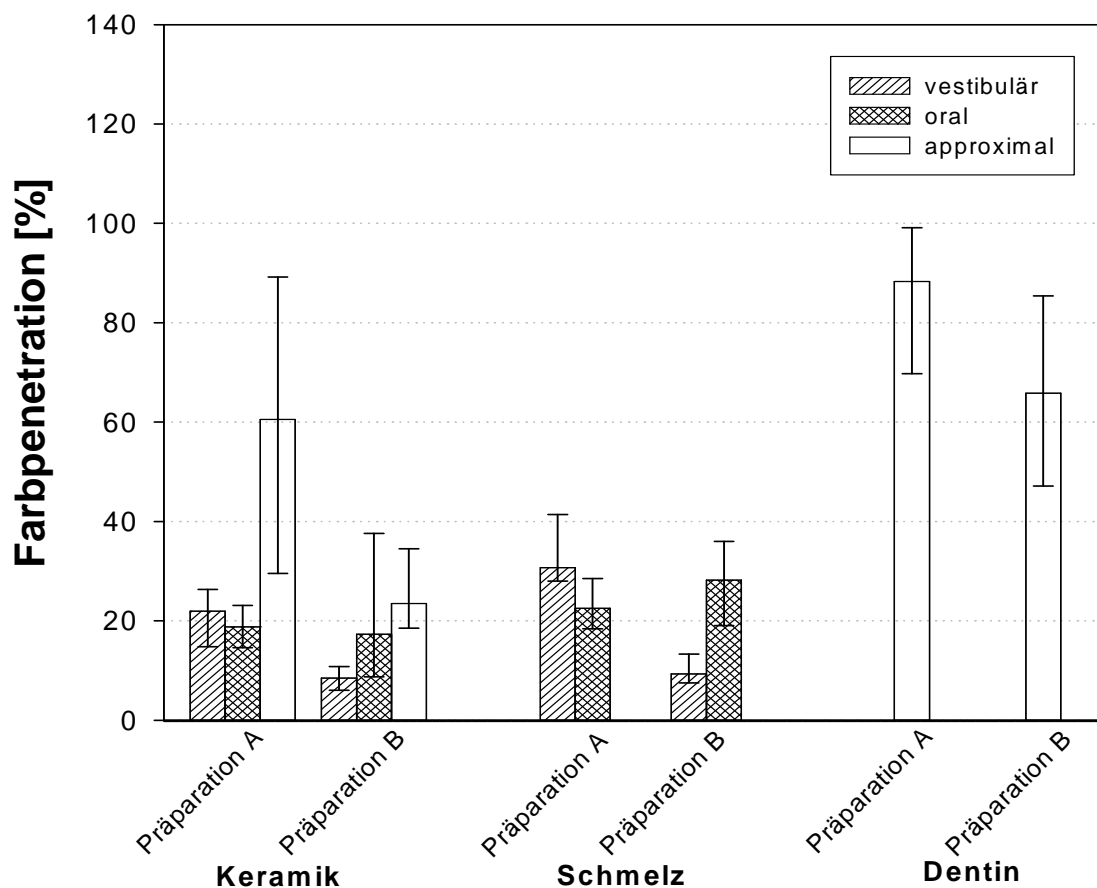


Abbildung 22: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/ Befestigungssystem (Dentin) in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-/75%- Percentile).

An den Grenzen Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied. Die Farbpenetration an der Grenze sind statistisch signifikant größer bei Präparation A ($p=0,000$) und bei Präparation B ($p=0,000$ vgl. Tab. 13).

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Grenze unabhängig von den Parametern Präparation und Ort ergibt einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 13: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.1.3 Einfluss des Ortes

5.1.3.1 Übersicht

Abbildung 23 (vgl. Tab. 9) zeigt eine Übersicht über die zusammengefassten Daten der Farbpenetration für den Parameter Ort (vestibulär, oral und approximal) – unabhängig von der Präparationsform und der Grenze. Es wird für den Ort vestibulär eine Farbpenetration von 14,1% (8,6/14,1/28,4), oral 20,0% (15,7/20,0/29,8) und approximal ein Wert von 62,3% (29,3/62,3/87,7) errechnet.

Zwischen dem Ort oral und dem Ort vestibulär zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied. Approximal kann ein statistisch signifikant höherer Farbpenetrationswert als vestibulär ($p=0,000$) und oral ($p=0,000$ vgl. Tab. 14) festgestellt werden.

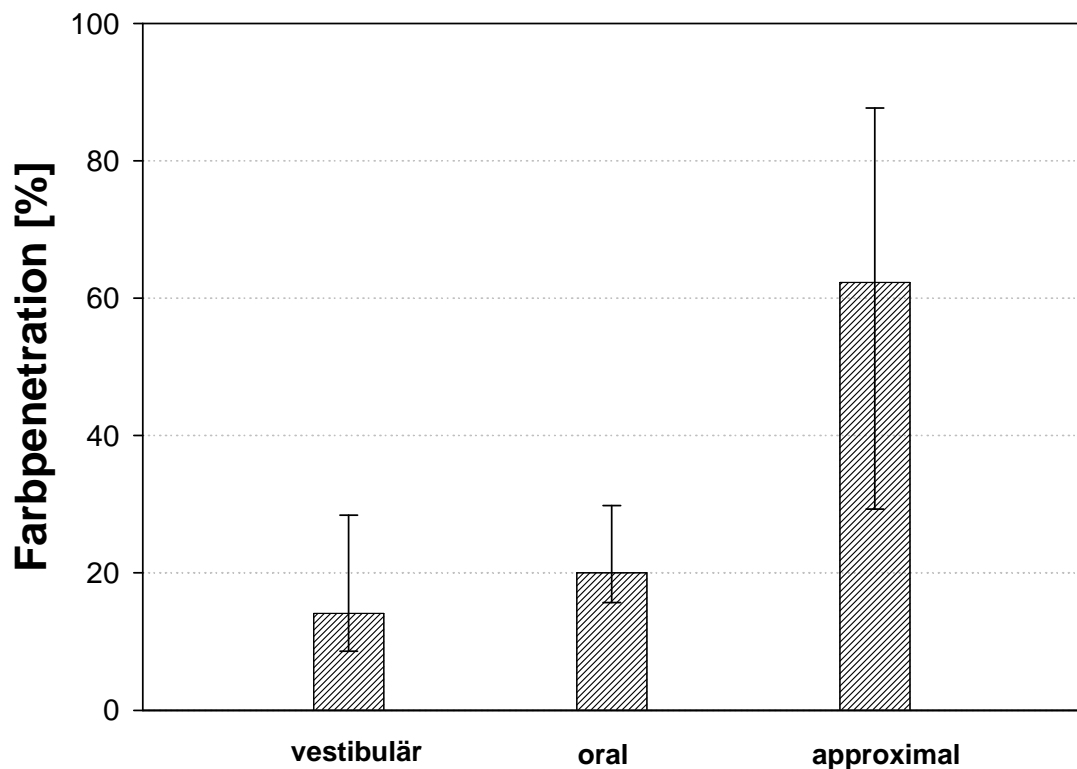


Abbildung 23: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation und Grenze – für den Parameter Ort (vestibulär, oral und approximal); (Median, 25%-75%- Percentile).

5.1.3.2 Einfluss des Ortes unabhängig von der Grenze

Abbildung 24 (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.

Für die Präparation A erhält man vestibulär 27,4% (19,2/27,4/32,7) und oral 19,4% (15,7/19,4/27,4) Farbpenetration. Approximal beträgt die Farbpenetration für Präparation A 71,9% (53,2/71,9/98,7). Für die Präparation B ergibt sich für die Farbpenetration vestibulär 8,6% (6,4/8,6/11,5), oral 24,1% (13,4/24,1/36,0) und approximal einen Wert von 42,2% (23,2/42,2/69,2).

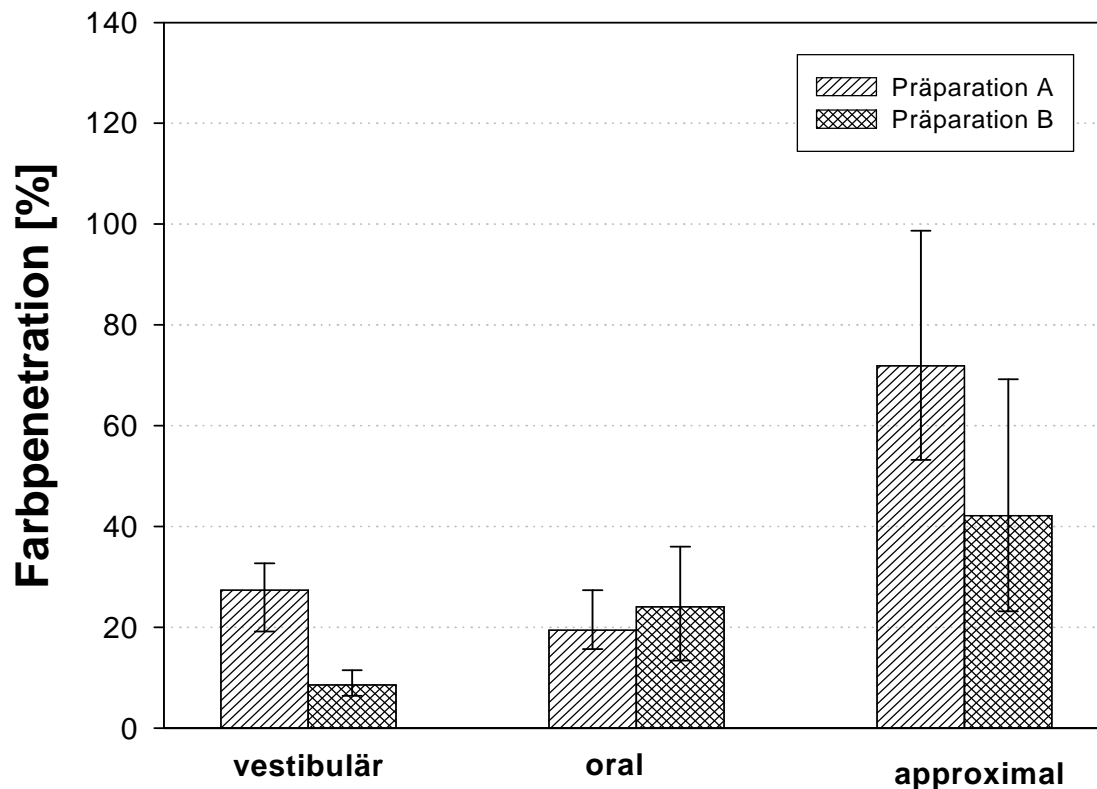


Abbildung 24: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal, unabhängig von der Grenze (Median, 25%-/75%-Percentile).

Beim Vergleich der drei Orte, finden sich bei Präparation A statistisch signifikante Unterschiede zwischen vestibulär und approximal und zwischen oral und approximal. Die Farbpenetration ist approximal statistisch signifikant größer als vestibulär ($p=0,000$) und oral ($p=0,000$ vgl. Tab. 14). Bei Präparation B lassen sich statistisch signifikante Unterschiede feststellen. Die Farbpenetration ist approximal statistisch signifikant größer als vestibulär ($p=0,000$) und oral ($p=0,004$), vestibulär ist die Farbpenetration statistisch signifikant niedriger als oral ($p=0,000$ vgl. Tab. 14).

5.1.3.3 Einfluss des Ortes abhängig von der Grenze

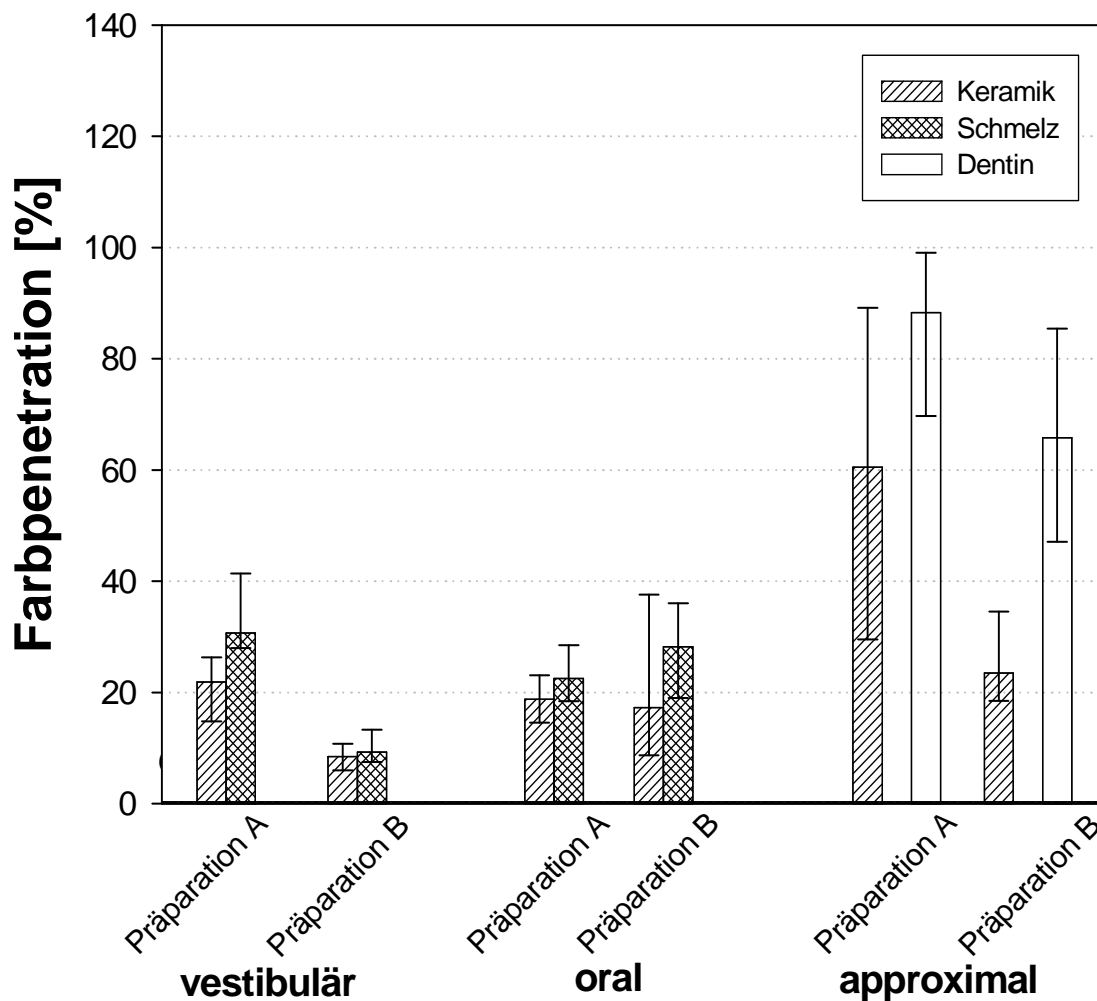


Abbildung 25: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen (Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz), Dentin/Befestigungssystem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

In der Abbildung 25 (vgl. Tab. 11) 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 zusammengefasst.

Bei der Präparation A liegen die Farbpenetrationswerte vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem bei 21,9% (14,8/21,9/26,3) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei 30,7% (28,0/30,7/41,4). Oral ergeben sich Farbpenetrationswerte von 18,8% (14,6/18,8/23,1) an der Grenze

Keramik/Befestigungssystem und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem von 22,5% (18,4/22,5/28,5). Approximal an der Grenze Dentin/Befestigungssystem liegt die Farbpenetration bei 88,3% (69,7/88,3/99,1) und an der Grenze Keramik/Befestigungssystem liegt die Farbpenetration bei 60,5% (29,5/60,5/89,2). An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem ergibt sich bei Präparation A ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen vestibulär und oral ($p=0,041$ vgl. Tab. 14). Die Farbpenetration ist vestibulär statistisch signifikant höher als oral. An der Grenze Keramik/Befestigungssystem wird bei Präparation A ein statistisch signifikanter Unterschied errechnet. Die Farbpenetration ist approximal signifikant höher als vestibulär ($p=0,001$) und oral ($p=0,000$ vgl. Tab. 14).

Bei Betrachtung der Farbpenetration für die Präparation B zeigt sich approximal für die Grenze Dentin/Befestigungssystem ein Wert von 65,8% (47,1/65,8/85,4) und für die approximale Grenze Keramik/Befestigungssystem ein Wert von 23,5% (18,5/23,5/34,5). Der Wert für die Farbpenetration vestibulär liegt an der Grenze Keramik/Befestigungssystem bei 8,5% (6,0/8,5/10,8) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei 9,3% (7,5/9,3/13,3). Die Farbpenetrationswerte für die Präparation B oral zeigen Werte von 17,3% (8,7/17,3/37,6) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem und 28,2% (19,0/28,2/36,0) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Zwischen den untersuchten Orten lassen sich für die Präparation B für die Grenze Keramik/Befestigungssystem statistisch signifikante Unterschiede ermitteln. Die Farbpenetrationswerte sind vestibulär statistisch signifikant geringer als approximal ($p=0,000$ vgl. Tab. 14) und vestibulär statistisch signifikant höher als oral ($p=0,012$ vgl. Tab. 14). An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen vestibulär und oral. Die Farbpenetration ist vestibulär statistisch signifikant geringer als oral ($p=0,034$ vgl. Tab. 14).

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses des Ortes unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze ergibt einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 14: $k=8$, $\alpha^*:0,00639115$).

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%- Percentile 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) dargestellt¹.
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*“.

5.2.1 Übersicht

Die Anzahl an Rissen an den vestibulären (nicht-tragender Höcker) und oralen (tragender Höcker) Zahnflächen lag über alle Beurteilungszeitpunkte zwischen keinem und 14 Rissen. Minimal waren zum Zeitpunkt *vor Präparation* an zwei Flächen ein Riss und maximal neun Risse an drei Flächen zu beobachten. Nach dem Einsetzen der Restaurationen und der Politur der Zähne (*vor TCML*) war eine Fläche mit keinem Riss festzustellen und es waren an einer Zahnflächen elf Risse vorhanden. *Nach TCML* gab es an zwei Zahnflächen ein Riss und maximal 14 Risse wurden an zwei Flächen gefunden (vgl. Tabelle 15 und 16).

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 einer Fläche drei, an zwei Flächen zwei und an neun Flächen ein Riss weniger gefunden als zum Zeitpunkt *vor Präparation*. Für die Präparation B konnte die Abnahme der Risse wie folgt gezeigt werden: an einer Fläche vier Risse, an vier Flächen drei Risse, an zehn Flächen zwei Risse und an elf Flächen ein Riss weniger.

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

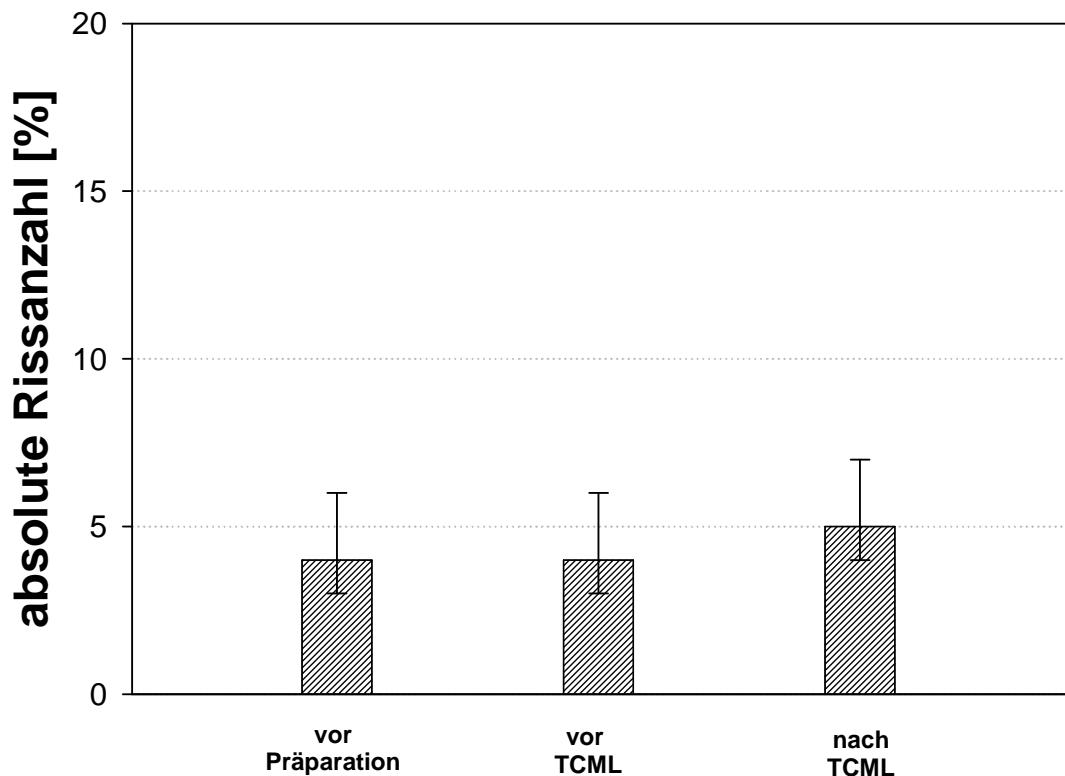


Abbildung 26: Darstellung der absoluten Rissanzahl (%) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*, unabhängig von der Präparation und dem Ort (Median, 25%-/75%-Perzentile).

Abbildung 26 (vgl. Tabelle 18) 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* 4% (3/4/6), *vor TCML* 4% (3/4/6) und *nach TCML* 5% (4/5/7). Obwohl sich die Mediane *vor Präparation* und *vor TCML* nicht unterscheiden, ist die Rissverteilung 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* und *vor TCML* statistisch signifikant niedriger als *nach TCML* ($p=0,000$ vgl. Tabelle 21).

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 21: $k=4$, $\alpha^*:0,01274146$).

5.2.1.1 Einfluss der Zeit in Abhängigkeit von der Präparation

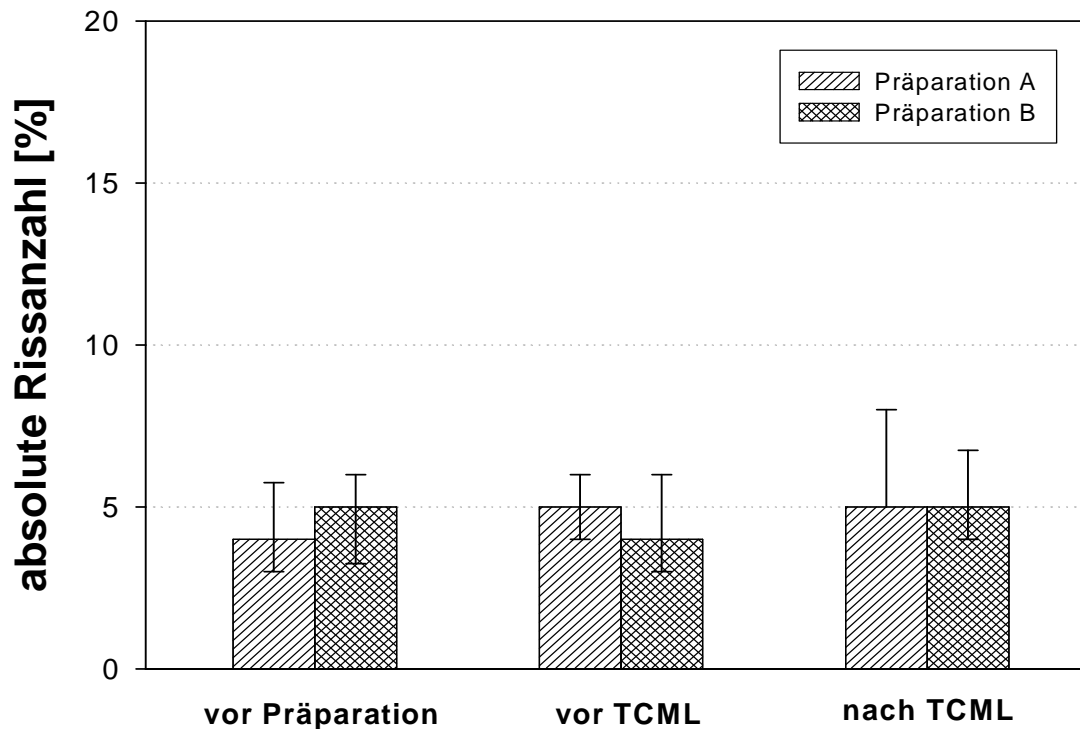


Abbildung 27: Darstellung der absoluten Rissanzahl (%) zu den Zeitpunkten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von der Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig vom Ort (Median, 25/75% Percentile).

Abbildung 27 (vgl. Tabelle 19) 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% (3/4/5,75), *vor TCML* von 5% (4/5/6) und *nach TCML* von 5% (5/5/8). Für die Präparation B ergibt sich für den Zeitpunkt *vor Präparation* 5% (3,25/5/6), *vor TCML* 4% (3/4/6) und *nach TCML* 5% (4/5/6,75). Zwischen den beiden Präparationen (A und B) kann zum Zeitpunkt *vor TCML* ein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden, die Änderung der Risszahl ist bei Präparation B statistisch signifikant niedriger als bei Präparation A für die Orte vestibulär und oral zusammen ($p=0,036$ vgl. Tabelle 22). Bei alleiniger Betrachtung der Orte vestibulär und oral ergibt sich zu keinem Zeitpunkt ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tab. 22).

5.2.1.2 Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort

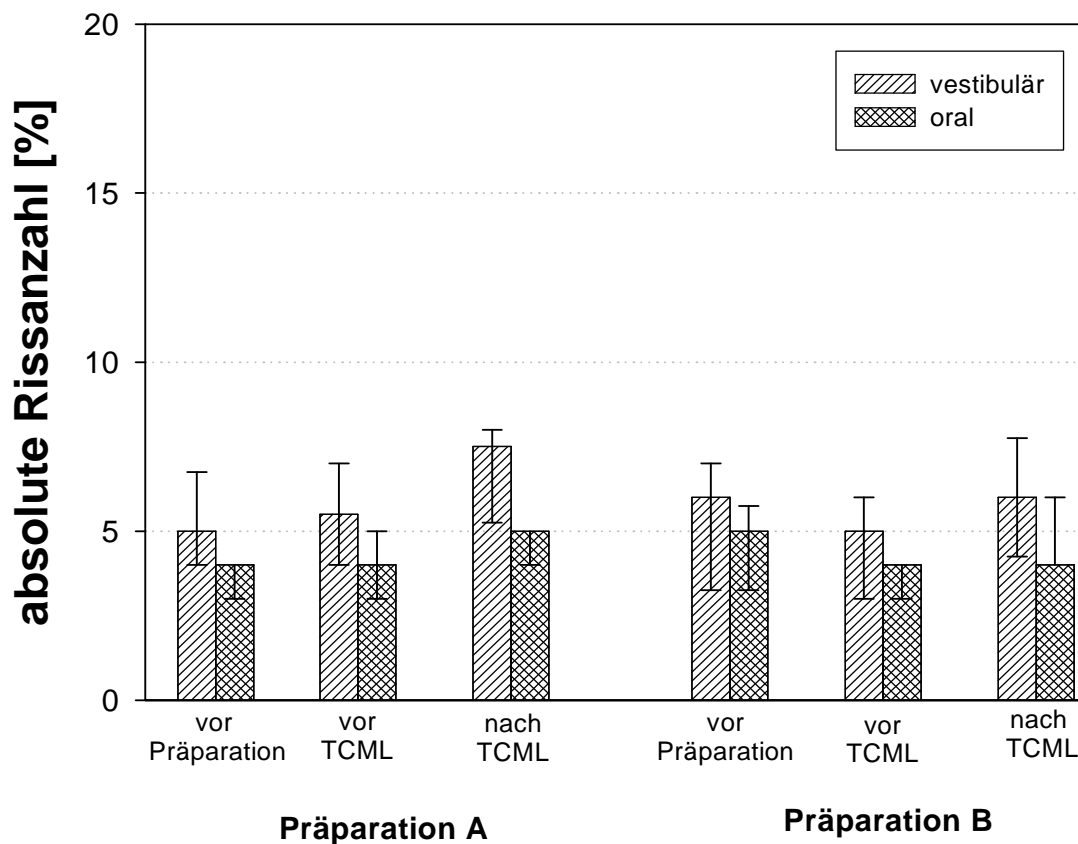


Abbildung 28: Darstellung der absoluten Rissanzahl (%) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) und dem Ort (vestibulär und oral); (Median, 25/75% Percentile).

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 28 (vgl. Tabelle 20) dargestellt. *Vor Präparation* beträgt die absolute Rissanzahl für die Präparation A vestibulär 5% (4/5/6,75). *Vor TCML* beträgt der Wert 5,5% (4/5/5/7) und *nach TCML* auf 7,5% (5,25/7,5/8). Demgegenüber war die Rissanzahl oral bei der Präparation A zum Zeitpunkt *vor der Präparation* 4% (3/4/4), *vor TCML* 4% (3/4/5) und *nach TCML* 5% (4/5/5).

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

Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied im paarweisen Vergleich zwischen der Präparation A und B beim vestibulären und oralen Ort (vgl. Tab. 22). Präparation A weist vestibulär statistisch signifikante Unterschiede auf. Die Risszahl ist vestibulär statistisch signifikant höher als oral *vor Präparation* ($p=0,003$), ebenso *vor TCML* ($p=0,002$) und *nach TCML* ($p=0,000$ vgl. Tab. 23). In der Präparation B ergeben sich statistisch signifikante Unterschiede. Die Risszahl ist vestibulär statistisch signifikant höher als oral *vor TCML* ($p=0,046$) und *nach TCML* ($p=0,021$ vgl. Tab. 23).

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 22: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

Die Anwendung der Error Rates Methode ergibt hinsichtlich des Einflusses des Orts unabhängig von den Parametern Präparation und Zeit einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 23: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

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 2 und 17 aufgeführt.

	<i>vor Präparation / vor TCML</i>		<i>vor Präparation / nach TCML</i>		<i>vor TCML/ nach TCML</i>	
<u>vestibulär</u>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
Änderungen ≤ 0	10	20	7	11	8	9
Änderungen ≥ 1	14	4	17	13	16	15
<u>oral</u>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
Änderungen ≤ 0	14	20	10	16	12	11
Änderungen ≥ 1	10	4	14	8	12	13

Tabelle 2: 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 vierzehn Zähnen zu einer Änderung der Rissanzahl ≥ 1 , sechsmal bleibt diese unverändert und viermal verringert sich die Anzahl der Risse. Am oralen Höcker ist eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 bei vierzehn Zähnen (Verringerung in acht Fällen) festzustellen, bei zehn Zähnen vergrößerte sich die Anzahl der Risse.

Demgegenüber wird in Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) eine Änderung ≤ 0 am vestibulären Höcker an zwanzig Zähnen ermittelt (Verringerung bei vierzehn Zähnen). Eine Änderung der Rissanzahl ≥ 1 wird an vier Zähnen festgestellt. Bei Betrachtung des oralen Höckers kann festgehalten werden, dass hier eine Änderung ≤ 0 an zwanzig Zähnen eintritt. Davon bleibt bei sieben Zähnen die Risszahl gleich. In vier Fällen steigt die Anzahl der Risse (vgl. Tabelle 2 und 17).

5.2.2.2 Änderung der Rissanzahl vor TCML/nach TCML

Bei der Präparationsform A (1,0mm Restzahndicke) bleibt vestibulär bei acht Zähnen die Rissanzahl konstant, bei sechzehn Zähnen wurde ein Anstieg der Anzahl der Risse verzeichnet (Änderung ≥ 1). Oral wird bei elf Zähnen keine Änderung der Risszahl registriert, wohingegen bei zwölf Zähnen eine Änderung der Risse ≥ 1 vorhanden ist.

Bei der Präparationsform B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) ergibt sich vestibulär keine Änderung der Rissanzahl bei acht Zähnen, bei fünfzehn Zähnen erhöht sich die Anzahl der Risse. Betrachtet man den oralen Höcker, so können bei elf Zähnen eine Änderung der Risse von ≤ 0 und bei dreizehn Zähnen eine Änderung der Rissanzahl von ≥ 1 festgestellt werden (vgl. Tabelle 2 und 17).

5.2.2.3 Änderung der Rissanzahl vor Präparation / nach TCML

Bei der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) kommt es vestibulär bei siebzehn Zähnen zur Änderung der Rissanzahl ≥ 1 , bei fünf Zähnen bleibt diese unverändert und bei zwei Zähnen tritt eine Änderung der Rissanzahl von ≤ 0 ein. Oral ist eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 bei zehn Zähnen zu ermitteln (Verringerung der Rissanzahl bei fünf Zähnen) und bei vierzehn Zähnen werden mehr Risse gezählt.

Bei der Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) tritt vestibulär an elf Zähnen eine Änderung ≤ 0 auf. Davon verringert sich an fünf Zähnen die Anzahl der Risse. Eine Änderung ≥ 1 wird an dreizehn Zähnen notiert. An dem oralen Höcker kann festgehalten werden, dass eine Änderung der Rissanzahl von ≤ 0 an sechzehn Zähnen vorkommt (Verringerung der Rissanzahl an sechs Zähnen). Im Gegensatz dazu steigt die Anzahl der Risse (Änderung ≥ 1) bei acht Zähnen (vgl. Tabelle 2 und 17).

6 Diskussion

Rückschlüsse auf die Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen können über die Randqualität der marginalen Adaption zwischen Keramik, Befestigungssystem und Zahn gezogen werden. Mit einer mangelnden marginalen Adaption können Verfärbungen, Plaqueretention und somit Bakterienansammlungen, die klinisch Sekundärkaries, Hypersensibilitäten oder pulpitische Beschwerden zur Folge haben, korrelieren. 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 (41;59), dem Vergleich von vollkeramischen Restaurationen mit metallischen Einlagefüllungen (24;27) oder Amalgamfüllungen (98). Wenige Studien setzen sich mit der Frage auseinander, welchen Einfluss die Stärke der Restzahnhartsubstanz bei dünnen Kavitätenwänden auf die marginale Adaption hat (3;35;76;77). Ebenso ist der Einfluss der Polymerisationsschrumpfung auf die Randqualität oder Rissbildung der Zahnhartsubstanz wenig untersucht (74). Inwieweit eine reduzierte Restwandstärke und deren Präparation einen Einfluss auf die marginale Adaptation des vollkeramischen Inlays und die Rissbildung des Schmelzes hat, war Ziel der vorliegenden in vitro Studie.

6.1 Methodik

6.1.1 Untersuchungsgut

Ziel von in vitro Studien ist es, im Labor kliniknahe Bedingungen zu simulieren und eine Vergleichbarkeit zu anderen in vitro Untersuchungen zu schaffen (105). 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 (3;30;35). Als Lagermedium hat sich Chloraminlösung und nach der Präparation physiologische Kochsalzlösung in zahlreichen vergleichbaren wissenschaftlichen Untersuchungen durchgesetzt (3;23;25;35;65;105).

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 (69). Während bisher zahnfarbene Versorgungen nur mit Metallkeramikkrone möglich waren, können als substanzschonendere, zahnfarbene Versorgung jetzt auch Keramikinlays oder Keramikteilkronen eingesetzt werden (87;101).

Bei der Präparation für zahnfarbene vollkeramische Restaurationen sollte möglichst substanzschonend und defektorientiert vorgegangen werden. Die geforderte Mindestschichtstärke für Keramik beträgt 1,5mm (23) und darf nicht unterschritten werden, da es sonst zu Frakturen der Keramik kommen kann. Da es bei adhäsiver Befestigung keiner retentiver Präparation bedarf, gelten hier andere Präparationsregeln, als bei metallischen Einlagefüllungen (110). In der vorliegenden in vitro Studie wurden vollkeramische Inlays präpariert, deren vestibuläre Höcker auf eine Restwandstärke von 1,0mm reduziert wurden. Laut Anthofer und Fritzsche (3;35) besteht erhöhte Frakturgefahr, wenn die verbleibende Kavitätenwand eine Dicke von weniger als 2,0mm aufweist und sollte dann in die Präparation miteinbezogen werden. Daher wurde bei 24 von den 48 Zähnen der vestibuläre Höcker zusätzlich um 2,0mm horizontal reduziert (Präparation B), damit eine ausreichende Keramikschichtstärke möglich war.

6.1.3 Cerec 3 System

In der vorliegenden Studie wurde das im Jahr 2000 vorgestellte Cerec 3 System der Firma Sirona verwendet. Die Cerec-Methode wurde in zahlreichen in vivo und in vitro Studien untersucht (22;26;79;111), und die Qualität von Cerec Inlays, Onlays und Teilkronen bestätigt (3;7;8;12;22;24;27;30;35;59;77;81;85;100).

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 sogar die Einstellung der konstruierten Restauration mit Approximalkontakt und Okklusion (80).

6.1.4 Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung

Der Erfolg adhäsiver Keramikrestorationen 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 (25;68). Lang et al. (68) 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. (25) in einer in vitro Studie fest. Hickel et al. (49) stellten in ihrer Untersuchung zu Randspaltbildung bei Adhäsivinlays fest, dass die Auswahl des Befestigungssystem 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 bessere Dichtigkeiten erzielten, als für Vergleichssysteme. In der vorliegenden Studie wurde das dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II verwendet, welches in vorausgegangenen Studien zur Beurteilung der marginalen Integrität überzeugt hat (3;25;35). Durch den adhäsiven Verbund wurde von einer Stabilisierung des stark geschwächten nichttragenden Höckers ausgegangen (45;66;77;104).

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 (2;29;90). Sie kann entweder durch Zuteilung von Penetrationsgraden oder durch direktes Vermessen der absoluten Penetrationsstrecken entlang der zu untersuchenden Grenzfläche zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz erfolgen (19). 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 (90). Von Nachteil ist allerdings die 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 nur selten beschrieben. Drei mögliche Verfahren beschreiben Zachrisson et al. (115). 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. (73) 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. (16) stellt zur Rissdarstellung die Möglichkeiten durch Vergrößerung, Methylenblau, Kariesdetektor, Transillumination und Trocknung der Zähne dar. Weiterhin weist er auf die Debris-Retention bei Rissen >200µm hin. Deweale et al. (18) dokumentieren cervikale Risse unter dem Lichtmikroskop.

In der vorliegenden Studie erfolgte die Rissbeurteilung nach derselben Methodik wie in vorausgegangenen in-vitro Studien von Anthofer und Fritzsche (3;35). 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 Teilkronen von derselben Person durchgeführt. Im Vorfeld wurde die Reproduzierbarkeit der Rissbeurteilung überprüft.

Die Präparation übt einen großen Einfluss auf die Rissanzahl im Schmelz aus (3;35). 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 man nicht beurteilen, ob bereits vorhandene Risse, die vor der Präparation nicht erkannt wurden, nach der Präparation, durch eine andere Möglichkeit der Ausleuchtung des Zahnes, sichtbar werden. Xu et al. (113) 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.

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 Dewaele et al. (18) und Lutz et al. (73) beschreiben. Diese wurden aus der Dokumentation ausgeschlossen.

6.4 Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker

6.4.1 Einfluss der Präparation auf die marginale Integrität

In der vorliegenden Studie wurden zwei verschiedene Präparationsformen des nichttragenden Höckers hinsichtlich der marginalen Adaption untersucht. Der tragende (orale) Höcker wurde in beiden Gruppen auf 2,5mm Reststärke reduziert. Der nichttragende (vestibuläre) Höcker wurde bei Präparation A auf 1,0mm Restzahndicke ausgedünnt und bei Präparation B zusätzlich horizontal gekürzt, um eine Überkuppelung zu ermöglichen, und zwar soweit, dass eine Keramikhöhe von 2,0mm möglich war. Die Tiefe des approximalen Kastens lag 1,0mm unter der Schmelz-Zement-Grenze im Dentin, analog dem Vorgehen anderer Autoren bezüglich der Ausdehnung der Defekte (68).

Lang et al. (68) untersuchten schmelz- und dentinbegrenzte Restaurationen und stellten fest, dass die Präparation dentinbegrenzter Kavitäten bei Verwendung des Befestigungskomposits Variolink II zu keinen Einbußen der marginalen Integrität führt. Mehl et al. (77) untersuchten das Randschlußverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei extrem ausgedehnten Kavitäten und stellten fest, dass der Randspalt bei größeren Kavitäten größer war als bei kleineren Kavitäten. Anthofer (3) führte Versuche durch, bei denen die Randqualität von Keramikinlays in Kavitäten mit reduzierter Restwandstärke untersucht wurden. Dabei war tendenziell festzustellen, dass eine zunehmende Ausdünnung des nichttragenden Höckers die Farbpenetration im Dentin erhöht.

Die Ergebnisse der vorliegenden in vitro Studie stehen in Einklang mit der Studie von Anthofer (3) und im Gegensatz zur Untersuchung von Lang et al. (68), es konnte festgestellt werden, dass an der Grenze Dentin/Befestigungssystem mehr Farbpenetration zu erkennen ist, als an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem. Die Farbpenetration bei Präparation B ist vestibulär und approximal statistisch signifikant geringer als bei Präparation A. Dies ist durch die Form der Präparation erklärbar, die einer Teilkronenpräparation, mit daraus resultierender horizontaler Auflage, gleichkommt. Oral ergibt sich kein statistisch signifikanter Unterschied, was in Einklang mit Mehl et al. (77) steht, die bei größeren Kavitäten zwar größere Randspalten fanden, aber bei der hier

vorliegenden Präparationsform unterscheiden sich die oralen Höcker von Präparation A und B nicht.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die Ausdünnung der Kavitätenränder einen Einfluß auf die marginale Integrität hat. Auch die Gestaltung einer horizontalen Auflage für die keramische Restauration spielt eine Rolle.

6.4.2 Einfluss der Präparation auf die Rissbildung im Schmelz

Ziel der Füllungstherapie ist die Stabilisierung des zu versorgenden Zahnes, so dass die Funktionsfähigkeit wiederhergestellt und eine Fraktur der Restauration und/oder des Zahnes vermieden wird. Nach Entfernung alter Füllungen und eventuell vorhandener Karies, sind die verbliebenen vestibulären oder oralen Resthöckerwände oft stark geschwächt. Zur Vermeidung weiteren Substanzverlustes und aus ästhetischen Gründen ist eine stabilisierende Wirkung auf die Kavitätenwände wünschenswert. Dies kann durch adhäsiv befestigte Restaurationen erreicht werden und eine Stabilisierung des Zahnes bzw. der Resthöcker bewirken (3;35;39;45;66-68;76;77;104). Mondelli et al. (78), wiesen mit Frakturversuchen an gefüllten und ungefüllten Prämolaren nach, dass Zähne mit schmalen Kavitäten frakturresistenter sind als solche mit Kavitäten, deren Breite eine Distanz von 25% der Höcker-Höcker-Distanz überschreitet.

Eine in-vitro Untersuchung von Anthofer (3) für adhäsiv befestigte vollkeramische Inlays und von Fritsch (35) für adhäsiv befestigte vollkeramische Teilkronen deuten darauf hin, dass die verbliebene Kavitätenwand eine Dicke von mindestens 2,0mm haben sollte, um das Risiko von Rissen oder Frakturen zu minimieren. Mehl et al. (77) fordern eine Resthöckerstärke von mindestens 2,4mm, wenn die Kavität eine Dentinbegrenzung aufweist. In der vorliegenden Studie sollte der Frage nachgegangen werden, ob bei extrem geringer Restzahndicke von nur 1,0mm, eine zusätzliche Überkuppelung des Höckers, mit daraus resultierender horizontaler Abstützung der keramischen Restauration, der Rissbildung oder Frakturgefahr im Schmelz entgegenwirken kann.

Im Gegensatz zu den Forderungen oben genannten Studien, konnte in der vorliegenden Studie bezüglich der Risszunahme kein Unterschied zwischen den Präparationen A und B festgestellt werden. Die Reduktion des stark ausgedünnten Höckers veränderte die Zunahme der Risse statistisch nicht signifikant. Es lässt sich aber ein statistisch signifikanter Unterschied bei der Risszunahme zwischen vestibulär und oral feststellen, der wiederum im

Einklang mit oben genannten Studien steht. Die Risszunahme ist an der stärker ausgedünnten Kavitätenwand größer, unabhängig von der Präparation.

Bei der Rissdokumentation konnte in Übereinstimmung mit Lutz et al. (73) festgestellt werden, dass kein Zahn ohne Riss existiert. Es lagen bei den untersuchten Zähnen sowohl vertikale und als auch horizontale Risse unterschiedlicher Größe vor, wobei die vertikalen Schmelzsprünge vorherrschten (73;115). Eine Beurteilung, ob durch die Präparation an sich zusätzliche Risse im Schmelz induziert werden, stellt sich als schwierig heraus, da die Lichtdurchlässigkeit des Zahnes durch die Kavität sehr stark beeinflusst wird. Xu et al. (113) konnten nachweisen, dass während der Präparation Mikrorisse im Schmelz entstehen, diese aber beim sorgfältigen Finieren wieder entfernt werden. Eine Zunahme von Rissen könnte einerseits ihre Ursache in der Präparation haben (53;89;113), andererseits können Risse auch durch die Polymersiationsschrumpfung beim adhäsive Befestigen der Restaurationen entstanden sein. Anthofer und Fritsch (3;35) konnten in ihren in vitro Studien zeigen, dass adhäsives Einsetzen eine Erhöhung der Anzahl an Rissen im Schmelz zur Folge hat. Eine Rissbildung in der Zahnhartsubstanz durch die Polymerisationsschrumpfung bei Befestigungskompositen wird von verschiedenen Autoren beschrieben (18;64;74).

In der vorliegenden Studie kam es beim Vergleich der Anzahl an Rissen *vor TCML*, verglichen mit der Anzahl an Rissen zum Zeitpunkt *vor Präparation*, zu einer Zu- und Abnahme der Risse im Schmelz, bedingt durch die Ursachen oben genannter Studien. Durch die Präparation der Kavitäten wurden Zahnhartsubstanz und somit auch vorher gezählte Risse entfernt. Vergleicht man nun die Rissanzahl zwischen den Zeitpunkten *vor Präparation* und *vor TCML*, sind am vestibulären Höcker in beiden Gruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede festzustellen. Am oralen Höcker der Präparation A ist die Risszahländerung dagegen statistisch signifikant höher. Die restaurierten Zähne zeigten *nach TCML* eine höhere Anzahl an Rissen. Diese Zunahme *nach TCML*, verglichen mit der Anzahl an Rissen zum Zeitpunkt *vor TCML*, liegt in Übereinstimmung mit Anthofer und Fritsch (3;35).

Adhäsive Befestigungen eröffnen die Möglichkeit, auftretende Kräfte auf die gesamte verbliebene Zahnhartsubstanz zu verteilen und den Zahn dadurch zu stabilisieren und zu festigen. Dabei wird bei extrem geringer Restzahndicke der ungekuppelte Höcker stärker belastet als der gekuppelte. Das Maß der Verformung wird von der verbliebenen Zahnhartsubstanz bestimmt, wie es Lang et al. (67) in ihrer Studie beweisen konnten. Sie rieten deshalb bei „kritischen“ Kavitätengrößen den Höcker im Sinne einer Teilkronenpräparation horizontal einzukürzen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen diese Empfehlung. Der vestibuläre Höcker der Präparation A weist *nach TCML*,

gegenüber der Präparation B, eine größere Änderung der Rissanzahl auf. Am vestibulären Höcker zeigt sich, dass eine horizontale Reduktion tendenziell weniger Risse nach sich zieht. Trotz einer Zunahme der Rissanzahl in den verbliebenen vestibulären und oralen Resthöckerwänden, sind in der vorliegenden Studie weder Schmelzabplatzungen noch Frakturen der Keramik aufgetreten.

Aus diesen Ergebnissen kann gefolgert werden, dass die horizontale Reduktion des nichttragenden Höckers bei extrem geringer Restzahndicke einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Rissbildung im Schmelz ausübt und daher zu empfehlen ist. Wenn keine chair-side Herstellung der Restauration erfolgen kann, sollten stark ausgedünnte Kavitätenwände zur Vermeidung von Frakturen besser überkuppelt werden, da bei einer provisorischen Versorgung das Frakturrisiko durch den Mangel an Stabilisierung erhöht ist.

6.5 Ort

Bei Restaurationen mit vollkeramischen Inlays wird ein Einfluss des Ortes erwartet, da es unter Belastung zu einer Aufbiegung der verschiedenen Kavitätenwände kommt, wie Lang et al. (66) dokumentierten. Sie stellten fest, dass es bei großen adhäsiv befestigten Inlays zu ausgeprägteren Randspaltbildungen kommt, als bei kleinen Inlays oder Teilkronen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie liegen im Einklang zu oben genannter Studie und zeigen, dass die Farbpenetration bei einer horizontalen Reduktion des nichttragenden Höckers an den Orten vestibulär und approximal statistisch signifikant abnimmt. Dies lässt sich erklären, da hierbei eine horizontale Abstützungsmöglichkeit für die Keramik entsteht, die ein weiteres Aufbiegen der Kavitätenwände vermindert.

6.6 Grenze Keramik/Befestigungssystem und Zahnhartsubstanz/Befestigungssystem

Thonemann et al. (109) untersuchte das Randspaltverhalten von Keramikinlays. Dabei zeigte sich, dass die Grenze Keramik/Befestigungssystem höhere Farbpenetrationswerte aufwies, als die Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Bronwasser et al. (12) stellten eine erhöhte Farbpenetration an dentinbegrenzten Restaurationsrändern fest. Lang et al. (66) stellten in ihrer Untersuchung fest, dass bei ausgedehnten Kavitäten an den dentinbegrenzten

Inlayränder teils eine kontinuierlich zunehmende Spaltbildung zu beobachten war. Diese Erkenntnisse gewannen auch Mehl et al. (77).

Diese Beobachtung war auch in der vorliegenden Studie festzustellen. Bei Betrachtung der Farbpenetrationswerte fällt auf, dass die Werte der Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem statistisch signifikant größer sind als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem. Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem sind bei Präparation B die geringsten Werte der Farbpenetration aufgetreten. Die Farbpenetration ist für die Präparation A an der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem statistisch signifikant höher als für Präparation B.

Zusammenfassend zeigt die Grenze Keramik/Befestigungssystem die geringste Farbpenetration, dagegen die Grenze Dentin/Befestigungssystem die höchste Farbpenetration, dies steht in Einklang mit oben genannten Studien. Es konnte ein statistisch signifikanter Einfluss beim Vergleich der Präparationsformen A und B festgestellt werden, so dass zur Verbesserung der marginalen Adaption empfohlen werden kann, sehr stark ausgedünnte Resthöcker zumindest zu überkuppeln oder ganz zu reduzieren, wenn auf die Präparation einer Teilkrone verzichtet werden soll.

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 Keramikinlays versorgt wurden, durch unterschiedliche Präparationsformen 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, um die für die Keramik geforderte Mindestschichtstärke zu realisieren. 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. 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.

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 (28,6%) und B (18,7%)) bezüglich der marginalen Randadaptation festgestellt werden. Die reduzierte Restwandstärke mit horizontaler Reduktion (Präparation B) zeigt statistisch signifikant geringere Farbpenetrationswerte als die Präparation A.

Im Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem beträgt die Farbpenetration an keramikbegrenzten Restaurationsgrenzen 19,5%, an schmelzbegrenzten Restaurationsgrenzen 24,9% und an dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten 75,4%. Es bestehen statistisch signifikante Unterschiede. Die Grenze Dentin/Befestigungssystem weist statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte als die Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem auf. Keramikbegrenzte Restaurationsabschnitte weisen tendenziell niedrigere Farbpenetrationswerte als schmelzbegrenzte Restaurationsabschnitte auf.

Die Ergebnisse für die Orte (vestibulär, oral, approximal) ergeben unabhängig von Präparation und Grenze Farbpenetrationswerte von 14,1% vestibulär, 20,0% oral und 62,3% approximal. Approximal zeigt sich im Vergleich zum vestibulären und oralen Ort ein statistisch

signifikant höherer Farbpenetrationswert. Vestibulär sind statistisch signifikant niedrigere Farbpenetrationswerte als oral festzustellen.

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. Im Vergleich beider Präparationen zeigte sich zum Zeitpunkt „*vor TCML*“ eine statistisch signifikante Verringerung der Rissanzahl bei Präparation B. Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Präparationen beim vestibulären und oralen Ort. Bei Präparation A sind die Werte vestibulär „*vor Präparation*“, „*vor TCML*“ und „*nach TCML*“ statistisch signifikant höher als oral. Bei Präparation B ergeben sich vestibulär statistisch signifikant höhere Werte „*vor TCML*“ und „*nach TCML*“ als oral. Die in dieser Studie aufgetretenen Schmelzrisse haben in der Folge nicht zu einer Fraktur der Zahnhartsubstanz geführt.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass der vestibuläre Höcker bei einer Restwandstärke von 1,0mm bei adhäsiv befestigten vollkeramischen Inlays horizontal reduziert/ eingkürzt im Sinne einer Teilkrone werden sollte, um eine Beeinträchtigung der marginalen Adaptation oder ein Auftreten von Schmelzrissen zu vermeiden, die langfristig zu Frakturen der Zahnhartsubstanz und/oder Verlust des Zahnes führen können.

8 Anhang

8.1 Materialliste

- M1 Chloramin 0,5%, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M2 Stangenguttapercha, Fa. Vivadent, D-Ellwangen
- M3 TCML-Maschine, Technische Werkstatt der Universität Regensburg
- M4 Pattern Resin, GC Corporation, Tokyo, Japan
- M5 Kochsalzlösung 0,9%, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M6 Auflichtmikroskop, Makroskop M420, Fa. Wild, D-Heerbrugg
- M7 Rotes Winkelstück, Fa. Kavo
- M8 Präparationsdiamanten, Nr. 011, Fa. Intensiv, I-Legnano
- M9 ds-Tasterzirkel, Nr. 628750, Fa. Demedis, D-Passau
- M10 Vitablocs Mark II Keramik, Fa. Vita, D-Bad Söcking
LOT7642, LOT7905, LOT7016, LOT7399, LOT7530, LOT7642, LOT7816, LOT7992,
LOT23671, LOT7607
- M11 Cerec 3, Fa. Sirona, D-Bensheim
- M12 Cerec Dentaco scan spray, Fa. Dentaco, D-Bad Homburg, LOT 5/15006
- M13 Fitcher, GC Corporation, Tokyo, Japan, LOT 0512061
- M14 Vita Ceramics Etch, Fa. Vita, D-Bad Söcking, LOT 20891
- M15 Monobond S, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan, LOT 615672
- M16 Applicator Tips, Fa. Dentsply DeTrey GmbH, CH-Konstanz
- M17 Total Etch, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan, LOT H36568, LOT H27781
- M18 Excite Advanced Adhesive Technology, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan
LOT H29090
- M19 Polymerisationslampe Spectrum Curing Light, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan
- M20 Variolink II Base + Catalyst (high viscosity), Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan, LOT
H20794, LOT J04153 und LOT H16486, LOT J07657
- M21 Heidemannspatel, Nr. DE 408 R, Fa. Aesculap
- M22 ds-Kugelstopfer, Nr.: 6304158, Fa. Demedis, D-Passau
- M23 Wärmeschrank Typ U10, F-Nr. 832212, Fa. Memmerl
- M24 Feinkorndiamantfinierer, Nr. 234528/016, Fa. Komet, Gebr. Brassler GmbH & Co KG,
D-Lemgo
- M25 Sof Lex, Fa. 3M Medica, D-Borken
- M26 Lupenbrille, Fa. Zeiss, D-Oberkochen
- M27 Kuhhornsonde, Fa. Hu-Friedy, USA-Chicago
- M28 Impregum, Fa. 3M Espe, D-Seefeld

- M29 Araldit, Fa. Martin GmbH, D-Solingen
- M30 Nagellack, Fa. Chicogo GmbH, D-Düsseldorf
- M31 Fuchsinlösung, 0,5 %-ig basisch
- M32 Innenlochsäge (Sägemikrotom) 1600, Fa. Leitz, D-Wetzlar
- M33 Paladur, Fa. Heraeus-Kulzer GmbH & Co KG, D-Wehrheim
- M34 Petrischalen, Fa. Merk D-Darmstadt
- M35 3-CCD-Videokamera, JVC: Victor Company of Japan. Limited
- M36 Optimas 6.1, Fa. Bioscan, Washington, USA
- M37 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	3,9	8,5	20,1
Präparation B	2,3	4,1	10,3

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Präparation A	19,2	28,6	61,2
Präparation B	9,3	18,7	41,1

Tabelle 3: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparation 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	3,5	5,7	10,9	2,6	5,4	7,9	17,7	25,0	41,5
Präparation B	1,8	2,3	3,5	2,5	3,8	10,6	6,7	9,7	18,9

Prinzip Maximum	vestibulär			oral			approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	19,2	27,4	32,7	15,7	19,4	27,4	53,3	71,9	98,7
Präparation B	6,4	8,6	11,5	13,4	24,1	36,0	23,2	42,2	69,2

Tabelle 4: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparation 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	2,5	3,5	4,5	2,3	3,3	5,8	12,7	18,2	28,7
	Schmelz	6,9	10,6	14,2	4,6	7,1	11,0			
	Dentin							24,7	41,2	50,2
Präp B	Keramik	1,6	2,0	2,4	1,9	3,2	4,6	6,0	6,9	7,3
	Schmelz	2,2	3,1	3,8	2,9	10,4	14,5			
	Dentin							15,3	18,8	35,1

Prinzip Maximum		vestibulär			oral			approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	14,8	21,9	26,3	14,6	18,8	23,1	29,5	60,5	89,2
	Schmelz	28,0	30,7	41,4	18,4	22,5	28,5			
	Dentin							69,7	88,3	99,1
Präparation B	Keramik	6,0	8,5	10,8	8,7	17,3	37,6	18,5	23,5	34,5
	Schmelz	7,5	9,3	13,3	19,0	28,2	36,0			
	Dentin							47,1	65,8	85,4

Tabelle 5: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparation A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal und an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) (Median, 25% und 75% Percentile)

Prinzip Median	25%	Med	75%
Keramik	2,3	3,8	6,9
Schmelz	3,4	5,8	11,5
Dentin	18,7	29,7	47,2

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Keramik	13,6	19,5	35,0
Schmelz	14,3	24,9	31,9
Dentin	55,0	75,4	98,4

Tabelle 6: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) (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	3,0	5,1	14,1	1,9	3,2	6,5
Schmelz	5,4	8,5	12,3	2,3	3,8	10,6
Dentin	24,7	41,2	50,2	15,3	18,8	35,1

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	16,6	22,9	52,9	8,6	16,8	24,5
Schmelz	19,3	28,4	32,7	9,0	16,7	31,2
Dentin	69,7	88,3	99,1	47,1	65,8	85,4

Tabelle 7: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) für die Präparation 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	2,5	3,5	4,5	2,3	3,3	5,8	12,7	18,2	28,7
	Präparation B	1,6	2,0	2,4	1,9	3,2	4,6	6,0	6,9	7,3
Schmelz	Präparation A	6,9	10,6	14,2	4,6	7,1	11,0			
	Präparation B	2,2	3,1	3,8	2,9	10,4	14,5			
Dentin	Präparation A							24,7	41,2	50,2
	Präparation B							15,3	18,8	35,1

Prinzip Maximum		vestibulär			oral			approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	14,8	21,9	26,3	14,6	18,8	23,1	29,5	60,5	89,2
	Präparation B	6,0	8,5	10,8	8,7	17,3	37,6	18,5	23,5	34,5
Schmelz	Präparation A	28,0	30,7	41,4	18,4	22,5	28,5			
	Präparation B	7,5	9,3	13,3	19,0	28,2	36,0			
Dentin	Präparation A							69,7	88,3	99,1
	Präparation B							47,1	65,8	85,4

Tabelle 8: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) für die Präparation A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile)

Prinzip Median	25%	Med	75%
vestibulär	2,3	3,5	6,2
oral	2,5	4,5	8,6
approximal	7,9	18,8	34,7

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
vestibulär	8,6	14,1	28,4
oral	15,7	20,0	29,8
approximal	29,3	62,3	87,7

Tabelle 9: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Orte vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	3,5	5,7	10,9	1,8	2,3	3,5
oral	2,6	5,4	7,9	2,5	3,8	10,6
approximal	17,7	25,0	41,5	6,7	9,7	18,9

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	19,2	27,4	32,7	6,4	8,6	11,5
oral	15,7	19,4	27,4	13,4	24,1	36,0
approximal	53,3	71,9	98,7	23,2	42,2	69,2

Tabelle 10: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation 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	Präparation A	2,5	3,5	4,5	6,9	10,6	14,2			
	Präparation B	1,6	2,0	2,4	2,2	3,1	3,8			
oral	Präparation A	2,3	3,3	5,8	4,6	7,1	11,0			
	Präparation B	1,9	3,2	4,6	2,9	10,4	14,5			
approximal	Präparation A	12,7	18,2	28,7				24,7	41,2	50,2
	Präparation B	6,0	6,9	7,3				15,3	18,8	35,1

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	Präparation A	14,8	21,9	26,3	28,0	30,7	41,4			
	Präparation B	6,0	8,5	10,8	7,5	9,3	13,3			
oral	Präparation A	14,6	18,8	23,1	18,4	22,5	28,5			
	Präparation B	8,7	17,3	37,6	19,0	28,2	36,0			
approximal	Präparation A	29,5	60,5	89,2				69,7	88,3	99,1
	Präparation B	18,5	23,5	34,5				47,1	65,8	85,4

Tabelle 11: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A und B an der Grenze Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin); (Median, 25% und 75% Percentile)

8.2.1.2 Signifikanztabellen

In den folgenden Tabellen sind die Signifikanzwerte der einzelnen Parameter „Präparation“, „Ort“ und „Grenze“ dargestellt. Die leeren Felder in den nachfolgenden Tabellen stehen für $p > 0.05$ – d.h. die Werte sind nicht signifikant.

8.2.1.2.1 Präparation gegeneinander

Ort	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
vestibulär	0,000			0,000		
oral						
approximal	0,004			0,001		
vestibulär	0,000	0,000		0,000	0,000	
oral						
approximal	0,006			0,000		0,024
vestibulär/oral/approximal	0,001			0,001		
vestibulär/oral/approximal	0,001	0,025		0,017	0,010	0,024

Tabelle 12: Vergleich der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin), sowie den Orten vestibulär, oral und approximal; (Prinzip Maximum und Prinzip Median)

8.2.1.2.2 Grenzen gegeneinander

Keramik/ Schmelz	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Präparation	vestibulär	oral	approximal	vestibulär	oral	approximal
A	0,041			0,002	0,004	
B		0,041		0,028	0,019	
A						
B						
A+B						

Keramik/ Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Präparation	vestibulär	oral	approximal	vestibulär	oral	approximal
A			0,010			0,002
B			0,005			0,002
A	0,000			0,000		
B	0,000			0,000		
A+B	0,000			0,000		

Schmelz/ Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Präparation	vestibulär	oral	approximal	vestibulär	oral	approximal
A						
B						
A	0,000			0,000		
B	0,000			0,000		
A+B	0,000			0,000		

Tabelle 13: Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit von den Orten vestibulär, oral und approximal, sowie der Präparation A und B; (Prinzip Maximum und Prinzip Median)

8.2.1.2.3 Orte gegeneinander

	Präparation	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
		Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
vestibulär-approximal	A+B	0,000			0,000		
oral-approximal	A+B	0,000			0,000		
vestibulär-oral	A+B	0,24					
vestibulär-approximal	A	0,000			0,000		
oral-approximal	A	0,000			0,000		
vestibulär-oral	A						
vestibulär-approximal	B	0,000			0,000		
oral-approximal	B	0,004			0,000		
vestibulär-oral	B	0,000			0,003		
vestibulär-approximal	A+B	0,000			0,000		
oral-approximal	A+B	0,000			0,000		
vestibulär-oral	A+B						
vestibulär-approximal	A	0,001			0,000		
oral-approximal	A	0,000			0,000		
vestibulär-oral	A		0,041			0,034	
vestibulär-approximal	B	0,000			0,000		
oral-approximal	B				0,000		
vestibulär-oral	B	0,012	0,034		0,019	0,015	

Tabelle 14: Vergleich der Orte vestibulär, oral und approximal in Abhängigkeit von den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Keramik), Schmelz/Befestigungssystem (Schmelz) und Dentin/Befestigungssystem (Dentin) sowie der Präparation A und B; (Prinzip Maximum und Prinzip Median)

8.2.2 Rissbeurteilung

8.2.2.1 Ergebnistabellen

Präparation	vor Präparation		vor TCML		nach TCML	
A						
Zahn	vestibulär	oral	vestibulär	oral	vestibulär	oral
1	4	4	5	5	5	5
2	8	4	9	6	10	8
3	4	2	5	1	6	1
4	5	3	5	3	5	3
5	4	2	5	4	6	4
6	7	3	7	4	7	5
7	4	4	6	5	8	7
8	8	4	9	5	9	5
9	4	4	5	4	6	5
10	8	4	8	5	8	6
11	3	3	4	3	7	6
12	3	5	4	4	9	5
13	5	3	6	3	8	3
14	4	3	8	5	10	5
15	8	4	7	4	8	5
16	6	3	7	3	8	5
17	5	7	7	5	8	5
18	5	6	4	5	6	5
19	4	3	4	4	4	4
20	3	3	4	5	4	5
21	9	4	9	3	11	4
22	5	2	2	1	4	2
23	6	6	6	4	8	5
24	5	7	4	6	4	6

Tabelle 15: Auflistung der Anzahl an Rissen für Präparation 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	<i>vor Präparation</i>		<i>vor TCML</i>		<i>nach TCML</i>	
Zahn	vestibulär	oral	vestibulär	oral	vestibulär	oral
25	8	6	11	6	14	6
26	6	6	6	3	6	7
27	5	4	3	4	6	5
28	8	3	5	4	5	6
29	5	6	4	4	7	7
30	9	5	7	4	9	7
31	3	4	2	3	3	4
32	7	5	6	4	14	4
33	6	5	7	3	8	3
34	8	5	6	4	6	4
35	7	6	5	6	8	6
36	9	1	6	0	6	1
37	2	3	2	3	2	3
38	4	5	4	7	5	7
39	3	5	6	3	5	4
40	7	6	6	2	8	4
41	6	6	3	4	4	4
42	7	5	5	5	8	5
43	3	1	3	2	4	4
44	6	3	5	4	5	3
45	4	4	2	4	4	4
46	3	2	3	2	3	4
47	4	4	6	3	6	4
48	3	4	3	3	6	4

Tabelle 16: Auflistung der Anzahl an Rissen für Präparation 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*.

		<i>vor TCML/vor Präparation</i>				<i>nach TCML/vor Präparation</i>				<i>nach TCML/vor TCML</i>			
	An- zahl	Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B	
		F	%	F	%	F	%	F	%	F	%	F	%
vestibulär	-3	1	4,2	3	12,5			2	8,3				
	-2			6	25,0			2	8,3				
	-1	3	12,5	5	20,8	2	8,2	1	4,2			1	4,2
	0	6	25,0	6	25,0	5	29,8	6	25,0	8	33,3	8	33,3
	1	11	45,8	1	4,2	4	16,7	6	25,0	7	29,2	5	20,8
	2	2	8,3	1	4,2	7	29,2	4	16,7	7	29,2	4	16,7
	3			2	8,3	2	8,3	1	4,2	1	4,2	5	20,8
	4	1	4,2			2	8,3						
	5									1	4,2	1	4,2
	6					2	8,3	1	4,2				
	7							1	4,2				
oral	-4			1	4,2								
	-3			1	4,2								
	-2	2	8,3	4	16,7	1	4,2	3	12,5				
	-1	6	25,0	7	29,2	4	16,7	3	12,5	1	4,2	1	4,2
	0	6	25,0	7	29,2	5	20,8	10	41,7	11	45,8	10	41,7
	1	6	25,0	3	12,5	5	20,8	3	12,5	8	33,3	6	25,0
	2	4	16,7	1	4,2	6	25,0	3	12,5	3	12,5	4	16,7
	3					2	8,3	2	8,3	1	4,2	2	8,3
	4					1	4,2					1	4,2

Tabelle 17: Änderung der Rissanzahl für Präparation 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	3,0	4,0	6,0	3,0	4,0	6,0	4,0	5,0	7,0

Tabelle 18: absolute Rissanzahl (Prinzip Maximum) in (%) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* für Präparation A und B zusammengefasst (Median, 25% und 75% Percentile).

	vor Präparation			vor TCML			nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	3,0	4,0	5,75	4,0	5,0	6,0	5,0	5,0	8,0
Präparation B	3,25	5,0	6,0	3,0	4,0	6,0	4,0	5,0	6,75

Tabelle 19: absolute Rissanzahl (%) für Präparation 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% Percentile).

Präparation A	vor Präparation			vor TCML			nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	4,0	5,0	6,75	4,0	5,5	7,0	5,25	7,5	8,0
oral	3,0	4,0	4,0	3,0	4,0	5,0	4,0	5,0	5,0

Präparation B	vor Präparation			vor TCML			nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	3,25	6,0	7,0	3,0	5,0	6,0	4,25	6,0	7,75
oral	3,25	5,0	5,75	3,0	4,0	4,0	4,0	4,0	6,0

Tabelle 20: absolute Rissanzahl (%) für Präparation 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% Percentile).

8.2.2.2 Signifikanztabellen

(kein Wert bedeutet: nicht signifikant, d.h. $p > 0,05$)

8.2.2.2.1 Zeit

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

Präparation A	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
vestibulär	0,028		0,035
oral	0,011	0,006	

Präparation B	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
vestibulär	0,021		
oral	0,001		

Tabelle 21: Vergleich der 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.

8.2.2.2.2 Präparation

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
vestibulär			
oral			
vestibulär+oral		0,036	

Tabelle 22: Vergleich 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).

8.2.2.2.3 Ort

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
Präparation A	0,003	0,002	0,000
Präparation B		0,046	0,021
Präparation A+B	0,002	0,000	0.000

Tabelle 23: Vergleich 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 AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. J Dent 1993 Jun;21(3):158-62.
- (2) Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper Dent 1997 Jul;22(4):173-85.
- (3) Anthofer T. Einfluss der Wandstärke ausgedehnter Kavitäten auf Rissbildung in der Zahnhartsubstanz und die marginale Adaption von Cerec 3 Inlays in vitro; med. Dissertation Universität Regensburg; 2005.
- (4) Balkenhol M, Fischer K, Wöstmann B. Randdichtigkeit von IPS-Empress-Keramikinlays nach 2-jähriger Wasserlagerung mit und ohne thermische Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 2003;58.
- (5) Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V, Kurbad A, Reichel K. CAD/CAM und Vollkeramik: Ästhetische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis 2007.
- (6) Behr M. Zemente in der Zahnmedizin. Quintessenz 2003;54:829-37.
- (7) Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. Eur J Oral Sci 2003 Apr;111(2):163-9.
- (8) Blatz M. The clinical long-term success of ceramic restorations--Part I: Inlays and onlays. Pract Proced Aesthet Dent 2004 Oct;16(9):622.
- (9) Blunk U. Marktübersicht Adhäsivsysteme. Zahnärztliche Praxis 2003;6:424-49.
- (10) Braun AR, Frankenberger R, Kramer N. Clinical performance and margin analysis of ariston pHc versus Solitaire I as posterior restorations after 1 year. Clin Oral Investig 2001 Sep;5(3):139-47.
- (11) Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlay or resin-based composites. Am J Dent 2001;14:216-20.
- (12) Bronwasser PJ, Mormann WH, Krejci I, Lutz F. The marginal adaptation of Cerec-Dicor-MGC restorations with dentin adhesives. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1991;101(2):162-9.
- (13) Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. J Dent Res 1972;51:461-9.
- (14) Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955 Dec;34(6):849-53.
- (15) Burke FJ, 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 2006 Dec;14(4):185-8.
- (16) Clark DJ, Sheets CG, Paquette JM. Definitive Diagnosis of Early Enamel and Dentin Cracks Based on Microscopic Evaluation. J Esthet Restor Dent 2003;15:391-401.
- (17) 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 2002 Dec;15(6):389-94.

- (18) 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* 2006;114:535-41.
- (19) Dietrich T, Krämer M, Lösche GM, Roulet J-F. Marginal integrity of large compomer class II restoration with cervical margins in dentin. *J Dent* 2000;28:399-405.
- (20) Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A* 2003 Jul 1;66(1):103-9.
- (21) Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag; 1996.
- (22) Federlin M, Geurtsen W, Haller B, Schmalz G. Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und DGZMK. 2007.
- (23) 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* 2007 May;32(3):251-60.
- (24) Federlin M, Männer T, Hiller KA, Schmidt S, Schmalz G. Two-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 2006 Jun;10(2):126-33.
- (25) Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on margin integrity - a scanning electron microscopic study. *Clin Oral Investig* 2004 May;8:11-7.
- (26) Federlin M, Thonemann B, Schmalz G. Teilkronen aus Keramik. Alternative für die Restauration großflächiger Defekte. *BZB* 2004;5:36-8.
- (27) Federlin M, Wagner J, Manner T, Hiller KA, Schmalz G. Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 2007 Dec;11(4):345-52.
- (28) Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller KA. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig* 1998;2:161-7.
- (29) Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 1987 Oct;3(5):280-6.
- (30) 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.
- (31) Fischer M. Experimentelle Untersuchungen über die Abschlußdichtigkeit der in der Zahnheilkunde gebräuchlichen Füllungsmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004;59:595.
- (32) Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Deninverbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;57:154-71.
- (33) Frankenberger R, Kern M. Dentinadhäsive und adhäsives Befestigen. *ZWR* 2002;10:556-8.

- (34) Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 2000 Nov;25(6):459-65.
- (35) Fritzsche M. Einfluss der Höckerstärke ausgedehnter Kavitäten auf Riss-/Frakturresistenz der Restzahnsubstantz und die marginale Adaption von Cerec 3 Teilkronen; med. Dissertation Universität Regensburg; 2005.
- (36) Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999 Feb;27(2):89-99.
- (37) Gängler P. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Georg Thieme Verlag 2005 ed. 2005.
- (38) Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Trauma der Zähne. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Georg Thieme Verlag; 2005. p. 80-106.
- (39) Geurtsen W, Orth M, Gartner A. Die Frakturestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam- oder -Kompositfüllung. *Dtsch Zahnärztl Z*. 44, 108-109. 1989.
- (40) Geurtsen W, Schwarze T, Günay H. Diagnosis, therapy and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence Int* 2003;34:409-17.
- (41) Glockner K, Reich ME, Kos C. Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998;53(11).
- (42) Habekost L, V, Camacho GB, Pinto MB, Demarco FF. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. *Oper Dent* 2006 Mar;31(2):204-11.
- (43) Hahn R, Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:659-64.
- (44) Haller B, Ernst CP, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, et al. Bewertung von Keramikrestaurationen nach der CEREC-Methode: Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Computergestützte Zahnheilkunde. 2005.
- (45) Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:660-3.
- (46) Heidemann D. Praxis der Zahnheilkunde, Kariologie und Füllungstherapie. 4.Auflage ed. Urban & Schwarzenberg; 1999.
- (47) Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Auflage ed. Urban & Fischer; 2006.
- (48) Herder S, Roulet J-F. Marginale Adaption von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988;43:904-8.
- (49) Hickel R, Eberhard H, Kunzelmann KH, Petschelt A. Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randanschragung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:185-8.
- (50) Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater* 2005 Mar;4(3):229-32.

- (51) Iwami Y, Yamamoto H, Ebisu S. A new electrical method for detecting marginal leakage of in vitro resin restorations. J Dent 2000 May;28(4):241-7.
- (52) Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. ZM 2003;93:802-6.
- (53) Kasloff Z. Enamel Cracks Caused By Rotary Instruments. J Prosthet Dent 1964;14:109-16.
- (54) Kleinmayer S. Bruchfestigkeit und marginale Adaption dreigliedriger Hybridbrücken für den Seitenzahnbereich aus Empress 2 und Vectris/Targis; med. Dissertation Universität Regensburg; 2001.
- (55) Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, et al. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. J Adhes Dent 2007 Oct;9(5):449-62.
- (56) Kramer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years--a clinical study. J Dent 1999 Jul;27(5):325-31.
- (57) Krejci I, Kuster M, Lutz F. Influence of Dentinal Fluid and Stress on Marginal Adaption of Resin Composites. J Dent Res 1993;71(2):490-4.
- (58) Krejci I, Lutz F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme; 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:1445-9.
- (59) Krejci I, Lutz F, Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent 1993 Feb;21(1):39-46.
- (60) Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme; 1.Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:953-60.
- (61) Kröncke A. Zur Klinik und Problematik traumatischer Infraktionen im Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 1983;38:600-4.
- (62) Kunzelmann KH. Moderne Füllungstherapie mit keramischen Werkstoffen, Keramikinserts, -inlays, -teilkronen im Seitenzahnbereich. Zbay, Online Service der BLZK 1999.
- (63) Kunzelmann KH, Hickel R. Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser Verlag; 1997.
- (64) Kunzelmann KH, Hickel R. Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei Komposit-Klebern. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45:699-700.
- (65) Kuramoto M, Matos AB, Matson E, Eduardo CP, Powers JM. Mikroleakage of resin-based composite restorations with ceramic inserts. Am J Dent 2000;13:311-4.
- (66) Lang H, Schüler N, Nolden R. Keramikinlay oder Keramikteilkrone. Dtsch Zahnärztl Z 1998;53:53-6.
- (67) Lang H, Schwan R, Nolden R. Die Verformung gefüllter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:812-5.

- (68) Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glasionomer-, Kompomer- und Kompositzementen. Dtsch Zahnärztl Z 2000;55:540-3.
- (69) Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Oper Dent 1981;6(1):2-5.
- (70) Lauer HC. Vollkeramische Restaurationen in der Hand der Generalisten. ZM 2003;9:40-3.
- (71) Liatukas EL, Youn RF. Scanning electron microscopy of enamel cracks after etching: An in vitro study. J Prosthet Dent 1975;558-61.
- (72) Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. ZWR 2001;110:747-54.
- (73) Lutz F, Mörmann WH, Lutz T. Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlensäureschnee? Schweiz Monatsschr Zahnmed 1974;84:709-25.
- (74) Martin N, Jedynakiewicz NM, Williams DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays. J Dent 1999 Jan;27(1):29-36.
- (75) Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:229-36.
- (76) Mehl A, Godescha P, Kunzelmann KH, Hickel R. Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1996;(51):-701.
- (77) Mehl A, Pfeiffer A, Kremers L, Hickel R. Randständigkeit von Cerec-II-Inlay-Restaurationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. Dtsch Zahnärztl Z 1998;53:57-60.
- (78) Mondelli J, Steagau L, Ishikiriama A. Fracture strength of human teeth with cavity preparation. J Prosthet Dent 1980;43:419.
- (79) Mörmann WH. Technischer Stand und klinische Bewährung. 20 Jahre keramische CEREC CAD/CAM Restaurationen. ZM 2006;96:58-65.
- (80) Mörmann WH. The evolution of the CEREC System. J Am Dent Assoc 2006;137:7-13.
- (81) Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. Quintessence Int 1996 Dec;27(12):821-8.
- (82) Mörmann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. Quintessence Int 2000 Nov;31(10):699-712.
- (83) Mörmann WH, Bindl A. Erste Erfahrungen mit Cerec 3D: 3D CAD/CAM für jedermann in Praxis und Labor. ZM 2004;3:228-30.
- (84) Mörmann WH, Bindl A, Aphold W. Cerec 3 Computer-Restaurationen - erste klinische Erfahrungen. ZM 2000;23:48-60.
- (85) Mörmann WH, Brandestini M, Ferru A, Krejci I. Marginale Adaption von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1985;95:1118-29.

- (86) Prati C. Early marginal microleakage in Class II resin composite restorations. Dent Mater 1989;5:392-6.
- (87) Pröbster L. Sind vollkeramisch Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK undDGZPW. Dtsch Zahnärztl Z 2001;56:575-6.
- (88) Rasmussen ST, Patchin RE. Fracture properties of human enamel and dentin in an aqueous environment. J Dent Res 1984 Dec;63(12):1362-8.
- (89) Ratcliff S, Becker IM, Quinn L. Type and incidence of cracks in posterior teeth. J Prosthet Dent 2001;86:168-72.
- (90) Reich E, Schmalz G, Federlin M. Marginal fit of ceramic and composite inlays in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1990 Oct;45(10):656-60.
- (91) Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. J Am Dent Assoc 2004 May;135(5):605-12.
- (92) Reiss B. Das Cerec System: Die 18-Jahres Studie. ZM 2007;97:130-4.
- (93) Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10 year Kaplan-Meier-analysis of Cerec restorations. Int J Comput Dent 2000;3:9-23.
- (94) Richter B, Mörmann WH. CEREC 3, vollkeramische CAD-CAM-Inlays und Teilkronen - Konstruktion und Fertigung per Computer. SFCZ-Verlag Zürich; 2001.
- (95) Roh BD, Lee YE. Analysis of 154 cases of teeth with cracks. Dental Traumatology 2006.
- (96) Roulet J-F, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. ZM 1989;79:908-13.
- (97) Roulet J-F, Janda R. Future Ceramic Systems. Oper Dent Supplement 2001;6:211-28.
- (98) Roulet JF. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam--results up to 6 years. Clin Oral Investig 1997 Feb;1(1):40-6.
- (99) Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:197-208.
- (100) 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 1995 Apr;73(4):392-9.
- (101) Schmalz G, Geurtsen W. Keramik-Inlays und -Veneers; Stellungnahme der DGZMK. DGZMK 2001.
- (102) Schmidseider J, Rateitschak KH, Wolf HF. Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlanten der Zahnmedizin 15. 1998.
- (103) Schuckar M, Geurtsen W. Proximo-cervical adaption of Class II-composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. J Oral Rehab 1997;24:766-75.

- (104) Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int* 2004 Apr;35(4):281-6.
- (105) Söderholm K. 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* 1991;7:74-83.
- (106) St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Jr., Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* 2003 Jun;89(6):551-7.
- (107) Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 1993;9:6-10.
- (108) Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992 Feb;20(1):3-10.
- (109) Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Schams A. Clinical evaluation of heat-pressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. *Clin Oral Investig* 1997;1:27-34.
- (110) Touati B, Miara P, Nathanson D. *Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen*. Urban & Fischer; 2002.
- (111) van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci* 2001 Aug;109(4):222-9.
- (112) Wu W, Cobb E, Dermann K, Rupp NW. Detecting margin leakage of dental composite restorations. *J Biomed Mater Res* 1983 Jan;17(1):37-43.
- (113) Xu HH, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *J Dent Res* 1997 Oct;76(10):1698-706.
- (114) Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indention Damage and Mechanical Properties of Human Enamel and Dentin. *J Dent Res* 1998;77(3):472-80.
- (115) Zachrisson BU, Skogan O, Hoymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod* 1980 Mar;77(3):307-19.

10 Danksagung

Herrn Prof. Dr. G. Schmalz möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas, die Anleitung zu wissenschaftlichem Arbeiten und die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen sehr herzlich danken.

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

Frau Dr. S. Krifka bin ich für die tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen, der Hilfe bei der Auswertung der Ergebnisse und ihren zahlreichen Anregungen bei der Erstellung des vorliegenden Manuskripts sehr dankbar.

Den Mitarbeiterinnen des Forschungsbereiches der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie danke ich für die Unterstützung bei der Versuchsdurchführung. Mein besonderer Dank gilt Frau B. Bey und Frau H. Ebersberger für die Unterstützung während der gesamten Durchführung und Auswertung.

Herrn Dr. rer. nat. K.-A. Hiller möchte ich für die statistische Auswertung der Ergebnisse meinen Dank aussprechen.

Bei allen, die mir mit Rat und Tat zur Seite standen und mich unterstützten bedanke ich mich herzlichst.

11 Lebenslauf

Name	Sarah Brigitte Marion Wiesbauer
25.7.1981	geboren in Dachau
9/1987 – 7/1991	Grundschule Landau
9/1991 – 6/2000	Gymnasium Landau
6/2000	Abitur am Gymnasium Landau
9/2000 – 8/2001	FÖJ auf einem Biobauernhof
9/2001 – 9/2002	Beginn einer Zahntechnikerausbildung
10/2002	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
9/2003	Naturwissenschaftliche Vorprüfung (Vorphysikum)
4/2005	Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)
7 – 11/2007	Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)
seit 1/2008	Wissenschaftliche Mitarbeiterin der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Uniklinik Regensburg