

Aus dem Lehrstuhl für Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Prof. Dr. G. Schmalz

Fakultät für Medizin

der Universität Regensburg

**Einfluss der Präparation ausgedehnter Kavitäten auf die marginale  
Adaptation und die Rissbildung in der Zahnhartsubstanz bei  
Keramikrestorationen  
Eine In Vitro Studie**

Inaugural-Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades  
der Zahnheilkunde

der

Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

Vorgelegt von

Judith Jentzmik

aus Sulzbach-Rosenberg

2011

Dekan:	Prof. Dr. Bernhard Weber
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Gottfried Schmalz
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Peter Proff
Tag der mündlichen Prüfung:	12.04.2011

Meinen Eltern gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. EINLEITUNG .....</b>	<b>7</b>
<b>2. LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>9</b>
<b>2.1 Dentalkeramiken.....</b>	<b>9</b>
2.1.1 Industriekeramik .....	10
<b>2.2 Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen.....</b>	<b>11</b>
2.2.1 Sinterverfahren.....	11
2.2.2 Gussverfahren .....	11
2.2.3 Pressverfahren.....	12
2.2.4 Computergestützte Herstellung.....	12
<b>2.3 Vollkeramische Inlays und Teilkronen.....</b>	<b>15</b>
2.3.1 Definition und Nomenklatur.....	15
2.3.2 Präparation .....	16
<b>2.4 Befestigung vollkeramischer Restaurationen.....</b>	<b>18</b>
2.4.1 Konventionelle Zementierung .....	18
2.4.2 Adhäsive Befestigung .....	18
<b>2.5 Studien zu vollkeramischen Restaurationen .....</b>	<b>23</b>
2.5.1 Keramikrestaurationen in vitro .....	24
2.5.2 Keramikrestaurationen in vivo.....	25
<b>2.6 Rissbildung in Zahnhartsubstanzen.....</b>	<b>27</b>
<b>2.7 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation .....</b>	<b>33</b>
2.7.1 Simulationstests .....	34
2.7.2 Mechanische bzw. physikalische Tests .....	35
<b>2.8 Quantitative Auswertungsmethoden.....</b>	<b>35</b>
2.8.1 Farbpenetrationstest .....	35
<b>3. FRAGESTELLUNG .....</b>	<b>37</b>
<b>4. MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>38</b>
<b>4.1 Untersuchungsgut .....</b>	<b>38</b>
<b>4.2 Präparation und Herstellung der vollkeramischen Restaurationen .....</b>	<b>39</b>
4.2.1 Präparation .....	39
4.2.2 Herstellung der vollkeramischen Restaurationen .....	40
<b>4.3 Adhäsive Befestigung.....</b>	<b>41</b>
<b>4.4 Thermische Wechselbelastung.....</b>	<b>42</b>



4.5 Farbpenetration .....	43
4.6 Rissdokumentation .....	47
4.7 Statistik .....	49
<b>5. ERGEBNISSE .....</b>	<b>51</b>
5.1 Farbpenetration .....	51
5.1.1 Einfluss der Präparation .....	53
5.1.2 Einfluss der Grenze .....	60
5.1.3 Einfluss des Ortes .....	67
5.2 Rissbeurteilung .....	75
5.2.1 Übersicht .....	75
5.2.2 Änderung der Rissanzahl .....	79
<b>6. DISKUSSION .....</b>	<b>82</b>
6.1 Methodik .....	82
6.1.1 Untersuchungsgut .....	82
6.1.2 Präparation .....	83
6.1.3 Cerec® 3 System .....	83
6.1.4 Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung .....	84
6.2 Farbpenetration .....	84
6.3 Rissbeurteilung .....	85
6.4 Einfluss der Präparation stark ausgedünnter Resthöcker .....	86
6.4.1 Einfluss der Präparation auf die marginale Integrität .....	86
6.4.2 Einfluss der Grenze auf die marginale Integrität .....	88
6.4.3 Einfluss des Ortes .....	88
6.5 Einfluss der Überkuppelung stark ausgedünnter Resthöcker auf die Rissbildung .....	89
6.5.1 Einfluss der Zeit .....	89
6.5.2 Einfluss der Präparation .....	90
6.5.3 Einfluss des Ortes .....	91
<b>7. ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>93</b>
<b>8. ANHANG .....</b>	<b>95</b>
8.1 Materialliste .....	95
8.2 Tabellarischer Anhang .....	97
8.2.1 Farbpenetration .....	97
8.2.2 Rissbeurteilung .....	118
<b>9. LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>126</b>
<b>10. DANKSAGUNG .....</b>	<b>137</b>

<b>11. LEBENSLAUF .....</b>	<b>138</b>
-----------------------------	------------

# 1. Einleitung

Die zahnärztliche Behandlung erfordert häufig Maßnahmen, wie Kariesentfernung und Kavitätenpräparation, die oftmals zu einer stark geschwächten Restzahnhartsubstanz führen. Die Stabilität des präparierten Zahnes korreliert dabei direkt mit dem Ausmaß des Defektes. Gerade bei ausgedehnten Präparationen mit Verlust einer oder gar beider (dentinegestützter) Randleisten kommt es zu einem hohen Stabilitätsverlust 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 Höckerfrakturen führen kann. Um den Zahn zu erhalten und so die verbleibende Restzahnhartsubstanz zu schützen, wurden diese Zähne bisher mit Kronen versorgt.

Um eine ästhetische und substanzschonende Versorgung zu gewährleisten, die den Anforderungen der Biokompatibilität gerecht wird und zudem ein aus ästhetischer Sicht optimales Ergebnis liefert, wäre eine zahnfarbene Versorgung mit stabilisierendem Effekt für die Restzahnschubstanz für oben genannte Fälle wünschenswert. Untersuchungen hierzu haben gezeigt, dass durch die Adhäsivtechnik eine Stabilisierung und eine Erhöhung der Biegesteifigkeit bzw. -festigkeit des restaurierten Zahnes erreicht wird, indem ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz hergestellt wird. Dagegen sind konventionell (retentiv) befestigte Restaurationen, wie Amalgam oder Edelmetallinlays, zur Stabilisierung der Zahnkrone nicht geeignet. Da bei sehr ausgedehnten Kavitäten die Technik der direkten Kompositfüllung an ihre Grenzen stößt, sollte in diesen Fällen auf die Möglichkeit der Versorgung mit Inlays bzw. Teilkronen aus Keramik zurückgegriffen werden. Nach großflächiger Präparation wird die extrem geschwächte Restzahnschubstanz sehr großen 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. Bei Sinter- und Glaskeramik spielt besonders der adhäsive Verbund an den Grenzflächen zwischen Befestigungsmaterial und

Keramik sowie zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz eine große Rolle. In der folgenden Studie wurde ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungsmaterial verwendet.

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 in der Zahnhartsubstanz beeinflusst.

## **2. Literaturübersicht**

### **2.1 Dentalkeramiken**

Als Dentalkeramiken bezeichnet man verschiedene nichtmetallische, anorganische Verbindungen, die mindestens zu 30% eine kristalline Struktur aufweisen und in Wasser nur schwer löslich sind (62, 96). 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%. Aus dem erhöhten Feldspatanteil resultiert eine verbesserte Viskosität und Standfestigkeit, die Voraussetzung zum Modellieren sind (29).

Dentalkeramiken weisen Eigenschaften auf, die sie als ideale Restaurationsmaterialien für die Zahnmedizin erscheinen lassen:

- Ästhetik (55, 126, 151)
- Biokompatibilität (29, 55, 62, 112, 126)
- Hohe chemische Stabilität in der Mundhöhle
- Geringe thermische Leitfähigkeit (55)
- Geringe Plaqueakkumulation (62, 126)
- Kein toxisches oder allergenes Potential (55, 126)

Jedoch besitzt dieses Material auch werkstoffkundliche Nachteile. So zeigt sich Keramik als äußerst sprödes Material und besitzt kein plastisches Verformungsvermögen (96), wodurch kleinste Fehler im Gefüge Ausgangspunkte für Risse sein können, die zu Frakturen führen können (62, 112).

Dem Zahnarzt stehen heute verschiedene keramische Werkstoffe zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen zur Verfügung. Ihre Klassifikation (s. Abbildung 1) kann nach der werkstoffkundlichen Zusammensetzung, nach dem Herstellungsverfahren, nach dem Befestigungsverfahren und/oder nach der klinischen Anwendung eingeteilt werden (11, 126, 140).

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

Abbildung 1: Übersicht über Dentalkeramiken

### 2.1.1 Industriekeramik

Die Formgebung von Industriekeramiken ist im Gegensatz zu laborgefertigten Keramiken von der Herstellung des Werkstoffes fertigungstechnisch getrennt. Industriell hergestellte Keramiken aus Sinter-, Glas- oder Oxidkeramik erfüllen die Anforderung einer möglichst homogenen Struktur. Durch die Herstellung standardisierter Rohlinge (Preforms) unter industriell konstanten Bedingungen wird das Gefüge von Industriekeramiken gegenüber den herkömmlichen Dentalkeramiken optimiert (136). Werkstoffeigenschaften, wie Bruchzähigkeit und Festigkeit werden erhöht und rissinduzierende Poren oder Verunreinigungen durch Optimierung des Sintervorgangs weitgehend vermieden (62, 77, 136). So kann die Gefahr des Risswachstums und des Bruchversagens keramischer Restauration reduziert werden (77). Zurzeit werden verschiedene computergestützte Verfahren verwendet, um aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken vollkeramische Restaurationen herzustellen. Die in der folgenden Studie verwendete Vita Mark II Keramik ist ein Beispiel für industriell hergestellte Keramik, eine aluminiumoxidangereicherte Feinstpartikelfeldspatkeramik.

## **2.2 Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen**

Die verschiedenen Arten der Herstellung von vollkeramischen Restaurationen werden zunächst in additive und subtraktive Verfahren unterteilt. Unter additiven Herstellungsverfahren werden alle Verfahren zusammengefasst, bei denen die Erstellung der Restauration modellierend-aufbauend erfolgt, wie die Sinter- oder Lost-Wax-Technik. Dahingegen werden unter der subtraktiven Formgebung alle Verfahren zusammengefasst, die sich durch einen abtragenden Arbeitsprozess auszeichnen. Hier wird aus vorgefertigten Keramikblöcken die spätere Restauration herausgearbeitet (96, 98).

### **2.2.1 Sinterverfahren**

Die Sinterkeramiken werden in einer konventionellen Schichttechnik verarbeitet, wobei unterschiedlich gefärbte keramische Massen schichtweise auf einen feuerfesten Stumpf aufgebracht werden. Der Sinter- oder Brennvorgang geht mit einem Volumenverlust von 25-30% einher, der z.B. durch eine entsprechende Abbindeexpansion des Stumpfmaterials kompensiert werden muss. Aktuelle Produkte auf dem Markt sind die zirkoniumoxidverstärkte Keramik Mirage I+II (Fa. Chameleon Dental Products, Kansas City, USA), leuzitverstärkte Keramik Optec HSP (Fa. Jeneric/Pentron, Wallingford, USA), sowie die leuzit- und aluminiumoxidverstärkte Keramik Hi-Ceram (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) und Vitadur N (Fa. Vita, Bad Säckingen, D) (140).

### **2.2.2 Gussverfahren**

Die Restaurationen werden nach dem Prinzip der Lost-Wax-Technik hergestellt, wobei die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet wird. Die auf 1370°C erhitzte Glasmasse wird mittels Schleudergussverfahren in eine Gussform eingebracht. Der durchsichtige, amorphe Glaskörper wird dann durch eine Wärmebehandlung bei 1070°C für eine Dauer von 6h keramisiert, so dass in der Folge 55 Vol.-% der keramischen Restauration in kristalliner und 45 Vol.-% in nichtkristalliner Form vorliegen. Die wohl bekannteste gießbare Glaskeramik wurde in den 80er Jahren unter dem Namen Dicor (DeTrey Dentsply, Dreieich, D) in den USA entwickelt, bei der Tetrasilizium-Fluor-Glimmer Kristalle verwendet werden. Als weitere gießbare Keramik ist das Cerapearl-System (Kyocera Bioceram, San Diego, USA) zu nennen,

dessen kristalline Phase hauptsächlich aus Hydroxylapatit besteht. Cerapearl konnte sich nicht auf dem Markt behaupten und wurde durch die Entwicklung von Materialien mit höheren Festigkeiten und verbesserter Ästhetik abgelöst (Empress 2) (135, 140).

### **2.2.3 Pressverfahren**

Das IPS-Empress System (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, FL) ist eine Glaskeramik aus Siliziumoxid, Aluminiumoxid und Kaliumoxid mit Leuzit als Kristallbildner. Dabei werden vorgefertigte Rohlinge aus leuzitverstärkter Feldspatkeramik zur Herstellung der Restaurationen verwendet. Zuerst erfolgt eine Wachsmodellation der Restauration, welche in eine spezielle Einbettmasse eingebettet und ausgewachst wird. Die vorbereitete Muffel wird dann in einem speziell konstruierten Ofen vorgewärmt. Bei 1050-1180 °C werden die Keramikrohlinge erhitzt und das plastische Material bei einem Druck von 5 bar in die geschaffene Hohlform (Lost-Wax-Verfahren) im Empress-Ofen gepresst (10, 29, 89, 119, 151). Zum Abschluss kann je nach Indikation die individuelle Gestaltung der Restauration durch Bemalen (Maltechnik) oder Verblenden (Schichttechnik) erfolgen. Aufgrund der Festigkeit, die im Bereich von 220 MPa liegt, eignet sich Empress 1 zur Herstellung von Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Um das Indikationsspektrum zu erweitern, wurde Empress 2 entwickelt, das sich durch eine erhöhte Festigkeit auszeichnet. Die mit Lithiumdisilikat verstärkte Glaskeramik besitzt eine Festigkeit von 300-400 MPa und kann somit zur Herstellung von Kronen und kurzspannigen Brücken verwendet werden (10, 105, 135).

### **2.2.4 Computergestützte Herstellung**

#### **2.2.4.1 Überblick**

Computerunterstützte, automatisierte Fertigungsverfahren von Zahnrestaurationen haben sich als zukunftsweisende Methode in der Zahnmedizin und Zahntechnik herauskristallisiert (115). Diese subtraktiv formgebenden Verfahren sind gekennzeichnet durch die industrielle Produktion des Keramikrohlings sowie durch die anschließende Fertigung der Restauration aus diesem Rohling. Abhängig vom System werden die vollkeramischen Restaurationen entweder in der Praxis (chairside) oder im zahntechnischen Labor (labside) hergestellt.



Ohne weitere Sinterung des keramischen Ausgangsmaterials können die industriell hergestellten Keramiken bearbeitet werden. Beispiel hierfür sind Cerec (Sirona, D-Bensheim), Celay (Microna, Schweiz), DCS (DCS-Dental AG, CH-Allschwil) oder Digident (Girrbach, D-Pforzheim) (109, 140). Beim System Cercon der Firma Degussa/DeguDent hingegen wird Zirkonoxidkeramik in Form eines teilgesinterten „Grünlings“ verarbeitet. Zunächst erfolgt ein Wax-Up der Restauration, welches dann zusammen mit dem Stumpfmodell eingescannt wird. Das Gerüst der Restauration wird anschließend um 32% vergrößert aus den Keramikblöcken herausgefräst. Das darauf folgende „Nachsintern“ bewirkt die nötige Volumenreduktion. Außerdem werden die Diamantschleifer geschont und die Schleifzeit wird deutlich verkürzt.

Je nach Bearbeitungsstrategie lassen sich maschinelle Herstellungsmethoden in computerunterstützte oder analoge Verfahren einteilen. Bei den computerunterstützten Verfahren erfolgt der Herstellungsprozess weitgehend automatisiert durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und –Weiterverarbeitung. Unter CAD (Computer-Aided-Design) versteht man die Konstruktion einer Zahnrestauration am Computer, CAM (Computer-Aided-Manufacturing) beschreibt die Herstellung von diesem durch automatisierte Fräs- bzw. Schleifeinheiten (141, 145, 147). Bei analogen Systemen wie dem Kopierschleifverfahren Celay wird eine im Patientenmund direkt durch den Zahnarzt oder indirekt im zahntechnischen Labor angefertigte Modellation aus einem speziellen Kunststoff mit einem Digitizer abgetastet. Zeitgleich erfolgt die Bearbeitung eines Keramikblockes aus Feldspat-, Glas- oder Infiltrationskeramik (96, 109)

#### 2.2.4.2 Cerec® 3D/ Cerec® inLab

Cerec steht für CERamic REConstruction und wurde 1980 von Dr. M. Brandestini und Prof. W. Mörmann an der Universität Zürich entwickelt und 1994 als wissenschaftliche Methode anerkannt (117). Das Cerec-System liegt nun in der dritten Generation vor (s. Abbildung 2) und ist sowohl in der Praxis als Cerec 3D als auch im zahntechnischen Labor als Cerec inLab nutzbar (155). 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 (120). Die intraorale Kamera bei Cerec 3 arbeitet berührungsfrei mit Streifenlichtprojektion, erzeugt eine Tiefenschärfe von 20mm und dient der dreidimensionalen Vermessung. Cerec 3 basiert auf dem Prinzip

der aktiven Doppeltriangulation, bei der von der Kavität automatisch Aufnahmen unter zwei verschiedenen Triangulationswinkeln erstellt werden (63, 118). Mit Hilfe dieses optischen Abdrucks ist es dem Behandler so möglich, seine Präparation anhand eines dreidimensionalen Modells, das frei im Monitorraum dreh- und verschiebbar ist, auf dem PC bei zwölfacher Vergrößerung zu kontrollieren. Der Computer berechnet anschließend die gewünschte Restauration aus einer Datenbank, die Vorlagen für Höcker, Fissuren oder Okklusalfächen liefert, oder durch den Extrapolationsmodus (Rekonstruktion anhand noch vorhandener Zahnstrukturen) und gibt diese Daten per Funk an eine mikroprozessorgesteuerte Schleifmaschine weiter (69, 117).



Abbildung 2: Cerec 3 System



Abbildung 3: Cerec 3 Schleifeinheit (3A),  
mit geöffneter Schleifkammer (3B)

Eine neue Variante ist das Cerec inLab für das zahntechnische Labor. Dieses System entbehrt der getrennten Aufnahmeeinheit und besteht lediglich aus einem PC mit installierter Cerec Software und der angeschlossenen Schleifeinheit, die hier als kombinierte Scan- und Schleifeinheit dient. Nach Präparation, konventioneller Abformung und Modellherstellung wird das getrimmte Modell in einem kombinierten Scan- und Schleifgerät berührungslos mit einem Laser abgetastet. Die Bilddaten

erscheinen anschließend auf einem Monitor, 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 (4, 70, 105, 109, 117, 118).

## **2.3 Vollkeramische Inlays und Teilkronen**

### **2.3.1 Definition und Nomenklatur**

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 und Teilkronen weisen sehr gute Randeigenschaften auf (88, 124, 142, 153) und sind somit als Alternative zu direkten Kompositfüllungen zu sehen. Der Vorteil der adhäsiv befestigten vollkeramischen Restauration gegenüber der plastischen Kompositfüllung ist in der geringen Masse an Befestigungskomposit, die bei deren Eingliederung benötigt wird, zu sehen. Die Schrumpfung des Komposites und die während der Polymerisation wirkenden Kräfte auf die Kavitätenbegrenzungen werden so gering gehalten (69).

Keramische Einlagerrestaurationen sind solide Körper, die in einer Kavität adhäsiv befestigt werden. Unter dem Überbegriff der Einlagerrestauration lassen sich Inlays, Onlays und Overlays zusammenfassen (68, 128). Die Nomenklatur der vollkeramischen Restaurationen leitet sich von den konventionellen metallischen Gussfüllungen ab. Die Benennung und Einteilung wird häufig nach der Ausdehnung im Kauflächenbereich und nach Art und Ausdehnung der Höckerüberkupplung vorgenommen (82). Ein Inlay ist eine rein intrakoronale fixierte Einlagerrestauration im Bereich von okklusalen Fissuren und Grübchen. Die approximalen Flächen können mit einbezogen sein, die Kaufläche ist jedoch nicht vollständig bedeckt. Bei einer Teilkrone wird mindestens ein

Höcker gefasst, wobei beide Approximalflächen in die Präparation mit einbezogen und die Höckerspitzen überkuppelt werden (68, 128). Gemäß einer Stellungnahme der DGZMK (126) spricht dann von einer Teilkrone, wenn einer oder mehrere Höcker in die Restauration mit einbezogen werden. Diese Definition beinhaltet die gebräuchlichen Begriffe „Onlay“ und „Overlay“.

### **2.3.2 Präparation**

Bei der Präparation von vollkeramischen Versorgungen ist zu beachten, dass alle Kanten innerhalb der Kavität abgerundet sein sollten, das heißt die Übergänge von der Kavitätenwand zum Kavitätenmitte (innen), vom okklusalen Plateau zu den parapulpären Wänden sowie von den parapulpären Wänden zum approximalen Kasten (außen). Im Präparationsverlauf sollten daher keine spitzen Übergänge vorliegen. Auf diese Weise werden intern auftretende Spannungen weitgehend vermieden.

Für keramische Inlays werden Mindeststärken für die keramische Restauration angegeben (mindestens 1,5mm) (34), 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 (114), werden aber bei Restwandstärken von 1,3mm kritisch beurteilt.

Da die Befestigung der Keramikeinlagefüllung adhäsiv über die Schmelz- und Dentinhaftung erfolgt, ist eine retentive Präparation zur Verbesserung des Haltes nicht notwendig (s. Abbildung 4). Ein Öffnungswinkel von 6 bis 10 Grad wurde vorgeschlagen (32). Generell gilt, dass eher divergierend als parallel präpariert werden sollte. Vor allem im approximalen Kasten sind dünn auslaufende Keramikränder zu vermeiden, da diese aufgrund der Materialeigenschaften leicht frakturiert. Aus werkstoffkundlicher Sicht ist daher auch von der Präparation eines Federrandes abzuraten und stattdessen eine approximale cervicale Stufe herzustellen (54, 68, 139). Zudem ist es wichtig, am Übergang von der Kavität zur Zahnoberfläche stets in einem Winkel von zirka 90 Grad zu präparieren (s. Abbildung 5). An den okklusalen Rändern eines Inlays wird bei steiler Höckerneigung eine manchmal dünner auslaufende Keramik nicht zu vermeiden sein.

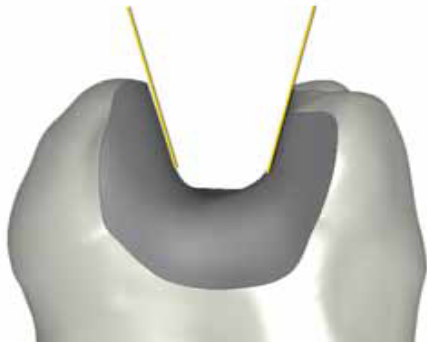


Abbildung 4: Adhäsivtechnik erfordert keine Retentionsform

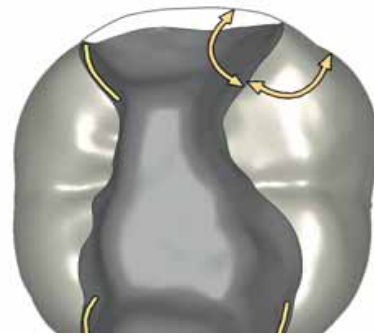


Abbildung 5: 90°-Übergänge zur approximalen Oberfläche

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 (37, 57, 64, 101, 114, 143). Die Präparation einer mod-Kavität schwächt den Zahn und erniedrigt die Biegefestigkeit der verbleibenden Höcker (101, 102, 104). 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 (67). Bei ausgedehnten intrakoronaren Restaurationen können die auftretenden Spannungen Risse im Dentin (Dentinfraktion) verursachen, die sich bei vitaler Pulpa gelegentlich durch isolierte Aufbiss- bzw. Entlastungsempfindlichkeit bemerkbar machen (64). 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 (64, 101, 114). Allerdings werden die mit einer Restauration versorgten Zähne sowohl durch Belastungen der Zahnhartsubstanz als auch der Füllung verformt (102).

## **2.4 Befestigung vollkeramischer Restaurationen**

Je nach verwendeter Art der Keramik kommen in der Zahnheilkunde zwei verschiedene Befestigungsmethoden für vollkeramische Restaurationen zur Anwendung. Die mechanisch retentive, konventionelle Zementierung, sowie eine (chemisch-) adhäsive Befestigung. Liegt die Biegefestigkeit der verwendeten Keramik unter 200 MPa (Silikat-/Glaskeramik), muss die Restauration adhäsiv befestigt werden. Die konventionelle Befestigung ist für Zirkonoxidkeramik oder Lithiumdisilikat verstärkte Glaskeramik (Empress 2) geeignet, welche sich durch höhere Festigkeitswerte auszeichnen (105, 126).

### **2.4.1 Konventionelle Zementierung**

Zemente sind Stoffgemische, die in Pulverform vorliegen und mit Wasser oder wässrigen Lösungen zu einer plastischen Masse angemischt werden. Sie härten nach einer bestimmten Abbindezeit aus und entwickeln dabei die Fähigkeit, Materialien fest miteinander zu verbinden (29). Diese finden Anwendung als provisorische Füllwerkstoffe, Unterfüllungswerkstoffe und Befestigungswerkstoffe. Für die Befestigung von Keramikrestaurationen können neben Zinkoxidphosphatzementen auch Polycarboxylat- und Glasionomerezemente verwendet werden (6).

### **2.4.2 Adhäsive Befestigung**

Durch die Entwicklung von Adhäsivsystemen gelang es, gleichartige oder unterschiedliche Materialien mittels eines Klebstoffes kraftschlüssig miteinander zu verbinden (75). Dadurch wird ein vergleichsweise dauerhafter Verbund zwischen Keramikrestauration und Zahnhartsubstanz hergestellt (125). Das Verbundsystem ist höchst komplex, da sehr unterschiedliche Oberflächen miteinander verbunden werden müssen. Entsprechend sind die Erwartungen an die Befestigungssysteme vielschichtig:

- Sicherung eines dauerhaft stufenlosen Übergangs zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz (84)
- Erhöhung der Biegefestigkeit der keramischen Einlagen (84)
- Höckerstabilisierung (38, 84)

- Frakturresistenz der Restzahnhartsubstanz und der Keramik (27, 38, 84)
- Puffer- und Dämpfungsfunktion zwischen Zahnhartsubstanz und Einlagematerial bezüglich der Kraftweiterleitung und zum Ausgleich entstehender Spannungen zwischen den beteiligten Materialien (84)
- Unterstützung der farblichen Adaptation der Restauration an die Zahnhartsubstanz (84)

Beim adhäsiven Einsetzen von vollkeramischen Restaurationen wird die Keramik makro- und mikroretentiv über einen Klebeverbund in die Zahnhartsubstanz integriert (75). Abbildung 6 zeigt die verschiedenen am Adhäsivverbund beteiligten Schichten zwischen Zahnhartsubstanz und keramischer Restauration. In Abbildung 7 ist der Kontaktbereich des Befestigungskomposits mit dem Zahnschmelz und der Dentalkeramik in einer repräsentativen REM-Darstellung erkennbar.

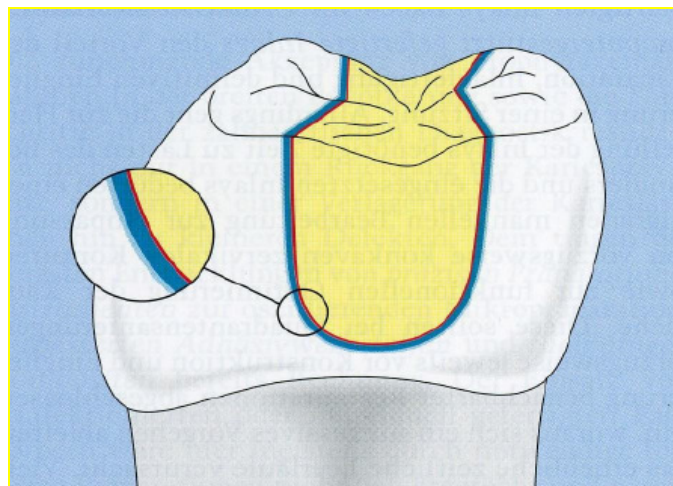


Abbildung 6: Adhäsiv restaurierter Zahn als Verbundsystem (schematisch); Inlay=gelb, Silanschicht=rot, Befestigungskomposit=dunkelblau, mit Adhäsiv infiltrierte Zahnhartsubstanz=hellblau, Zahnhartsubstanz (67).



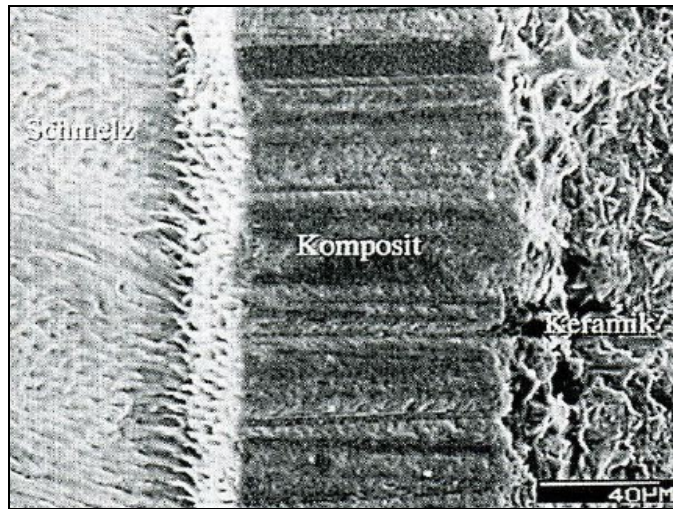


Abbildung 7: Repräsentative REM-Detaildarstellung (geätzter Schliff) des Fügebereichs zwischen konditionierter Dentalkeramik und säuregeätztem Zahnschmelz verbunden mit Befestigungskomposit (67).

Die Haftung am Schmelz erfolgt über ein durch Säureapplikation erzeugtes retentives Ätzmuster. Dabei kommt es zu einer deutlichen Vergrößerung der Schmelzoberfläche mit gleichzeitig besserer Benetzbarkeit der hydrophoben Oberfläche. Die mikromechanische Verbindung wird über einen Haftvermittler ermöglicht, der in das Ätzmuster penetriert und einen Verbund zum Komposit ermöglicht (68).

Der Verbund zum Dentin stellte lange Zeit ein Problem dar. Dentin ist aufgrund seines histologischen Aufbaus und seiner mit Dentinliquor gefüllten Tubuli hydrophil. Diese Eigenschaft erschwert den Kontakt mit einem hydrophoben Komposit. Durch jede mechanische Bearbeitung auf dem Dentin entsteht außerdem eine Schmierschicht, welche einen direkten Kontakt zum kompakten Dentin verhindert. Diese kann mit Hilfe von Säuren oder sauren Monomerlösungen modifiziert oder sogar aufgelöst werden. Die Anwendung von Phosphorsäure einerseits führt zu einer vollständigen Entfernung der Schmierschicht und andererseits zu einer Demineralisation der Dentinoberfläche und Tubulieingänge mit Freilegung des Kollagennetzwerkes. Dieses Kollagenfasernetzwerk kann dann von einem hydrophoben Primer (z.B. HEMA) durchdrungen werden. Durch die Verwendung eines Adhäsivs entsteht so eine Hybridschicht, welche das Bindeglied zum anschließend applizierten Befestigungskomposit darstellt.



Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung saurer Monomerlösungen, bei denen die Schmierschicht angelöst und das kompakte Dentin demineralisiert wird. Durch Verdunstung des Lösungsmittels, Aushärtung des Adhäsivs und durch eine Neutralisationsreaktion an dem Kalziumphosphat des Dentins wird die Säurewirkung beendet. Diese Methode verhindert eine mögliche Austrocknung des Kollagennetzwerkes und sichert damit das vollständige Eindringen des Primers. Primer und Adhäsiv können auf diese Weise zur selben Zeit in die Dentinoberfläche eindringen und so die Gefahr der Entstehung von Nanoleakage verringern (12, 68).

Die Anbindung des Befestigungskomposits an die Sinter- oder Presskeramik erfolgt über eine Haftsilanschicht. Zuvor wird die Keramik zur Oberflächenvergrößerung mit Flusssäure angeätzt. Anschließend erfolgt die Silanisierung. Silane sind bifunktionelle Haftvermittler, die über einen hydrophilen Anteil eine Verbindung zur Keramik und mittels eines hydrophoben Anteils eine Verbindung zum Komposit ermöglichen (68). Durch den Verbund stellt die Restorationsinnenseite keine Grenzfläche mehr dar, an der rissinduzierende Zugspannungen angreifen können. Dies führt zu einer deutlichen Steigerung der Belastbarkeit der Restauration (46, 105).

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 den adhäsiven Grenzflächenfrakturen und/oder zu einem Kohäsivversagen an der Zahnhartsubstanz bzw. dem Komposit kommen, welche die marginale Integrität der Restauration beeinträchtigen können (48).

Keramikrestorationen können mit rein lichthärtenden, mit kombiniert chemisch-lichthärtenden (dualhärtenden) oder rein chemischhärtenden Befestigungskompositen eingesetzt werden (4, 12, 38, 46, 68). 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 (137). Da die Photopolymerisation jedoch mit zunehmender Schichtdicke der Keramik abnimmt, ist die Anwendung dieser Befestigungskomposite auf dünne Keramikrestorationen limitiert (83). Für Keramikrestorationen mit Schichtstärken größer als 2,0mm werden dualhärtende Befestigungskomposite bevorzugt (83).

Bei breiten initialen Zementierungsfugen werden hoch- bis mittelvisköse und bei geringen initialen Fugen eher niedrigvisköse Befestigungskomposite empfohlen (95, 137). Neben Befestigungskompositen mittlerer Viskosität besteht auch die Möglichkeit, hochvisköse Befestigungsmaterialien zu verwenden.

#### 2.4.2.1 RelyX Unicem

Das in folgender in vitro Studie verwendete RelyX Unicem von 3M ESPE (s. Abbildung 8) ist nach Angaben des Herstellers ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungsmaterial zur adhäsiven Befestigung von Restaurationen aus Keramik, Komposit oder Metall. Das Material ist insgesamt in fünf Farben erhältlich und erlaubt so eine ästhetisch ansprechende Gestaltung des Übergangs von Restauration zur Restzahnsubstanz.



Abbildung 8: RelyX Unicem

Im Vergleich zu herkömmlichen adhäsiven Befestigungsmaterialien wird bei RelyX Unicem der Haftverbund zwischen Restauration und Zahn ohne vorherige Konditionierung und Einsatz von Adhäsiven an der Zahnoberfläche erreicht. Daraus resultieren eine Vereinfachung der techniksensitiven Vorbehandlung sowie eine Zeitersparnis beim Einsetzen der Restauration.

Nach Herstellerangaben ist die vorherrschende Abbindeaktion von RelyX Unicem eine radikalische Polymerisation, die durch Licht (bei Keramikrestaurationen) bzw. durch ein Redoxsystem (bei Metallrestaurationen) erfolgt. Die enthaltenen Monomere dienen hier jedoch nicht ausschließlich der Polymerisationsreaktion, weiterhin kommt es zu einer Kaskade von Zementreaktionen. Durch phosphorsäure-modifizierte funktionelle Gruppen im selben Molekül findet eine Reaktion mit basischen Salzen einerseits und

dem Apatit der Zahnhartsubstanzen andererseits statt. Bei dieser Neutralisation wird Wasser freigesetzt, welches durch Abreaktion mit überschüssigen Säurefunktionen und anschließender Zementreaktion mit den ionenauslösenden basischen Füllkörpern wieder verbraucht wird (31).

#### 2.4.2.1.1 Studien zu RelyX Unicem

In Untersuchungen von Behr et al. (5) zur marginalen Adaptation von mit RelyX Unicem eingesetzten Keramikkrone (Empress II) zeigte sich, dass die marginale Adaptation der von herkömmlichen Befestigungskompositen, wie beispielsweise Variolink II entspricht. Trajtenberg et al. (152) zeigten in ihrer in vitro Studie zur Zughaftung an humanem Schmelz und Dentin bei RelyX Unicem nach Lichthärtung die besten Haftwerte am Dentin, wohingegen Variolink II (mit der entsprechenden total-etch-Vorbehandlung) am Schmelz die besten Haftwerte erzielte.

De Munck et al. (24) stellten in einer experimentellen Studie fest, dass die Verbundwerte von RelyX Unicem zum Schmelz erst mit der Ätztechnik auf das Niveau der Kontrollgruppe (Panavia-F) gehoben werden konnte. In einer Studie von Burke et al. (20) wurde untersucht, ob der selbstadhäsive Zement RelyX Unicem Keramikkrone durch seine Haftung genauso stabilisieren kann, wie handelsübliche Komposit-Zemente (Mirage ABC/FLC). Beide adhäsiven Komposit-Zemente konnten die zementierte Feldspatkeramik gleichermaßen stabilisieren.

Federlin et al. (34) untersuchten in einer in vitro Studie unter anderem den Einfluss unterschiedlicher Befestigungskomposite (RelyX Unicem und Variolink II) auf die marginale Integrität und die Rissbildung in der Keramik bei Keramikteilkronen. Es konnte gezeigt werden, dass an der Grenzfläche Keramik/Befestigungssystem bei RelyX Unicem weniger Mikrorisse nach Belastung entstanden sind. Dahingegen zeigten die mit RelyX Unicem befestigten Restaurationen im Vergleich zu den mit Variolink II eingesetzten Teilkronen mehr Mikrorisse an der Grenzfläche Zahn/Befestigungssystem.

## 2.5 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 in etwa der von Goldeinlage- und Amalgamfüllungen (40). Restaurationsränder im Dentin stellen hierbei keine Indikationseinschränkung dar.

### **2.5.1 Keramikrestorationen in vitro**

Krifka et al. (92) untersuchten die Frakturensistenz der Restzahnhartsubstanz und die marginale Adaptation bei extrem ausgedehnter Präparation an Cerec 3 Inlays und Teilkronen aus Feldspatkeramik nach thermomechanischer Wechselbelastung. Zu diesem Zweck wurden bei 25 extrahierten Zähnen (Inlays) bzw. 26 extrahierten Zähnen (Teilkronen) die nichttragenden Höcker auf 1,0 bzw. 2,0mm ausgedünnt. Mittels Farbpenetration und quantitativer Randanalyse im REM wurde die marginale Adaptation der vollkeramischen Restaurationen entlang der Grenzflächen bestimmt. Risse im Schmelz wurden zu folgenden Zeiten dokumentiert: Vor der Präparation, nach der Präparation, nach der Restaurationsbefestigung 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 empfehlen Krifka et al. (92), um das Risiko zusätzlicher Risse in der Zahnhartsubstanz zu minimieren, eine Resthöckerstärke von 2,0mm für Inlays und Teilkronen nicht zu unterschreiten.

In einer in vitro Studie von Mehl et al. (114) 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.

Bronwasser et al. (18) 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.

### **2.5.2 Keramikrestorationen in vivo**

Blatz (11) 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. (47) 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 (134) in einer sechs Jahre dauernden in vivo Studie über Keramikinlays.

In einer weiteren Studie wurden von Krämer et al. (85) 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 (131) untersuchten nach einer „Tragezeit“ von zehn Jahren 1000 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. (40) 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.

Eine Studie von Lang et al. (101) untersuchte 100 Kermikinlays in rein schmelz- und teilweise dentinbegrenzten Klasse II Kavitäten, sowie 50 Keramikteilkronen. Diese wurden 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 Keramikinlays ein dauerhaft stabiler Verbund nicht sicher zu erreichen ist.

Reiss (132) 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. (130) 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.

## **2.6 Rissbildung in Zahnhartsubstanzen**

Risse oder Sprünge im Schmelz/Dentin können als Infrakturen bezeichnet werden und gehören zur Gruppe der Zahnfrakturen. Bei dieser Art von Zahnhartsubstanzverletzung handelt es sich um unvollständige Frakturen (22). 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 (54).

Sprünge im Schmelz/Dentin können eingeteilt werden in Schmelz(in)frakturen, Schmelz-Dentin-Frakturen mit oder ohne Beteiligung der Pulpa, sowie in horizontale und vertikale Wurzelfrakturen (s.Abbildung 9) (54,94).

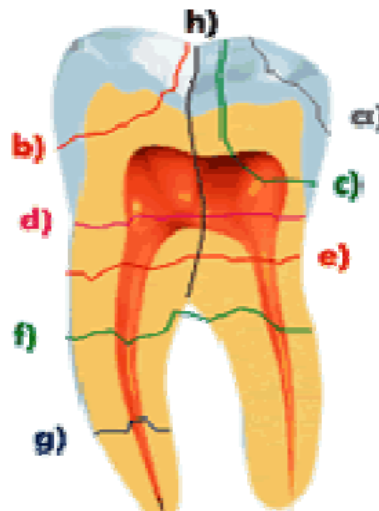


Abbildung 9: a: Schmelz(in)fraktur, b/c/d: Schmelz-Dentin-Fraktur mit oder ohne Pulpenbeteiligung, e/f/g/h: Wurzelfraktur horizontal und vertikal

Schmelzsprünge lassen sich laut Lutz et al. (110) 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 (110). Die präeruptiven Schmelzsprünge sollen durch Schrumpfungsprozesse während der Schmelzreifung oder durch mechanische Belastung in der Eruptionsphase entstehen. Dabei handelt es sich um echte Sprünge, die sich entlang der Prismengrenzen entwickeln und sekundär mit organischem Material aus dem Dentin oder mit exogenen Zellbestandteilen aufgefüllt werden (110). Die posteruptiven Schmelzsprünge, auch Pseudolamellen genannt, treten laut Lutz et al. (110) 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 cervicalen Teil des Zahnes zu finden. Die Spaltbreite schwankt zwischen 0,74-5µm. Ätiologisch werden vor allem mechanische und thermische Belastungen in Betracht gezogen. Zachrisson et al. berichten, dass ältere und größere Sprünge organisches Material aus Dentin oder Speichel enthalten (159). Klinisch harmlos erscheinende Schmelzsprünge können sowohl Verfärbungen als auch Frakturen



des Zahnes begünstigen (57). Kariöse Prozesse können so durch die erleichterten Ausbreitungswege gefördert und beschleunigt werden (159).

Risse in der Zahnhartsubstanz können zum „cracked tooth syndrome“ führen. Dieses ist schwer zu diagnostizieren (57). Bei vitaler Pulpa macht es sich am häufigsten durch isolierte Aufbiss- bzw. Entlastungsempfindlichkeit bemerkbar (94).

Die Bedeutung der Schmelz-Dentin-Grenze bei der Rissfortpflanzung wurden von Dong et al. (28) in einer in vitro Studie untersucht. Dabei zeigte sich, dass sie die Funktion eines 100-150 µm breiten „Stressbreakers“ 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 sowohl durch Rasmussen und Patchin (127) als auch durch Imbeni et al. (73) bestätigt werden.

Auch Xu et al. (158) legten dar, dass die Rissfortpflanzung von den Schmelzprismen und der Schmelz-Dentin-Grenze beeinflusst wird. Risse, die senkrecht zur Kaufläche verlaufen sind signifikant länger als Risse, die parallel dazu laufen. 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 (57, 94, 159), mechanisch (111, 157), oder thermisch (110, 159). Endogene Ursachen für Schmelzrisse stellen Entwicklungsstörungen der Ameloblasten dar (159).

Die Dokumentation von Rissen erfolgt nicht einheitlich, während die Untersuchung unter dem Lichtmikroskop beschrieben wird (22, 25), gibt es auch die Möglichkeit Risse durch Fotografien oder Diaprojektionen darzustellen (79). Sind die Schmelzinfrakturen größer als 200µm können diese durch eine mögliche Plaqueretention erkennbar sein (22).

Xu et al. (157) 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 produzieren.

Kasloff (79) 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 induzierten diamantbelegte Schleifkörper weniger neue Risse als Hartmetallbohrer.

Liatukas et al. (106) untersuchten 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 Kunststoff 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. (104) 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. (19) 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 (19).

Martin et al. (111) 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. (148) 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. (159) 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 (56). Gefunden wurden die Risse vorwiegend im cervicalen 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. (133) vermuteten, dass hauptsächlich Molaren des Unterkiefers mit großen oder mangelhaften Restaurationen Sprünge aufweisen. In einer Studie stellten sie fest, dass meist in intakten Zähnen ohne Restaurationen und ersten Molaren des Oberkiefers Risse und Sprünge vorhanden waren.

In einer weiteren in vitro Studie testeten Geurtsen et al. (56) die Frakturfestigkeit menschlicher mit einer mod-Amalgam- oder –Kompositfüllung versehenen Oberkiefermolaren. Dabei wurden die Zähne nach verschiedenen Kavitätenpräparationen bzw. nach der Restauration mit unterschiedlichen Materialien auf ihre Frakturresistenz überprüft. Es stellte sich heraus, dass eine unpräparierte Kontrollgruppe, sowie die Zähne, die mit einem Dentinbonding (Dentin-Adhesit®) und einer Amalgamfüllung versorgt wurden, die größte Frakturresistenz hatten. Ein ähnliches Ergebnis wiesen die Zähne auf, die mit Amalgam- oder Kompositfüllungen, sowie mit direkt hergestellten Kompositinlays versehen wurden. Die niedrigste Belastbarkeit hatten die nur präparierten und unversorgten Zähne.

Durch die Kuppelung der tragenden Höcker ermöglichen Teilkronen im Gegensatz zu Inlays eine bessere Stabilisierung der Restzahnsubstanz (101). Dennoch erzielten Studien, die sich mit der Frakturresistenz von Zähnen, die mit Teilkeraamkrestaurationen versorgt wurden, kontroverse Ergebnisse: Während Bremer et al. (16) und Dalpino et al. (23) für die Frakturfestigkeit der Zahnsubstanz Werte ermitteln, die für restaurierte Zähne sogar höher sind, als für gesunde Zähne, erzielt eine Studie von St-Georges et al. (146) eine signifikant geringere Frakturfestigkeit restaurierter Zähne.

Burke et al. (20) befassten sich mit der Frakturresistenz von Zähnen, die mit Vollkeramikronen versorgt wurden. Verwendet wurden zwei verschiedene Befestigungssysteme: der selbstätzende, dualhärtende Universalzement RelyX Unicem und das konventionelle Befestigungskomposit Mirage ABC/FLC. Zwischen beiden untersuchten Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

In einer in vitro Untersuchung verglichen Soares et al. (143) 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. (143) indirekte Kompositinlays als vielversprechende Alternative zur Keramik vor. Einen zahnhartsubstanzstabilisierenden Effekt setzt er bei beiden adhäsiv befestigten indirekten Restaurationsmaterialien voraus.

## **2.7 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation**

Um über neue Entwicklungen oder Verbesserungen herkömmlicher Restaurationssysteme Aussagen treffen zu können, haben sich sowohl klinische Studien, als auch in vitro Testverfahren bewährt (89, 90). 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 (90).

Zur Simulation einer klinischen Situation kommen in vitro Untersuchungen mit weitgehend reproduzierbaren und kontrollierten Bedingungen in Frage (90). 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 Restorationsgröße, was sich wiederum aus den unterschiedlichen

Zahngrößen ergibt. Diese Faktoren können die Ergebnisse signifikant beeinflussen (42). Die Lagerungszeit ist laut Söderholm (144) von untergeordneter Bedeutung. In vivo Faktoren wie Speichelzusammensetzung und Vitalität des Zahnes können in vitro nur schwer simuliert werden. Bei in vitro Untersuchungen werden Simulationstests, die das Milieu der Mundhöhle imitieren, und physikalisch/mechanische Tests an definierten Probekörpern unterschieden.

### **2.7.1 Simulationstests**

Präklinische Untersuchungen der marginalen Adaptation adhäsiver Restaurationen können mittels Simulationstests durchgeführt werden. Hierbei soll das Vorgehen möglichst dem in vivo entsprechen. Das bedeutet, dass beim Anfertigen 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 (144).

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 (159) oder aber den Sogeffekt in einen verbreiterten Randspalt begünstigen. Dieser Sogeffekt kann auch zu Schmelzrissen führen (15).

Krejci et al. (85) 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 (144). Beim Vergleich von 130 Thermocycling Tests (53) 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 500 Zyklen gefahren werden (1). Laut Krejci und Lutz (91) 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.

### **2.7.2 Mechanische bzw. physikalische Tests**

Physikalische Eigenschaften dentaler Werkstoffe, wie Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit, Dehngrenzen, Bruchdehnung, Vickershärte und Elastizitätsmodul werden unter Zuhilfenahme definierter Probekörper untersucht (29). Bestimmte Belastungsparameter, wie Druck und Temperatur, können in den entsprechenden Prüfmaschinen exakt eingestellt werden. Ein Vergleich zu in vivo Situationen ist allerdings nur mit Einschränkungen möglich.

## **2.8 Quantitative Auswertungsmethoden**

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

- quantitative und qualitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop anhand von Replikaten (können auch in vivo verwendet werden) (90, 91)
- 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.

### **2.8.1 Farbpenetrationstest**

Ein wichtiger Gütefaktor für zahnmedizinische restaurative Versorgungen 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 (68).

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 Adaptation verwendet. Die Penetrationstests umfassen Untersuchungen zur Penetration von Bakterien, Farbstoffen und Isotopenlösungen (44).

Zur Herstellung der Farblösungen werden verschiedene Reagenzien verwendet: z.B. Methylblau (1), Fluoreszenzfarbstoffe (2, 149), basisches Fuchsin (50) und Silbernitrat (156). 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 (42). Die Auswertung erfolgt an Schnittpräparaten im Stereomikroskop oder anhand von Fotografien (129). Iwami et al. (74) 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 wird im Einzelnen nachgegangen:

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

## 4. Material und Methode

Abbildung 10 zeigt eine Übersicht zum Ablauf der Methodik:



Abbildung 10: Übersicht Material und Methode

### 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 Bimsmehl 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 Herstellung der vollkeramischen Restaurationen**

### **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 Kavitätenmitte (innen) 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 cervicale 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 Kavitätenmitte (innen) mit einem Tasterzirkel [M9] an jeweils drei Messstellen (mesial, zentral, distal) (s. Pfeile in Abbildung 11) 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:

Präparation A: -vestibuläre Wandstärke: 1,0mm

(s. Abbildung 12) -orale Wandstärke: 2,5mm

Präparation B: -vestibuläre Wandstärke: 1,0mm mit horizontaler Reduktion

(s. Abbildung 13) -orale Wandstärke: 2,5mm

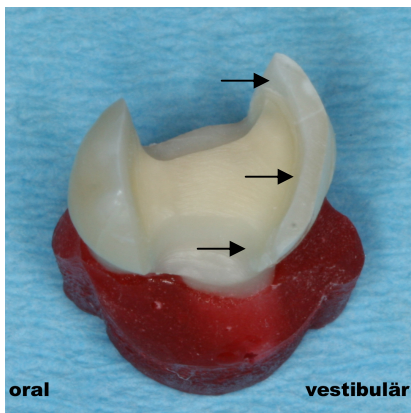


Abbildung 11: Präparation von okklusal, Pfeile markieren die Messpunkte der 1,0mm Restzahndicke



Abbildung 12: Präparation A, 1,0mm Restzahndicke

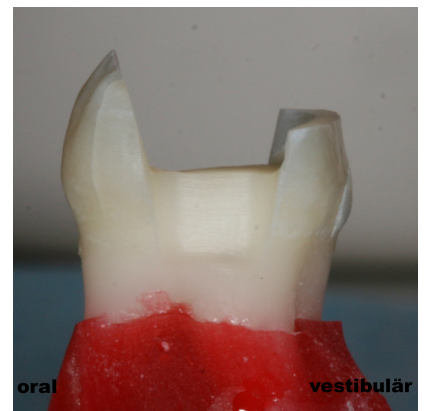


Abbildung 13: Präparation B, 1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion

#### 4.2.2 Herstellung der vollkeramischen Restaurationen

Für jeden präparierten Zahn wurde eine keramische Restauration 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 vollkeramischen Restaurationen wurden nach der Reinigung der Kavität mit Wasserspray und Bimsmehl einprobiert und ihre Passgenauigkeit mittels Softproben (Fitchecker [M13]) überprüft. Störstellen an den Restaurationen wurden mit Feinkorndiamanten beseitigt.

### **4.3 Adhäsive Befestigung**

Die Vorbereitung der Restaurationen für die adhäsive Befestigung wurde gemäß Herstellerangaben durchgeführt. Die Ätzung der Keramik erfolgte für 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. Nach Reinigung der Kavitäten mit Bimsmehl wurden diese mit Luft-Wasser-Spray gereinigt und im Sinne der Wet-Bonding-Technik getrocknet.

Zum Einsetzen der Keramikrestaurationen wurden die gesockelten Zähne in den bereits beim optischen Abdruck zur Anwendung gekommenen Probenhalter eingespannt. Nach Anmischen des selbstätzenden Befestigungskomposits RelyX Unicem [M18] wurde dieses mit Überschuss in die Kavitäten eingebracht und alle Kavitätenwände und –ränder wurden damit benetzt. Die Restaurationen wurden nun langsam unter okklusalem Druck eingesetzt und die größten Kompositüberschüsse mit einem Heidemann-Spatel [M19] entfernt.

Unter bestehendem okklusalem Druck, der mittels eines großen Kugelstopfers [M20] ausgeübt wurde, wurde folgend das dualhärtende Befestigungskomposit mit der Polymerisationslampe für je 40s von jeder Seite (approximal und okkusal) ausgehärtet. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Polymerisation auch in tieferen Schichten durch die chemische Komponente des selbstätzenden dualhärtenden Befestigungskomposits wurde vor einer Weiterbearbeitung der Probekörper mindestens zwölf Stunden gewartet. Während dieser Zeit wurden die Probekörper bei 37°C im Wärmeschrank [M21] in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

Zunächst erfolgte die Entfernung gröberer Kompositüberschüsse mittels wassergekühlten Feinkorndiamanten [M22], anschließend die definitive Politur durch

mit in der Körnung aufeinander abgestimmten, aluminiumoxid-beschichteten Sof-Lex-Scheiben [M23] unter Wasserkühlung. Die Kontrolle der Kompositfugen auf Überschüsse und Randspalten geschah mit Lupenbrille [M24] und feiner Kuhhornsonde [M25]. Zur Lagerung wurden die Proben für sechs Tage bei 37°C in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Diese Lagerungsphase diente der Schaffung einheitlicher Ausgangskonditionen für alle Proben vor den Belastungstests. Um eine Rissentstehung durch Versprödung zu verhindern wurde während aller Arbeitsschritte die Austrocknung der Zahnhartsubstanz vermieden.

Vor und nach dem Belastungstest wurden von jedem Zahn mittels eines Polyether-Abformmaterials [M26] von mesial, distal und okklusal Abdrücke genommen. Die Abdrücke wurden mit einem Epoxidharz [M27] ausgegossen. Die dabei gewonnenen Replikate dienen in einer anderen Studie der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung.

#### **4.4 Thermische Wechselbelastung**

Die Zähne wurden einem Belastungstest (thermomechanische Wechselbelastung, engl.: thermocycling and mechanical loading = TCML) ausgesetzt. Dies geschah in 5000 Zyklen im Wechsel von 30s, sowohl durch thermische Wechselbelastung von abwechselnd 5°C und 55°C, als auch durch eine simultane mechanische Belastung von 72,5N bei einer Frequenz von 1,5Hz. Abbildung 14 zeigt die verwendete TCML-Maschine.



Abbildung 14: Maschine zur Applikation thermomechanischer Wechselbelastung [M3]

## 4.5 Farbpenetration

Nach dem Belastungsdurchlauf wurden die Zähne für die Durchführung der Farbpenetrationstests vorbereitet. Nachdem an allen 48 Zähnen die Rißbeurteilung abgeschlossen war wurden diese mit Nagellack [M28] versehen 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 [M29] gelegt.

Bei allen 48 Zähnen erfolgte außerdem *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* eine Rissdokumentation (s. auch 4.6). Nach der Entnahme der Zähne aus der Farblösung wurden die Zähne sorgfältig gereinigt. Im Anschluss erfolgte die Vorbereitung der Zähne für das Sägemikrotom [M30]. Dazu wurden sie mittels Paladur [M31] auf den entsprechenden Trägern fixiert. Jeweils 12 Zähne pro Präparation wurden in mesio-distaler, und 12 in vestibulo-oraler Richtung gesägt. Die beiden unterschiedlichen Sägerichtungen waren notwendig, um sowohl die Grenze Schmelz/Befestigungssystem als auch die Grenze Dentin/Befestigungssystem beurteilen zu können. Die Grenze Keramik/Befestigungssystem war unabhängig von der Sägerichtung immer beurteilbar. Mit dem Sägemikrotom wurden die Zähne unter Wasserkühlung bei 5000U/min in 300µm dünne Scheiben geschnitten. Die gesägten Schnitte der einzelnen Zähne wurden bis zum Fotografieren in mit angefeuchtetem Zellstoff ausgelegten Petrischalen [M32]

aufbewahrt, um eine Austrocknung zu verhindern. Die Aufnahme aller Zahnschnitte erfolgt unter dem Binokular-Mikroskop bei 50-facher Vergrößerung mittels einer JVC-Kamera [M33] und die Übertragung des Bildes an die Auswertungs-Software (Optimas) [M34] des angeschlossenen Rechners. Die Auswertung erfolgte durch die Optimas-Bildanalyse und das Excel-Programm. Analysiert wurde die Farbpenetration an den Grenzflächen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem. Die Tiefe der maximal möglichen Farbpenetration entlang der Keramik-/Zahn-Grenzfläche wurde gemessen, gleich 100% gesetzt und die tatsächliche Farbpenetration entlang beider Grenzflächen Zahnhartsubstanz/Befestigungssystem und Befestigungssystem/Keramik dazu jeweils ins Verhältnis gesetzt. Die Eindringtiefe der Farbe wurde in Prozent ausgedrückt. Die Abbildung 17 und Abbildung 18 zeigen einen Schnitt jeweils in vestibulo-oraler und mesio-distaler Richtung, Abbildung 15 zeigt die zu messenden Strecken als Detailansicht. Bei vestibulo-oraler Schnittrichtung wurde dabei zwischen Schnitten im approximalen Kasten (außen, Schnittbereich b) und solchen im Kavitätenmitte (innen, Schnittbereich c) unterschieden (s. Abbildung 16, Abbildung 17 und Abbildung 19).

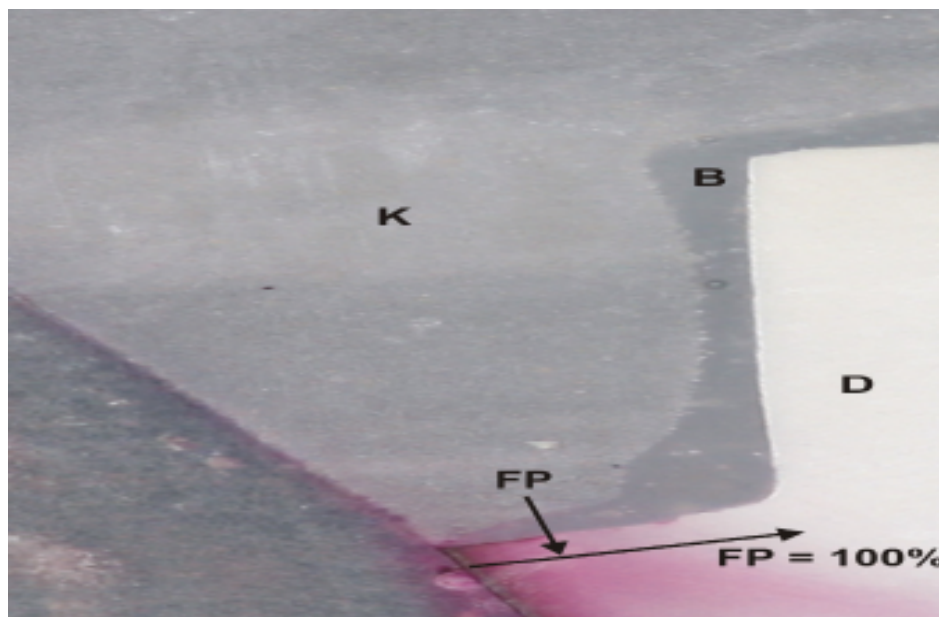


Abbildung 15: Auswertung der Farbpenetration (mesio-distaler Schnitt): Übersichtsaufnahme (links), Detailaufnahme (rechts) approximal im Dentin (K=Keramik, D=Dentin, B=Befestigungsmaterial, FP=Farbpenetration)



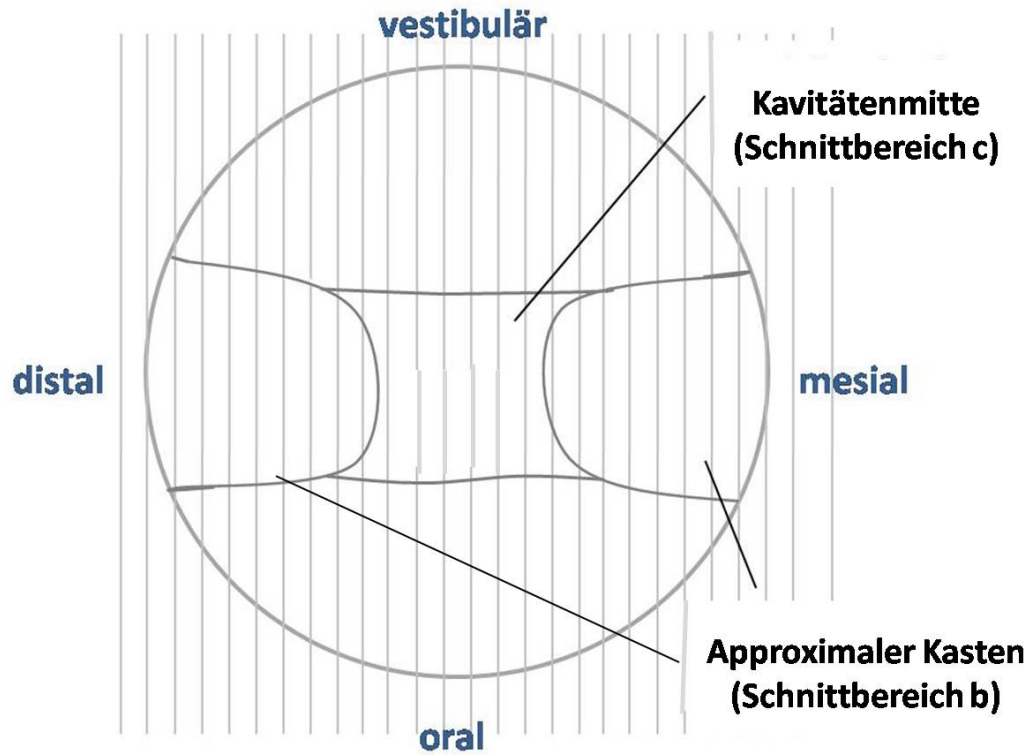


Abbildung16: Schematische Darstellung der verschiedenen Schnittbereiche b und c (Approximaler Kasten, Kavitätenmitte) in vestibulo-oraler Schnitttrichtung

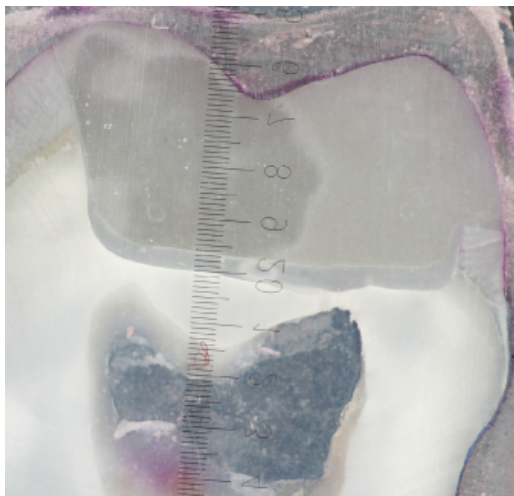


Abbildung 17: vestibulo-orale Schnitttrichtung in der Kavitätenmitte (innen, Schnittbereich c)

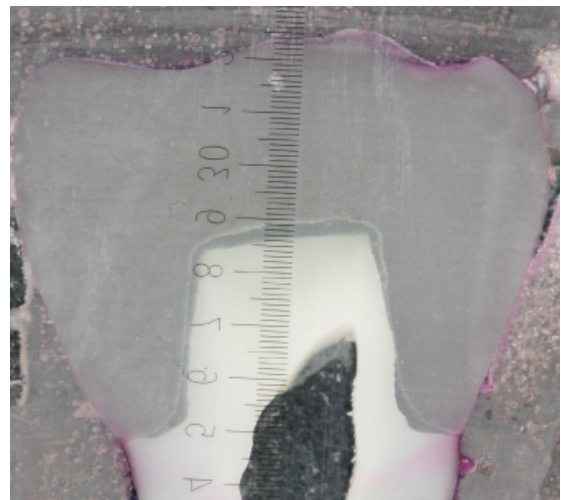


Abbildung 18: mesio-distale Schnitttrichtung

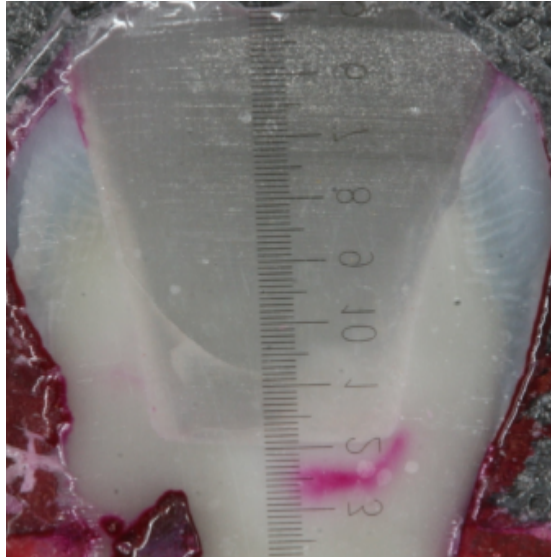


Abbildung 19: vestibulo-orale Schnittrichtung im approximaler Kasten (außen, Schnittbereich b)

## 4.6 Rissdokumentation

Die Dokumentation der Risse erfolgte *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* (s. Abbildung 20 bis Abbildung 25). Die Risse wurden unter dem Auflichtmikroskop [M6] bei zwölffacher 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 Abbildung 20 und Abbildung 21 zeigen denselben Zahn von oral *vor* und *nach* TCML, ein erkennbar neu hinzugekommener Riss ist mit einem Pfeil markiert.

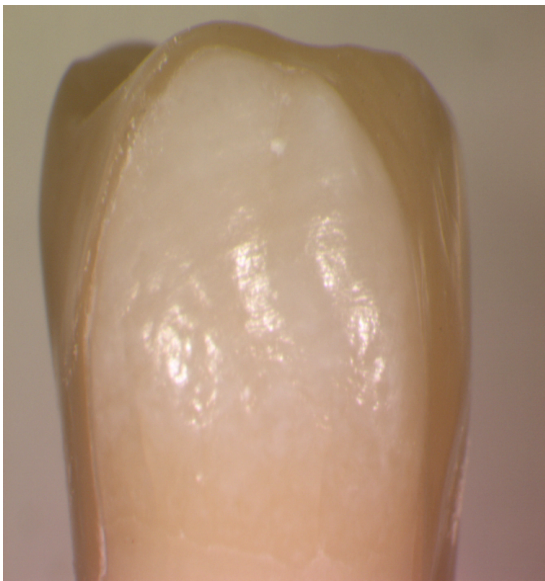


Abbildung 20: orale Wand *vor* TCML

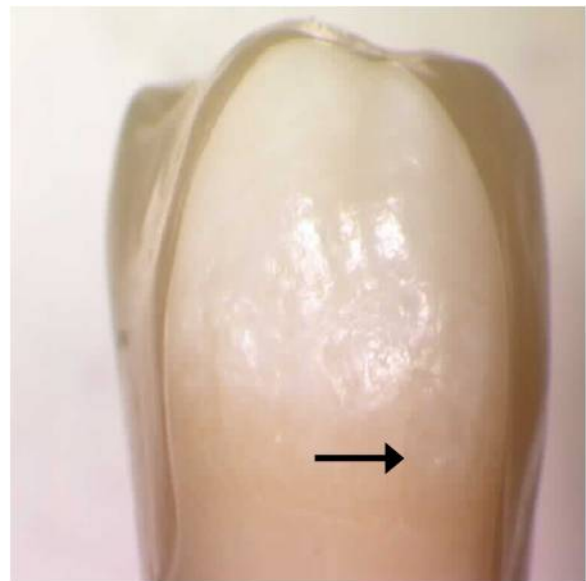


Abbildung 21: orale Wand *nach* TCML, der Pfeil markiert einen neu hinzugekommenen Riss

Die Abbildung 22 und Abbildung 23 zeigen denselben Zahn von vestibulär *vor* und *nach* TCML. Zwei erkennbar neu hinzugekommene Risse sind mit Pfeilen markiert.



Abbildung 22: vestibuläre Wand *vor* TCML

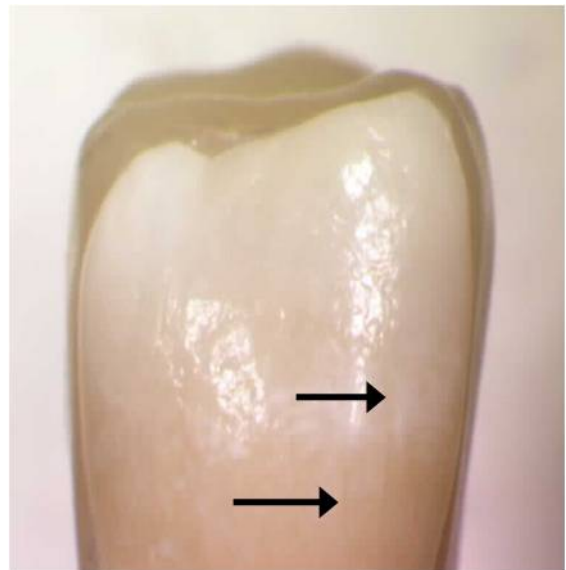


Abbildung 23: vestibuläre Wand *nach* TCML, die Pfeile markieren zwei neu hinzugekommene Risse

Die Abbildung 24 und Abbildung 25 zeigen denselben Zahn, mit horizontaler Reduktion des vestibulären Höckers, von vestibulär *vor* und *nach* TCML, ein erkennbar neu hinzugekommener Riss ist mit einem Pfeil markiert.

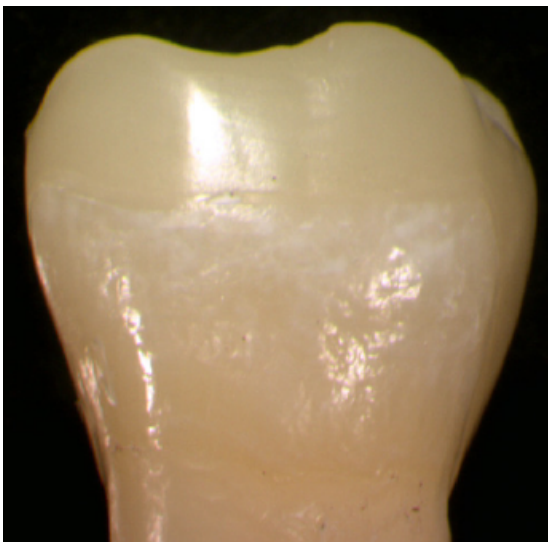


Abbildung 24: vestibuläre Wand *vor* TCML

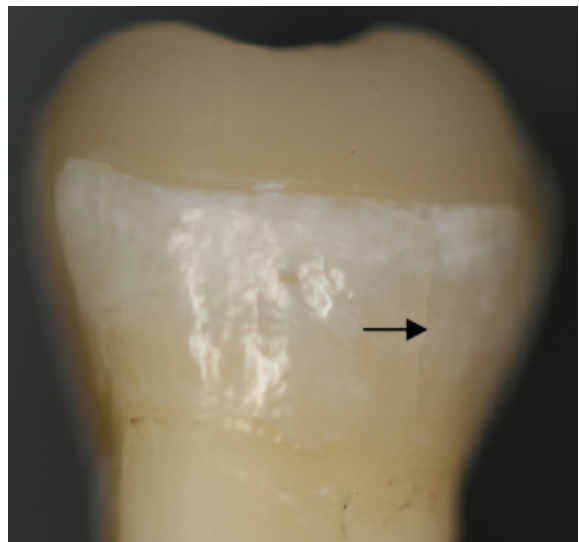


Abbildung 25: vestibuläre Wand *nach* TCML, der Pfeil markiert einen neu hinzugekommenen Riss

## 4.7 Statistik

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

<i>Parameter</i>	<i>Erklärung</i>	<i>Abkürzung</i>
<b>Präparation</b>	1,0mm Restzahndicke	A
	1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion	B
<b>Ort</b>	vestibulär (nichttragender Höcker)	V
	oral (tragender Höcker)	O
	Approximal	App
<b>Grenze</b>	Keramik/Befestigungssystem	Keramik
	Schmelz/Befestigungssystem	Schmelz
	Dentin/Befestigungssystem	Dentin
<b>Zeit</b>	vor Präparation	Vor Präp
	vor TCML	Vor TCML
	nach TCML	Nach TCML
<b>Schnittbereich</b>	Gesamt	a
	Approximaler Kasten (äußerer Schnittbereich)	b
	Kavitätenmitte (innerer Schnittbereich)	c

Tabelle 1: Erklärung der Untersuchungsparameter

In der vorliegenden Arbeit wurde bei den mit RelyX Unicem befestigten vollkeramischen Inlays der Einfluss von zwei unterschiedlichen Präparationsformen bei einem 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  $\alpha$  gemäß der Error-Rates-Methode zu  $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^k$  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  $\alpha^*$  war. Die gesamte statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des SPSS (Version 15.0)-Programms [M35].

## 5. Ergebnisse

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

### 5.1 Farbpenetration

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

1. Um den Einfluss der Präparation (A und B) zu verdeutlichen, werden zunächst alle Farbpenetrationswerte – unabhängig von den Parametern Grenze, Ort und Schnittbereich– zu einem Medianwert mit 25%- und 75%- Percentile zusammengefasst. Darüber hinaus werden für jede Präparation die Farbpenetrationswerte an den Orten vestibulär, oral und approximal einzeln ermittelt und dargestellt. Weiterhin werden die Farbpenetrationswerte an den Orten vestibulär, oral und approximal einzeln ermittelt und dargestellt. Schließlich werden die Farbpenetrationswerte für die einzelnen Präparationen abhängig von Ort, Grenze und Schnittbereich dargestellt<sup>1</sup>.
2. Zur Übersicht über den Einfluss der Grenze werden zu Beginn alle Farbpenetrationswerte für die Restaurationsgrenzen Keramik/ Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem unabhängig von den Parametern Präparation, Ort und Schnittbereich dargestellt. Danach werden für jede Grenze die Farbpenetrationswerte für die Präparationen A und B vorgestellt. Dann werden die Daten über den Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation und dem Ort ermittelt und aufgezeigt. Schließlich werden die Farbpenetrationswerte für die einzelnen Präparationen abhängig von Ort, Grenze und Schnittbereich dargestellt<sup>1</sup>.

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

3. Um den Einfluss des Ortes (vestibulär, oral und approximal) zu verdeutlichen, erfolgt eine Zusammenfassung der Farbpenetrationswerte zu einem Medianwert mit 25%- und 75%- Percentile, unabhängig von den Parametern Grenze und Präparation und Schnittbereich. Weiterhin werden für jeden Ort die Werte für die Präparation A und B zusammengefasst. Des Weiteren erfolgt eine Darstellung der Farbpenetrationswerte in Abhängigkeit von den Parametern Gruppe und Grenze. Schließlich werden die Farbpenetrationswerte für die einzelnen Orte abhängig von Grenze und Ort dargestellt<sup>1</sup>.

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



### 5.1.1 Einfluss der Präparation

#### 5.1.1.1 Übersicht

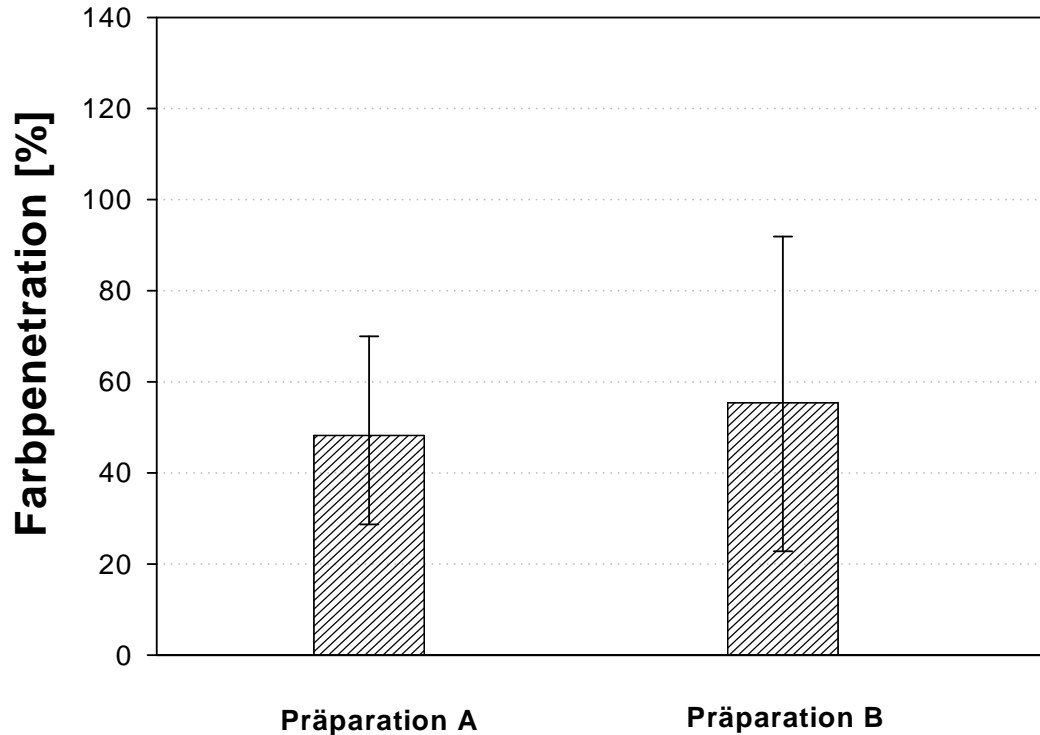


Abbildung 26: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Grenze, Ort und Schnittbereich – in Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) (Median, 25%-/75%-Percentile).

Abbildung 26 (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 48,2% (25%-Percentile/Median/75%-Percentile: 28,7/48,2/70,0) und in Präparation B 55,4% (22,8/55,4/91,9). Zwischen den beiden Gruppen kann kein statistisch signifikanter Unterschied (Signifikanzniveau  $p \leq 0,05$ , vgl. Tabelle 12) festgestellt werden.

### 5.1.1.2 Einfluss der Präparation unabhängig von Grenze und Schnittbereich

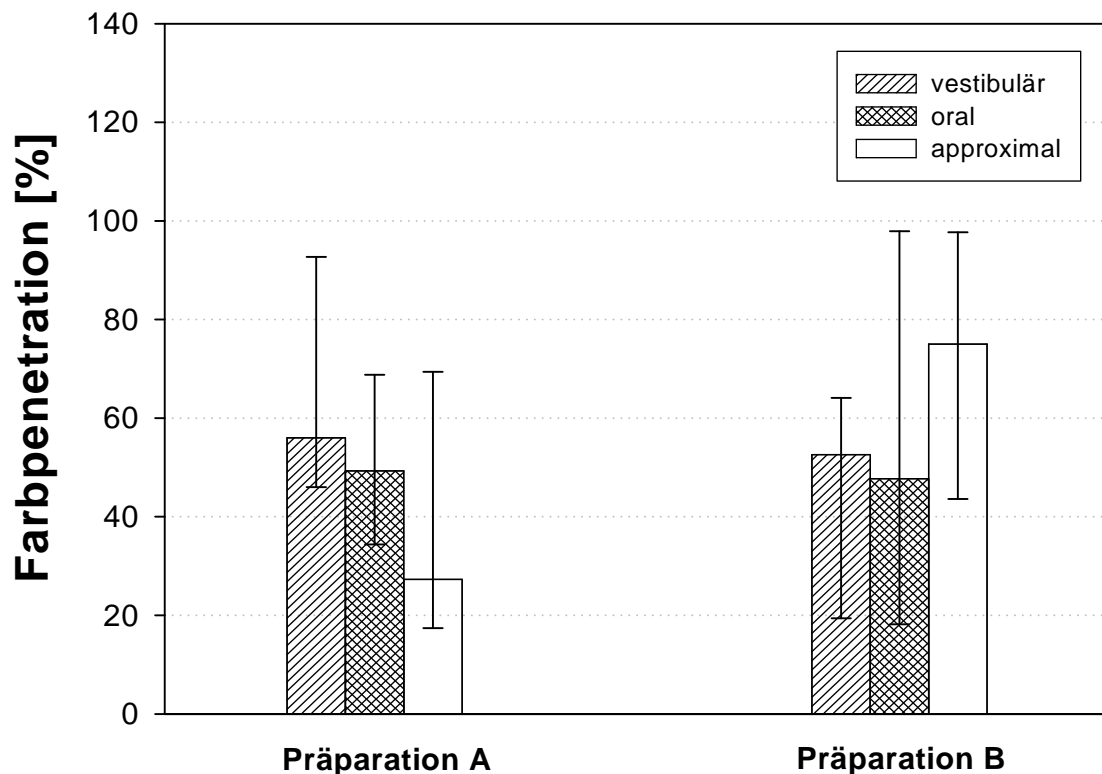


Abbildung 27: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig von Grenze und Schnittbereich (Median, 25%/75%- Perzentile).

Abbildung 27 (vgl. Tabelle 4) zeigt eine Übersicht der Farbpenetrationswerte für die Präparationen A und B, unabhängig von der Grenze und dem Schnittbereich getrennt für die Orte (vestibulär, oral und approximal). Die Farbpenetrationswerte sind für die Präparation A approximal geringer als vestibulär und oral. Bei der Präparation B ist die Farbpenetration approximal höher als vestibulär und oral. Die Farbpenetration approximal beträgt bei Präparation A 27,3% (17,4/27,3/69,4) und bei Präparation B 75,0% (43,6/75,0/97,7). Vestibulär beträgt die Farbpenetration 56,0% (46,0/56,0/92,7) bei Präparation A und 52,6% (19,4/52,6/64,1) bei Präparation B. Die Farbpenetrationswerte oral sind 49,3% (34,4/49,3/68,8) bei Präparation A und 47,7% (18,2/47,7/97,9) bei Präparation B. Für das Prinzip Maximum kann approximal bei Präparation B ein statistisch signifikant höherer Wert ( $p=0,004$ , vgl. Tabelle 12) als bei

Präparation A ermittelt werden. Demgegenüber ist sowohl vestibulär als auch oral kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B feststellbar.

#### 5.1.1.3 Einfluss der Präparation abhängig vom Ort und der Grenze

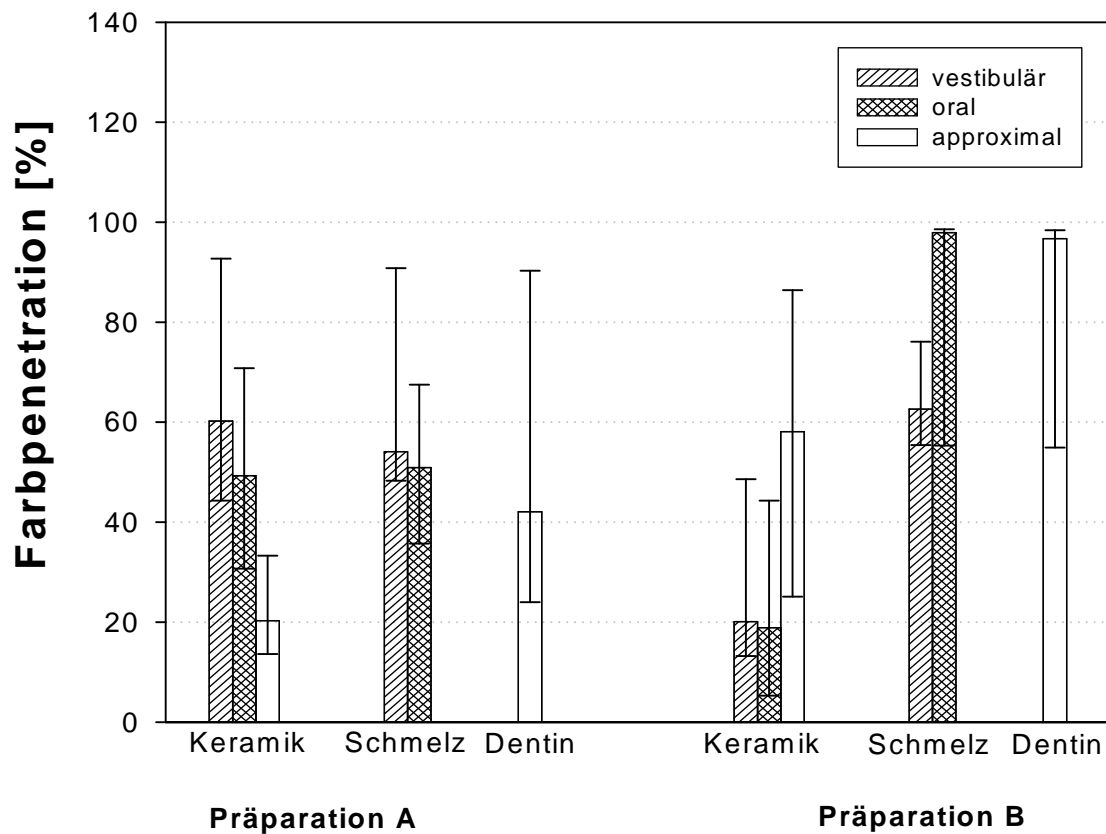


Abbildung 28a: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A und B in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-75%- Percentile), Schnittbereich a.

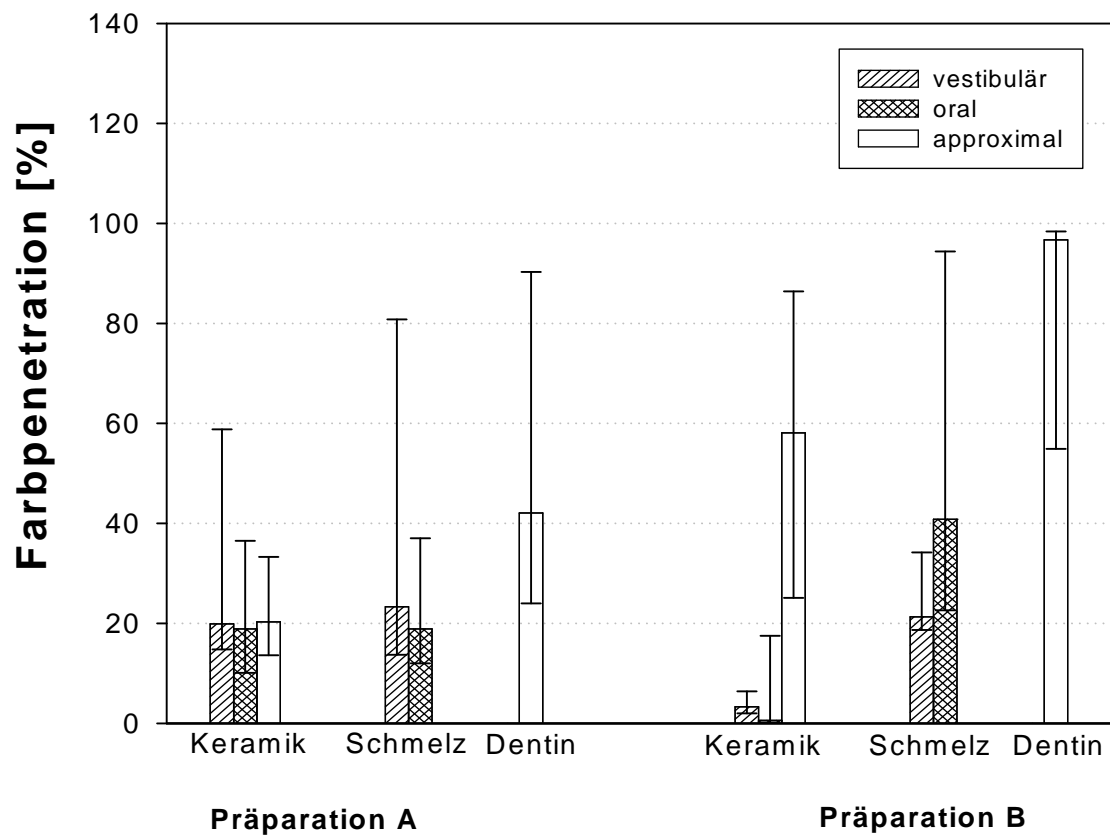


Abbildung 28b: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A und B in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-/75%- Percentile), Schnittbereich b.

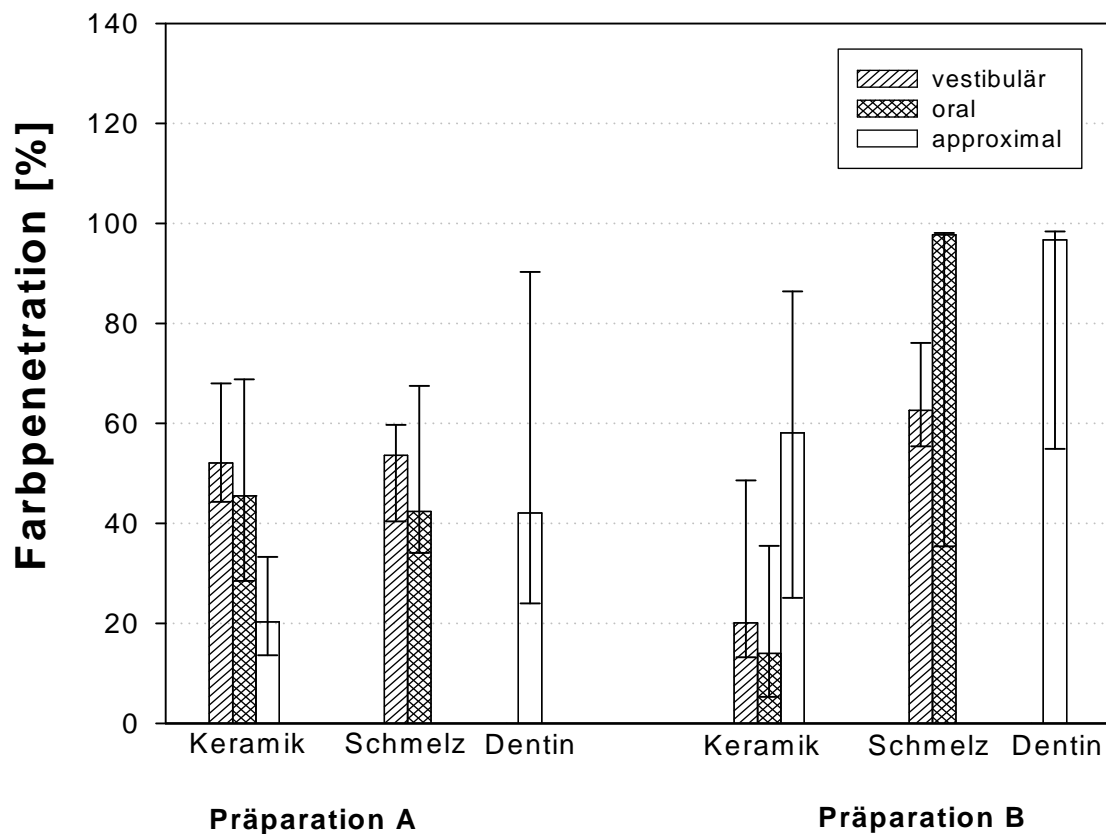


Abbildung 28c: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik, Schmelz und Dentin für die Präparation A und B in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-/75%- Percentile), Schnittbereich c.

In der Abbildungen 28a-c (vgl. Tabelle 5a-c) sind die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal in Abhängigkeit von der Grenzfläche (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem) graphisch dargestellt. Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem erreicht bei Präparation A einen Wert von 42,1% (24,0/42,1/90,3) und 96,7% (54,9/96,7/98,4) bei Präparation B. Bei Betrachtung der Farbpenetration approximal an der Grenze Keramik/Befestigungssystem findet man bei Präparation A Werte von 20,3% (13,6/20,3/33,3) und bei Präparation B Werte von 58,1% (25,1/58,1/86,4). Für Präparation B kann approximal an der Grenze Dentin/Befestigungssystem eine statistisch signifikant höhere Farbpenetration ( $p=0,039$ , vgl. Tabelle 12a-c) festgestellt werden als für die Präparation A. Approximal an der Grenze Keramik/Befestigungssystem wurde ein statistisch signifikanter Unterschied

( $p=0,020$  vgl. Tabelle 12a-c) ermittelt. Präparation A weist an der Grenze Keramik/Befestigungssystem statistisch signifikant weniger Farbpenetration als Präparation B auf.

Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem erreicht in Präparation A vestibulär im Schnittbereich a (approximaler Kasten- und Kavitätenmitte (innen) zusammengefasst) 60,2% (44,3/60,2/92,7) und oral 49,3% (30,7/49,3/70,8). Bei Präparation B belaufen sich die Farbpenetrationswerte vestibulär hierbei auf 20,1% (13,2/20,1/48,6) und oral auf 12,6% (8,7/17,3/37,6). Präparation A hat an der Grenze Keramik/Befestigungssystem sowohl oral als auch vestibulär statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte als Präparation B (oral  $p=0,007$ , vestibulär  $p=0,004$ , vgl. Tabelle 12a).

Bei Betrachtung des Schnittbereichs b (vgl. Abbildung 28b) weist die Farbpenetration vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungszement bei der Präparation A mit 19,9% (14,8/19,9/58,8) höhere Farbpenetrationswerte auf als bei Präparation B mit 3,3% (2,0/3,3/6,4; vgl. Tabelle 5b). Ebenso fallen hier die Farbpenetrationswerte oral bei der Präparation A mit 18,9% (10,1/18,9/36,5) höher aus als bei der Präparation B mit 0,6% (0,2/0,6/17,5). Man erkennt bei der Präparation A an der Grenze Keramik/Befestigungszement oral ( $p=0,042$ ) und vestibulär ( $p=0,006$ , vgl. Tabelle 12b) statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte als bei der Präparation B.

Bei Begutachtung der Farbpenetration im Schnittbereich c (vgl. Abbildung 28c) ergeben sich vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungszement für Präparation A mit 52,1% (44,3/52,1/86,0) höhere Werte als bei Präparation B mit 20,1% (13,2/20,1/48,6; vgl. Tabelle 5c). In gleicher Weise finden sich an dieser Grenze oral höhere Farbpenetrationswerte für Präparation A mit 45,5% (28,5/45,5/68,8) als für Präparation B mit 20,1% (13,2/20,1/48,6). Auch in diesem Schnittbereich lassen sich bei der Präparation A an der Grenze Keramik/Befestigungszement vestibulär ( $p=0,020$ , vgl. Tabelle 12c) und oral ( $p=0,003$ ) statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte als bei der Präparation B nachweisen.

An der Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem sind im Schnittbereich a (approximaler Kasten- und Kavitätenmitte (innen) zusammengefasst) vestibulär Farbpenetrationswerte von 54,1% (48,3/54,1/90,8) bei Präparation A und 62,2%

(55,4/62,2/76,1) bei Präparation B vorhanden. Oral ergibt sich bei Präparation A der Wert für die Farbpenetration von 50,9% (35,7/50,9/67,5) und bei Präparation B von 97,9% (55,3/97,9/98,6). Zwischen den beiden Präparationen besteht vestibulär kein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 12a). Demgegenüber zeigen die Farbpenetrationswerte, die oral zwischen beiden Präparationen an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem gemessen werden statistisch signifikante Unterschiede ( $p=0,028$ ), d.h. Präparation B zeigt statistisch signifikant höhere Werte als Präparation A.

Im Schnittbereich b findet man vestibulär an der Grenze Schmelz/Befestigungszement bei Präparation A einen Farbpenetrationswert von 23,3% (13,7/23,3/80,8), bei Präparation B 21,3% (18,7/21,3/34,2). Oral zeigen sich Werte bei Präparation A von 18,9% (12,0/18,9/37,0) und bei Präparation B von 40,8% (22,6/40,8/94,4). Bei Gegenüberstellung der beiden Präparationen zeigt sich hierbei weder vestibulär noch oral ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 12b).

Bei Betrachtung der Grenze Schmelz/Befestigungszement im Schnittbereich c ergibt sich vestibulär bei Präparation A ein Wert für die Farbpenetration in Höhe von 53,6% (40,4/53,6/59,7). Demgegenüber besteht bei Präparation B ein Farbpenetrationswert von 62,6% (55,4/62,6/76,1). Weiter ergibt sich oral bei der Präparation A ein Farbpenetrationswert von 42,4% (34,1/42,4/67,5) und 97,7% (35,4/97,7/98,1) bei der Präparation B. Es kann zwischen den beiden Präparationen an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem oral kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Jedoch zeigt sich vestibulär ein statistisch signifikant geringerer Wert ( $p=0,017$  vgl. Tabelle 12c) bei Präparation A als bei Präparation B.

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

## 5.1.2 Einfluss der Grenze

### 5.1.2.1 Übersicht

Abbildung 29 (vgl. Tabelle 6) zeigt die zusammengefassten Werte der Farbpenetration für die einzelnen Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem) – unabhängig von Präparation, Ort und Schnittbereich.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem ergibt sich für die Farbpenetration ein Wert von 40,6% (17,0/40,6/63,8), für die Grenze Schmelz/Befestigungssystem ein Wert von 61,0% (48,7/61,0/83,4) und für die Grenze Dentin/Befestigungssystem ein Wert von 77,0% (31,6/77,0/97,7).

Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Grenzen. Es kann ein statistisch signifikant höherer Wert für die Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem zur Grenze Keramik/Befestigungssystem ( $p=0,000$ ; vgl. Tabelle 13) festgestellt werden. Zudem ist die Farbpenetration an der Grenzfläche Dentin/Befestigungssystem statistisch signifikant höher als an der Grenzfläche Keramik/Befestigungssystem ( $p=0,000$ ; vgl. Tabelle 13).

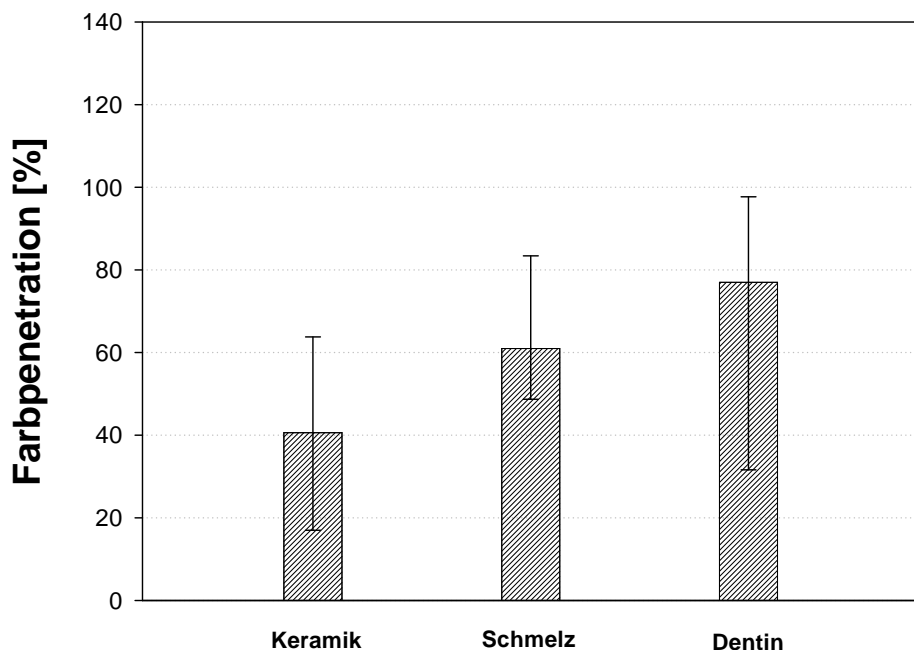


Abbildung 29: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation, Ort und Schnittbereich – an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25%-/75%-Percentile).



### 5.1.2.2 Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation

In der Abbildung 30 (vgl. Tabelle 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 der Parameter Ort und Schnittbereich dargestellt. Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem erreicht bei Präparation A 42,1% (24,0/42,1/90,3) und bei Präparation B 96,7% (54,9/96,7/98,4). An der Grenze Keramik/Befestigungssystem ergeben sich Farbpenetrationswerte von 44,8% (23,9/44,8/69,5) bei Präparation A und 24,8% (13,2/24,8/57,6) bei Präparation B. Die Werte an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem liegen bei 54,1% (41,5/54,1/67,5) bei Präparation A und bei 68,9% (55,3/68,9/81,2) bei Präparation B.

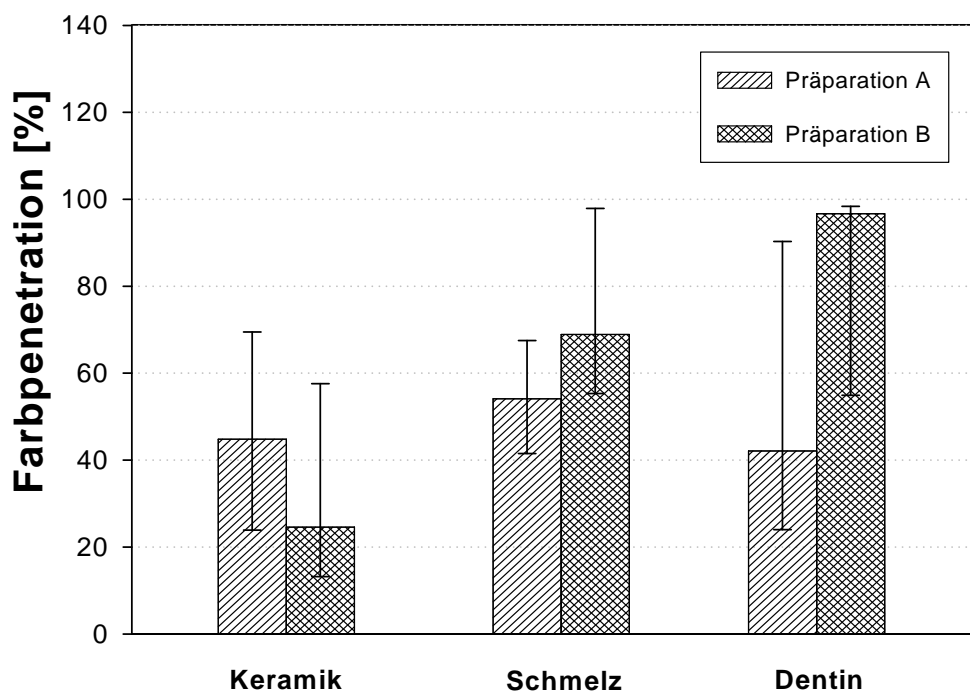


Abbildung 30: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem, unabhängig vom Ort und Schnittbereich (Median, 25%-/75%-Percentile).

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 B ( $p=0,000$ ). Zwischen den Grenzen Schmelz/Befestigungssystem und der Grenze Dentin/Befestigungssystem zeigt sich für keine der beiden Präparationen ein statistisch signifikanter Unterschied. Beim Vergleich der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem ergibt sich für Präparation A kein statistisch signifikanter Unterschied, jedoch ein statistisch signifikanter Unterschied für die Präparation B ( $p=0,000$ ; vgl. Tabelle 13). Die Farbpenetration ist für Präparation B an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem statistisch signifikant höher als an der Grenze Keramik/Befestigungssystem.

#### 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 den Abbildungen 31a-c (vgl. Tabelle 8a-c) getrennt für die Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem graphisch dargestellt.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem zeigen sich approximal bei der Präparation A Farbpenetrationswerte von 20,3% (13,6/20,3/33,3), sowie 58,1% (25,1/58,1/86,4) für die Präparation B. An der Grenze Dentin/Befestigungssystem ergeben sich approximal bei Präparation A Werte für die Farbpenetration von 20,1% (12,7/20,1/40,4) und für Präparation B 33,1% (18,9/33,1/58,1). 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 ( $p=0,041$ ) und B ( $p=0,006$  vgl. Tabelle 13) als an der Grenze Keramik/Befestigungssystem.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem der Präparation A zeigen sich für den Schnittbereich a Werte oral in Höhe von 49,3% (30,7/49,3/70,8) und vestibulär von 60,2% (44,3/60,2/92,7). Für die Präparation B beträgt die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem im Schnittbereich a vestibulär 20,1% (13,2/20,1/48,6) und oral 18,9% (5,3/18,9/44,3). An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem der Präparation A sind im Schnittbereich a Farbpenetrationswerte von 54,1% (48,3/54,1/90,8) vestibulär

und von 50,9% (35,7/50,9/67,5) oral zu verzeichnen. Bei Präparation B ergeben sich an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem im Schnittbereich a Farbpenetrationswerte von 62,6% (55,4/62,6/76,1) vestibulär und 97,9% (55,3/97,9/98,6) oral. Zwischen der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem besteht bei Präparation A im Schnittbereich A an keinem Ort (vestibulär, oral, approximal) ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 13). Bei Präparation B besteht im Schnittbereich a vestibulär ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p=0,005$ ). Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ist hier statistisch signifikant niedriger als an der Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem. Oral besteht zwischen diesen Grenzen ebenso für die Präparation B ein statistisch signifikanter Unterschied im Schnittbereich a ( $p=0,002$ ). Die Farbpenetrationswerte sind dabei an der Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem höher als an der Grenze Keramik/Befestigungssystem.

Bei Betrachtung der Grenze Keramik/Befestigungssystem im Schnittbereich b findet man oral Werte für die Farbpenetration bei Präparation A von 10,4% (5,4/10,4/12,1), vestibulär 10,7% (7,2/10,7/16,9). Bei Präparation B weisen die Farbpenetrationswerte im Schnittbereich b vestibulär 3,3% (2,0/3,3/6,4) sowie oral 0,6% (0,2/0,6/17,5) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem auf. An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem findet man bei Präparation A in diesem Schnittbereich vestibulär einen Wert für die Farbpenetration in Höhe von 23,3% (13,7/23,3/80,8) und oral einen Wert von 18,9% (12,0/18,9/37,0). Für die Präparation B macht die Farbpenetration im Schnittbereich b an dieser Grenze vestibulär 21,3% (18,7/21,3/34,2) aus, oral 40,8% (22,6/40,8/94,4). Zwischen der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem besteht bei Präparation A im Schnittbereich b an keinem Ort (vestibulär, oral, approximal) ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 13). Für die Präparation B besteht vestibulär ein statistisch signifikanter Unterschied im Schnittbereich b ( $p=0,015$ ). Die Farbpenetration ist dabei an der Grenze Keramik/Befestigungssystem statistisch signifikant niedriger als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Oral besteht zwischen diesen beiden Grenzen ebenso für die Präparation B ein statistisch signifikanter Unterschied im Schnittbereich b ( $p=0,018$ ). Die Farbpenetrationswerte sind an der der Grenze Keramik/Befestigungssystem geringer als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem der Präparation A macht die Farbpenetration im Schnittbereich c oral 18,9% (10,1/18,9/36,5) und vestibulär 19,9% (14,8/19,9/58,8) aus. Für die Präparation B beträgt die Farbpenetration im Schnittbereich c für diese Grenze vestibulär 20,1% (13,2/20,1/48,6) und oral 14,0% (5,3/14,0/35,5). An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem zeigen sich im Schnittbereich c für die Präparation A Farbpenetrationswerte von 53,6% (40,4/53,6/59,7) vestibulär sowie 42,4% (34,1/42,4/67,5) oral und für die Präparation B vestibulär 62,6% (55,4/62,6/76,1) sowie 97,7% (35,4/97,7/98,1) oral. Zwischen der Grenze Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem besteht bei Präparation A im Schnittbereich c an keinem Ort (vestibulär, oral, approximal) ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 13). Für die Präparation B besteht vestibulär ein statistisch signifikanter Unterschied im Schnittbereich c ( $p=0,005$ ). Die Farbpenetration ist dabei an der Grenze Keramik/Befestigungssystem statistisch signifikant niedriger als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Oral besteht zwischen diesen beiden Grenzen ebenso für die Präparation B ein statistisch signifikanter Unterschied im Schnittbereich c ( $p=0,002$ ). Die Farbpenetrationswerte sind an der der Grenze Keramik/Befestigungssystem geringer als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem.

An den Grenzen Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem zeigt sich weder für Präparation A noch Präparation B ein statistisch signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 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:  $k=10$ ,  $\alpha^*:0,00511620$ ).

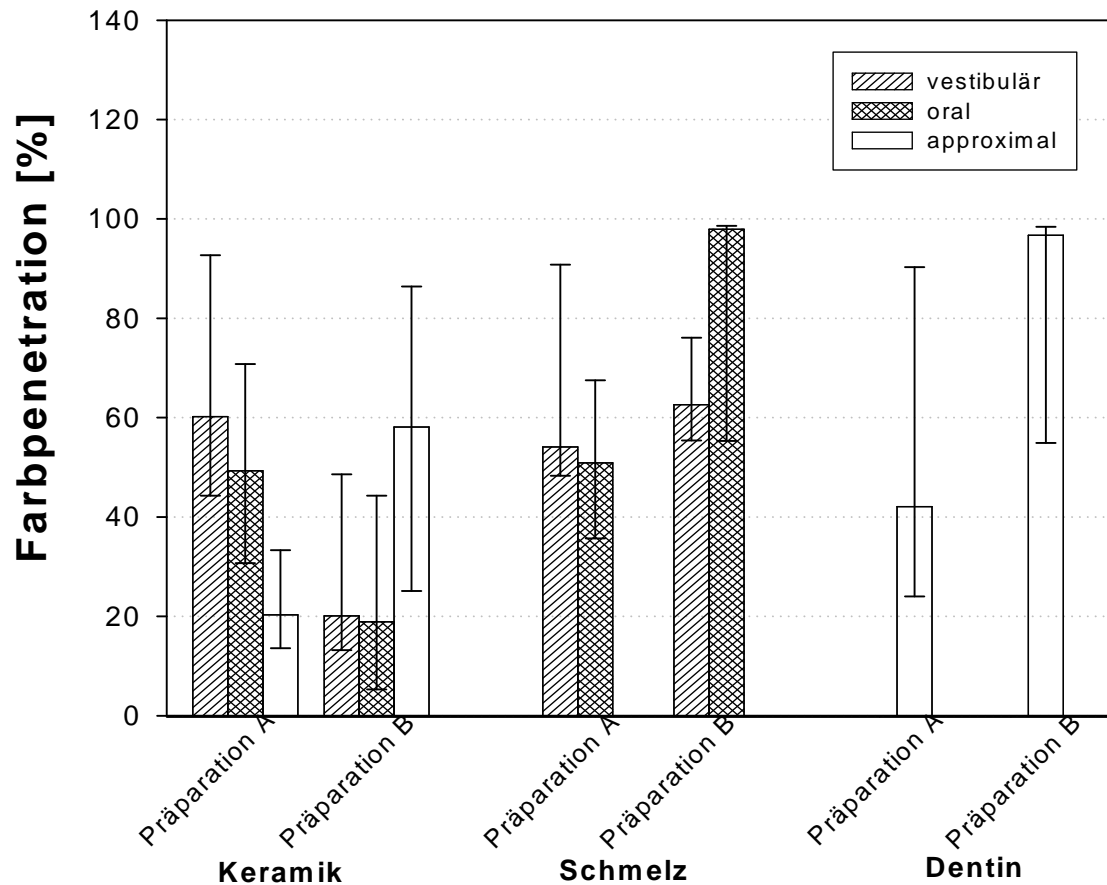


Abbildung 31a: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-/75%- Percentile), Schnittbereich a.

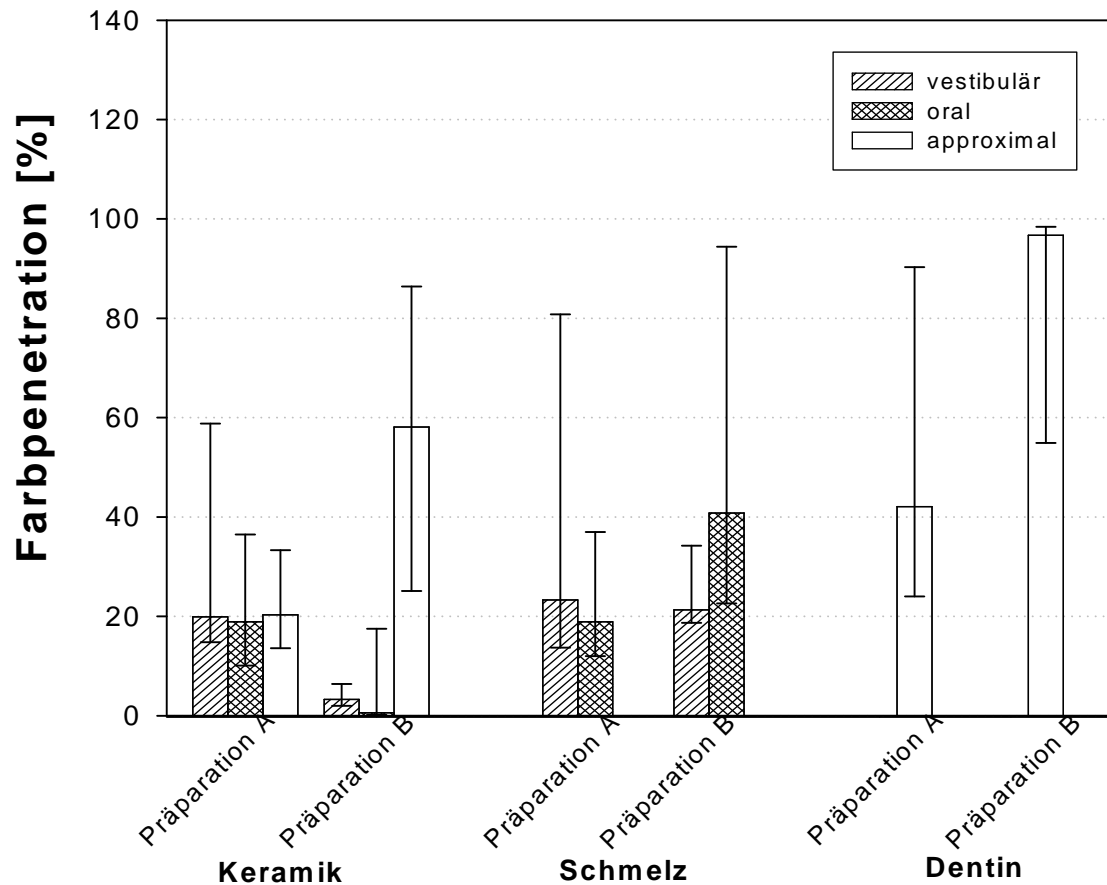


Abbildung 31b: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-/75%- Percentile), Schnittbereich b.

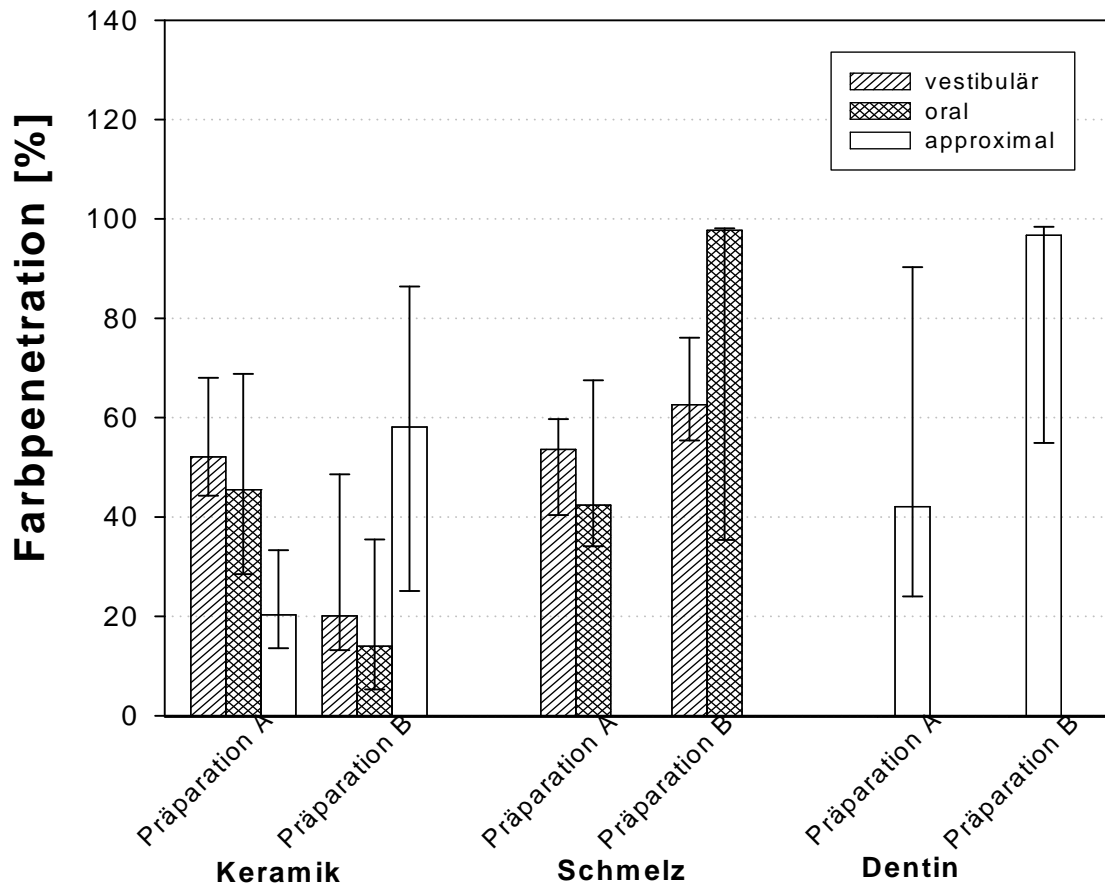


Abbildung 31c: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral, approximal); (Median, 25%-/75%- Percentile), Schnittbereich c.

### 5.1.3 Einfluss des Ortes

#### 5.1.3.1 Übersicht

Abbildung 32 (vgl. Tabelle 9) zeigt eine Übersicht über die zusammengefassten Daten der Farbpenetration für den Parameter Ort (vestibulär, oral und approximal) – unabhängig von der Präparation, der Grenze und dem Schnittbereich. Es wird für den Ort vestibulär eine Farbpenetration von 54,8% (39,7/54,8/68,8), oral 48,9% (28,7/48,9/73,4) und approximal ein Wert von 47,6% (23,1/47,6/93,6) errechnet.

Der Vergleich der Farbpenetration an diesen Orten ergibt keinen statistisch signifikanten Unterschied (vgl. Tabelle 14).

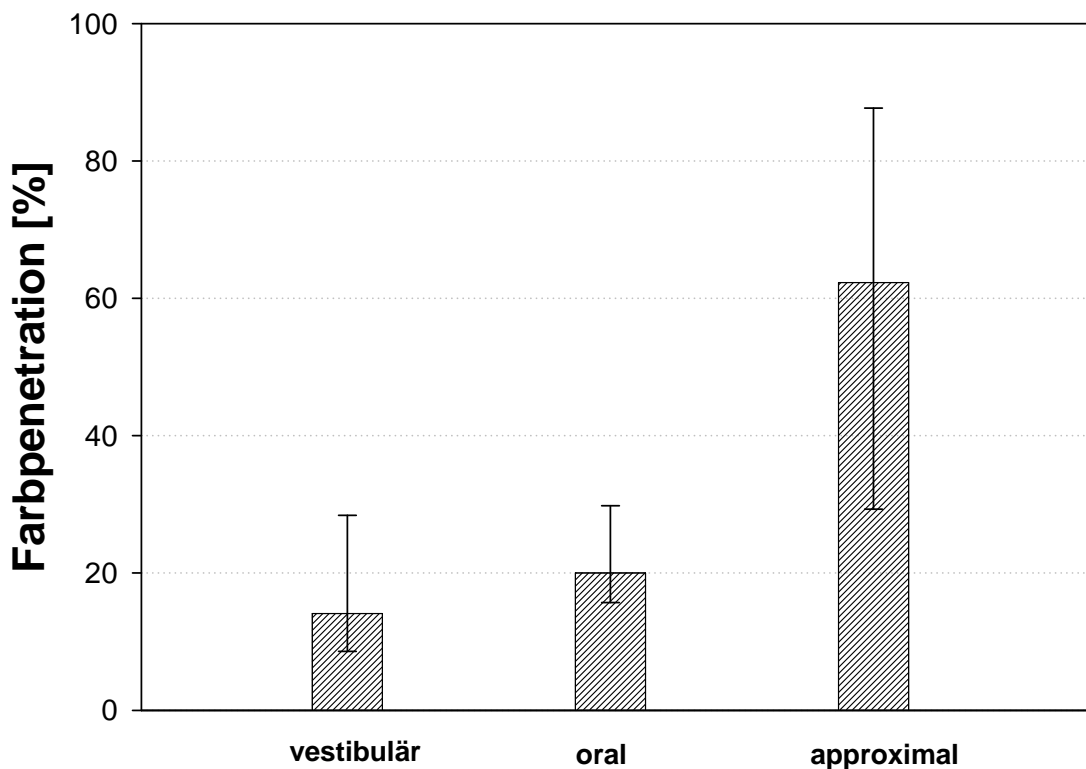


Abbildung32: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation, Grenze und Schnittbereich – für den Parameter Ort (vestibulär, oral und approximal); (Median, 25%-75%- Percentile).

#### 5.1.3.2 Einfluss des Ortes unabhängig von der Grenze

Abbildung 33 (vgl. Tabelle 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 von den Parametern Grenze und Schnittbereich.

Für die Präparation A erhält man vestibulär 56,0% (46,0/56,0/92,7) und oral 49,3% (34,4/49,3/68,8) Farbpenetration. Approximal beträgt die Farbpenetration für Präparation A 27,3% (17,4/27,3/69,4). Bei der Präparation B ergibt sich für die Farbpenetration vestibulär 52,6% (19,4/52,6/64,1), oral 47,7% (18,2/47,7/97,9) und approximal ein Wert von 75,0% (43,6/75,0/97,7).



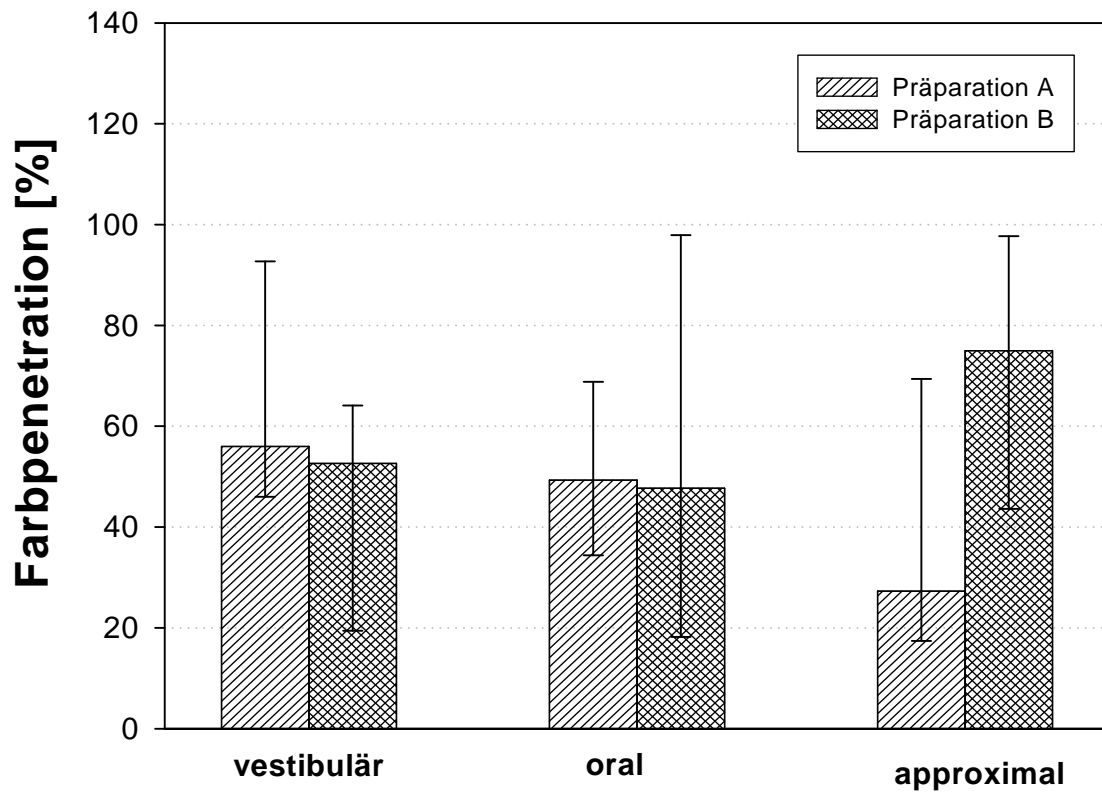


Abbildung 33: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal, unabhängig von der Grenze und dem Schnittbereich (Median, 25%-/75%-Percentile).

Beim Vergleich der drei Orte (vestibulär, oral und approximal) finden sich bei Präparation A statistisch signifikante Unterschiede zwischen vestibulär und approximal. Die Farbpenetration ist approximal statistisch signifikant kleiner als vestibulär ( $p=0,003$ , vgl. Tabelle 14). Bei Präparation B lässt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Orten vestibulär und approximal feststellen. Die Farbpenetration ist hierbei approximal statistisch signifikant größer als vestibulär ( $p=0,012$ , vgl. Tabelle 14).

### 5.1.3.3 Einfluss des Ortes abhängig von der Grenze

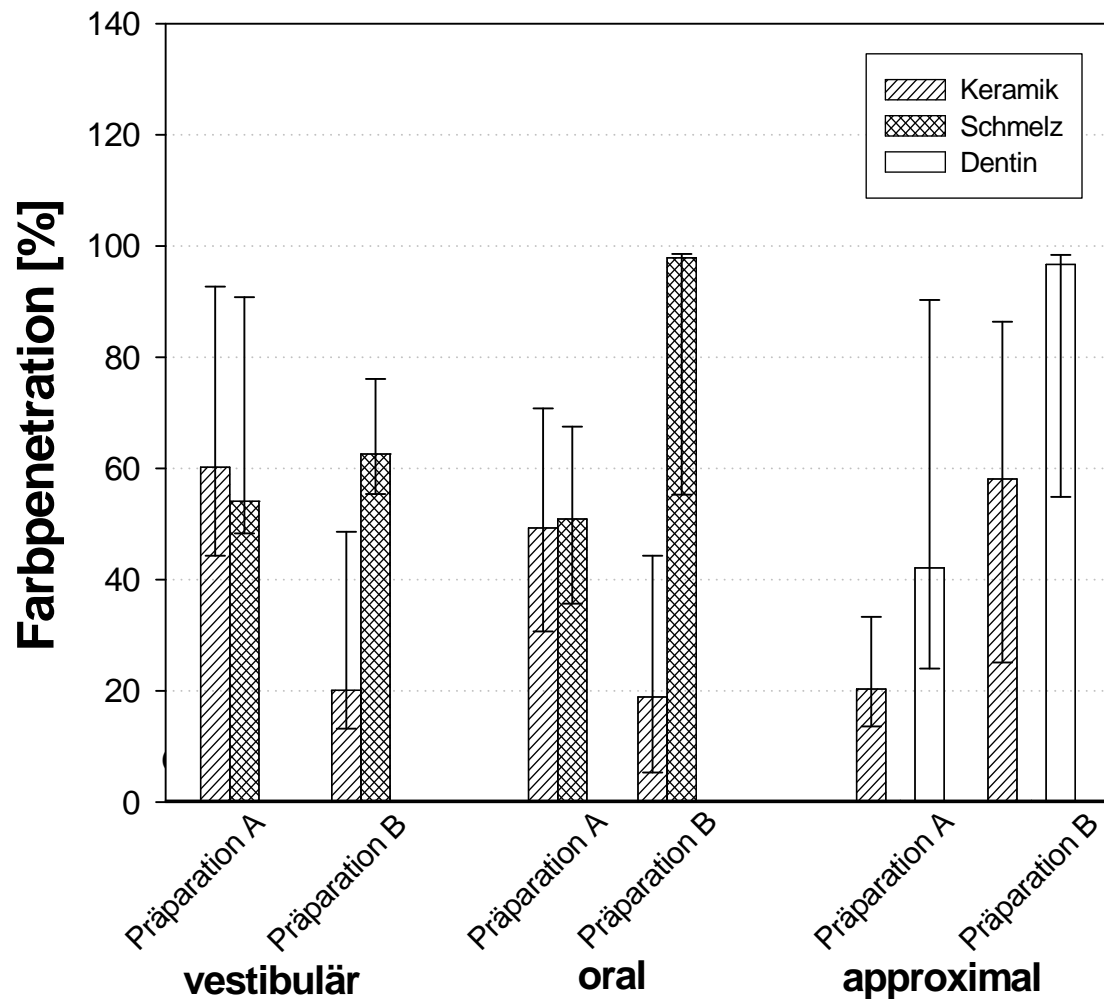


Abbildung 34a: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem, (Median, 25%-/75%-Percentile), Schnittbereich a.

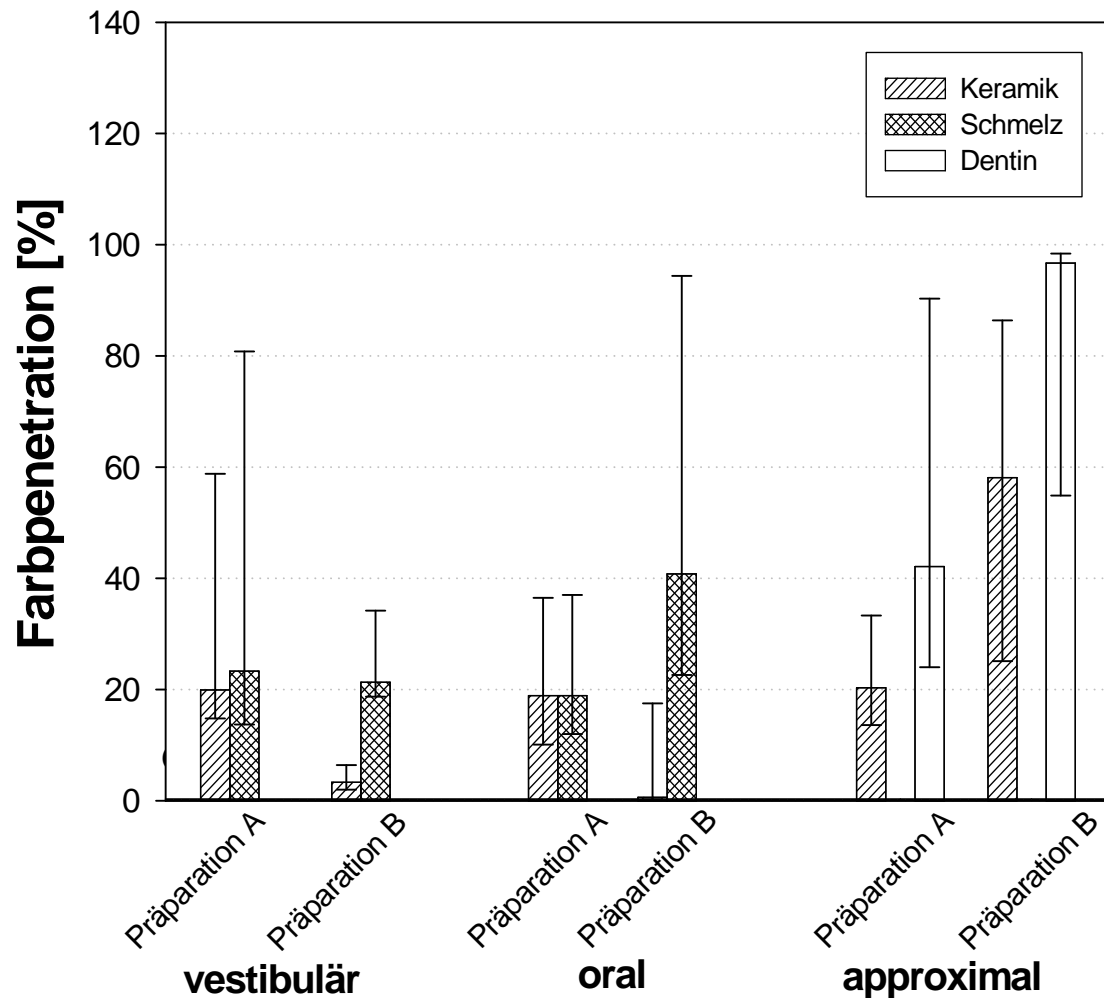


Abbildung 34b: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem, (Median, 25%-/75%-Percentile), Schnittbereich b.

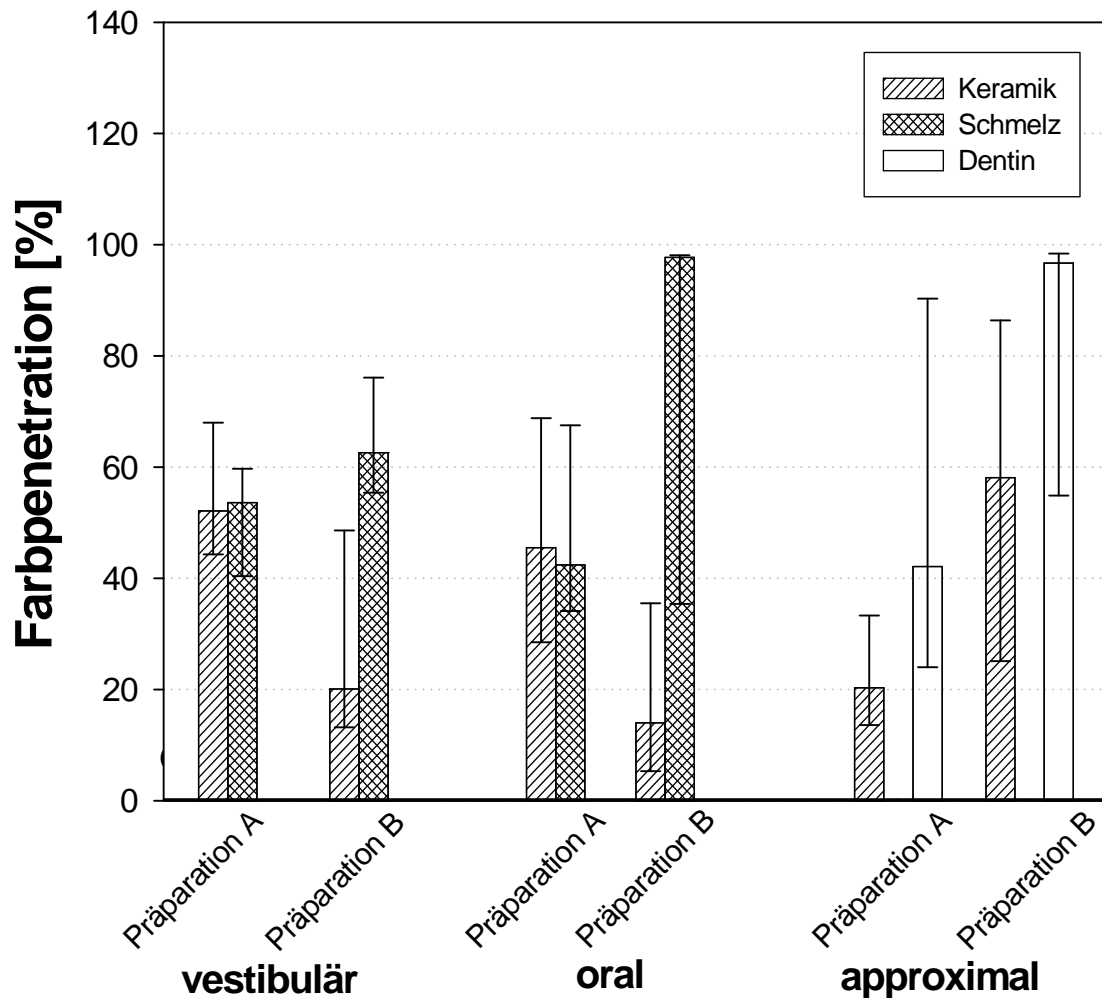


Abbildung 34c: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal getrennt für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem, (Median, 25%-/75%-Percentile), Schnittbereich c.

In den Abbildungen 34a-c (vgl. Tabelle 11a-c) sind die Ergebnisse der Farbpenetration an den Orten approximal, vestibulär und oral für die Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Restaurationsgrenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die verschiedenen Schnittbereiche a, b und c zusammengefasst.

Für den Schnittbereich a (vgl. Abbildung 34a/ Tabelle 11a) liegen die Farbpenetrationswerte bei der Präparation A vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem bei 60,2% (44,3/60,2/92,7) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei 54,1% (48,3/54,1/90,8). Oral ergeben sich

Farbpenetrationswerte von 49,3% (30,7/49,3/70,8) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem und von 50,9% (35,7/50,9/67,5) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Der Farbpenetrationswert für die Präparation B liegt vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem bei 20,1% (13,2/20,1/48,6) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei 62,6% (55,4/62,6/76,1). Die Farbpenetrationswerte für die Präparation B zeigen oral Werte von 18,9% (5,3/18,9/44,3) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem sowie 97,9% (55,3/97,9/98,6) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Approximal an der Grenze Keramik/Befestigungssystem liegt die Farbpenetration bei 20,3% (13,6/20,3/33,3) und an der Grenze Dentin/Befestigungssystem liegt die Farbpenetration bei 42,1% (24,0/42,1/90,3). Bei Betrachtung der Farbpenetration für die Präparation B zeigt sich approximal für die Grenze Dentin/Befestigungssystem ein Wert von 96,7% (54,9/96,7/98,4) und für die approximale Grenze Keramik/Befestigungssystem ein Wert von 58,1% (25,1/58,1/86,4). Zwischen den untersuchten Orten lassen sich für die Präparation B an der Grenze Keramik/Befestigungssystem statistisch signifikante Unterschiede ermitteln. Die Farbpenetrationswerte sind approximal statistisch signifikant höher als vestibulär ( $p=0,039$  vgl. Tabelle 14) und oral ( $p=0,012$  vgl. Tabelle 14). Für Präparation A ergibt sich an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Orten vestibulär und approximal ( $p=0,001$ , vgl. Tabelle 14), sowie zwischen oral und approximal ( $p=0,004$ ). Die Farbpenetration ist vestibulär und oral statistisch signifikant höher als approximal.

Für den Schnittbereich b (vgl. Abbildung 34b/ Tabelle 11b) betragen die Farbpenetrationswerte für den Ort vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem 19,9% (14,8/19,9/58,8), an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 23,3% (13,7/23,3/80,8). Oral zeigen sich Werte für die Farbpenetration in Höhe von 18,9% (10,1/18,9/36,5) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, sowie 18,9% (12,0/18,9/37,0) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Bei Betrachtung der Farbpenetrationswerte im Schnittbereich b ergeben sich Farbpenetrationswerte vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem in Höhe von 3,3% (2,0/3,3/6,4), an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 21,3% (18,7/21,3/34,2). Oral findet man an der Grenze Keramik/Befestigungssystem in diesem Schnittbereich Farbpenetrationswerte von 0,6%

(0,2/0,6/17,5) sowie 40,8% (22,6/40,8/94,4) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem.

Für den Schnittbereich c (vgl. Abbildung 34c/ Tabelle 11c) macht die Farbpenetration vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem 52,1% (44,3/52,1/68,0) aus, an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 53,6% (40,4/53,6/59,7). 45,5% (28,5/45,5/86,8) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem und 42,4% (34,1/42,4/67,5) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem beträgt die Farbpenetration oral. Im Schnittbereich c machen die Werte für die Farbpenetration vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem 20,1% (13,2/20,1/48,6) aus, an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 62,6% (55,4/62,6/76,1). In diesem Schnittbereich stellt man oral an der Grenze Keramik/Befestigungssystem Farbpenetrationswerte von 14,0% (5,3/14,0/35,5) und 97,7% (35,4/97,7/98,1) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem fest.

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

Beim Vergleich der Schnittbereiche b und c zeigt sich für die Präparation A kein statistisch signifikanter Unterschied. Dahingegen ist der Unterschied bei der Präparation B vestibulär sowohl an der Grenze Keramik/Befestigungssystem als auch an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem statistisch signifikant. Die Farbpenetrationswerte sind im Schnittbereich c statistisch signifikant höher als im Schnittbereich b ( $p=0,008$ , vgl. Tabelle 15). Oral ergibt sich bei der Präparation B keine statistische Signifikanz.

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses des Schnittbereiches unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze ergibt keinen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 15:  $k=8$ ,  $\alpha^*:0,00639115$ ).

## 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) dargestellt<sup>1</sup>.
2. Um eine Übersicht über die Änderung der Anzahl an Schmelzrissen zu erhalten, werden die Ergebnisse zusammengefasst und zwar nach dem Prinzip „Änderungen  $\leq 0$ “ und „Änderungen  $\geq 1$ “. 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) oder oralen (tragender Höcker) Zahnflächen lag zu allen Beurteilungszeitpunkten zwischen keinem und 11 Rissen. Minimal waren zum Zeitpunkt *vor Präparation* an vier Flächen kein Riss und maximal sieben Risse an einer Fläche zu beobachten. Nach dem Einsetzen der Restaurationen und der Politur der Zähne (*vor TCML*) war an einer Fläche kein Riss festzustellen und es waren an einer Zahnfläche acht Risse vorhanden. *Nach TCML* gab es an drei Zahnflächen einen Riss und maximal 11 Risse wurden an einer Fläche gefunden (vgl. Tabelle 16a, b).

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

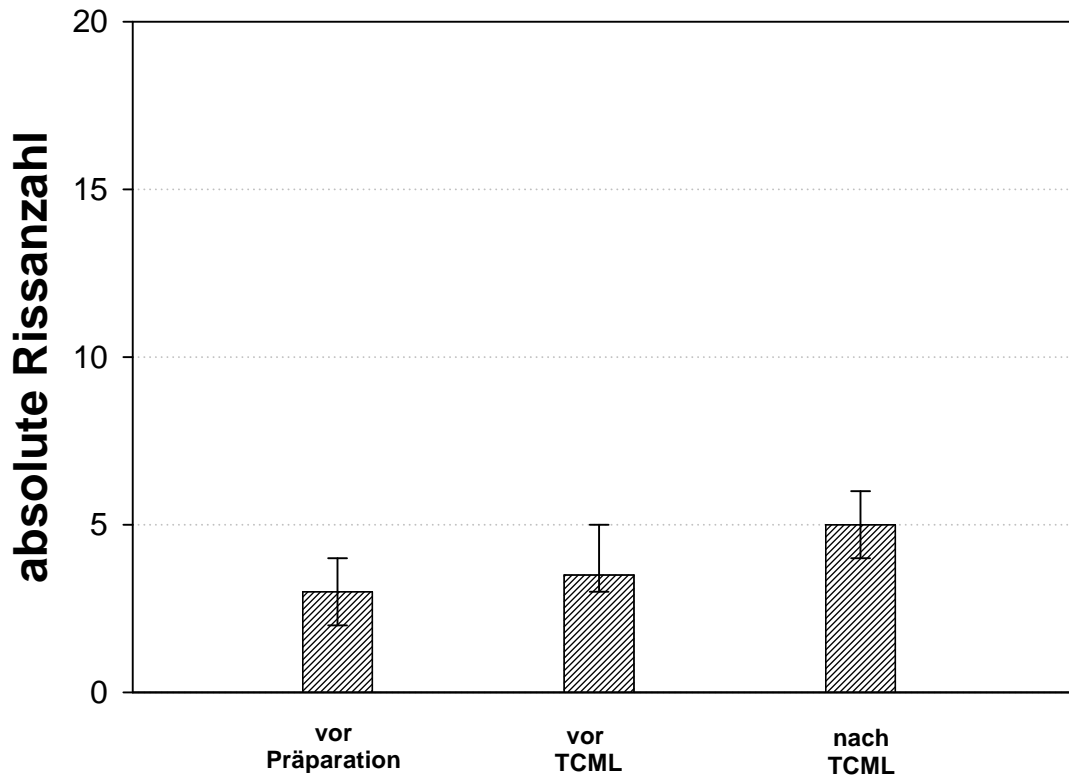


Abbildung 35: Darstellung der absoluten Rissanzahl zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*, unabhängig von der Präparation und dem Ort (Median, 25%-75% - Percentile).

Abbildung 35 (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* 3,0 (2/3/4), *vor TCML* 3,5 (3/3,5/5) und *nach TCML* 5,0 (4/5/6). Die Rissverteilung ist hier statistisch signifikant unterschiedlich. Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*. Die Rissanzahl ist zurzeit *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 abhängig von der Präparation

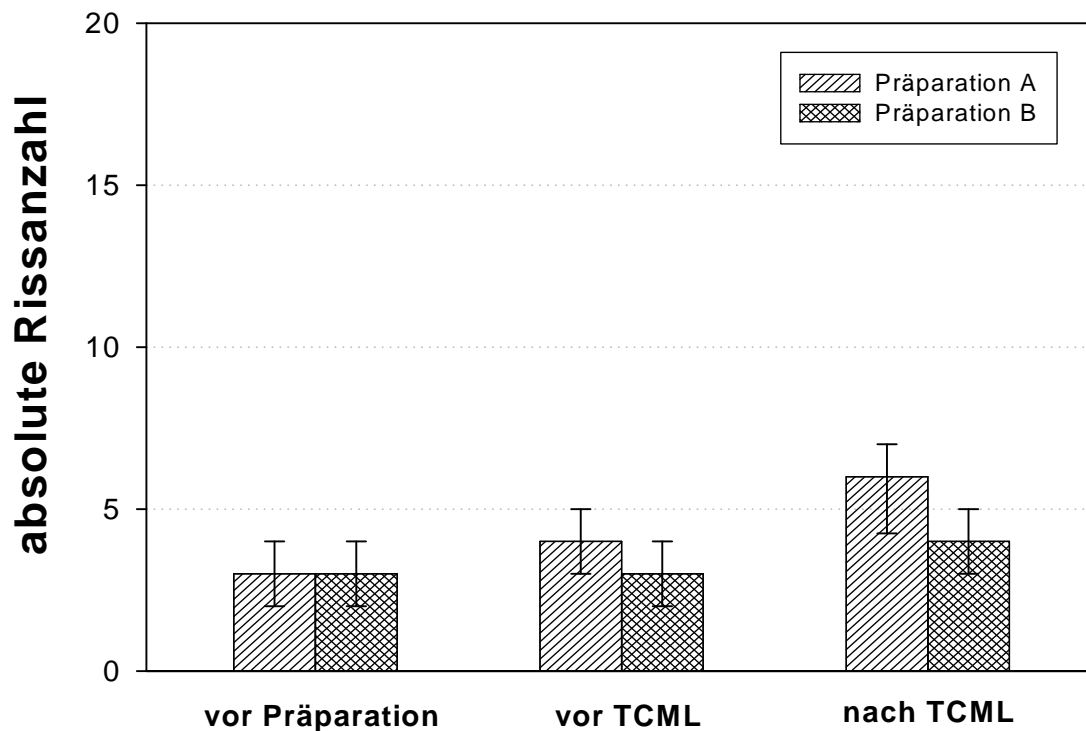


Abbildung 36: Darstellung der absoluten Rissanzahl zu den Zeitpunkten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von der Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig vom Ort (Median, 25/75% Percentile).

Abbildung 36 (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 3,0 (2,0/3,0/4,0), *vor TCML* von 4,0 (3,0/4,0/5,0) und *nach TCML* von 6,0 (4,25/6,0/7,0). Für die Präparation B ergibt sich für den Zeitpunkt *vor Präparation* 3,0 (2,0/3,0/4,0), *vor TCML* 2,0 (2,0/3,0/4,0) und *nach TCML* 4,0 (3,0/4,0/5,0). Zwischen den beiden Präparationen (A und B) kann zum Zeitpunkt *vor TCML* und *nach 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 (*vor TCML*  $p=0,005$ , *nach TCML*  $p=0,000$ ; vgl. Tabelle 22).

### 5.2.1.2 Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort

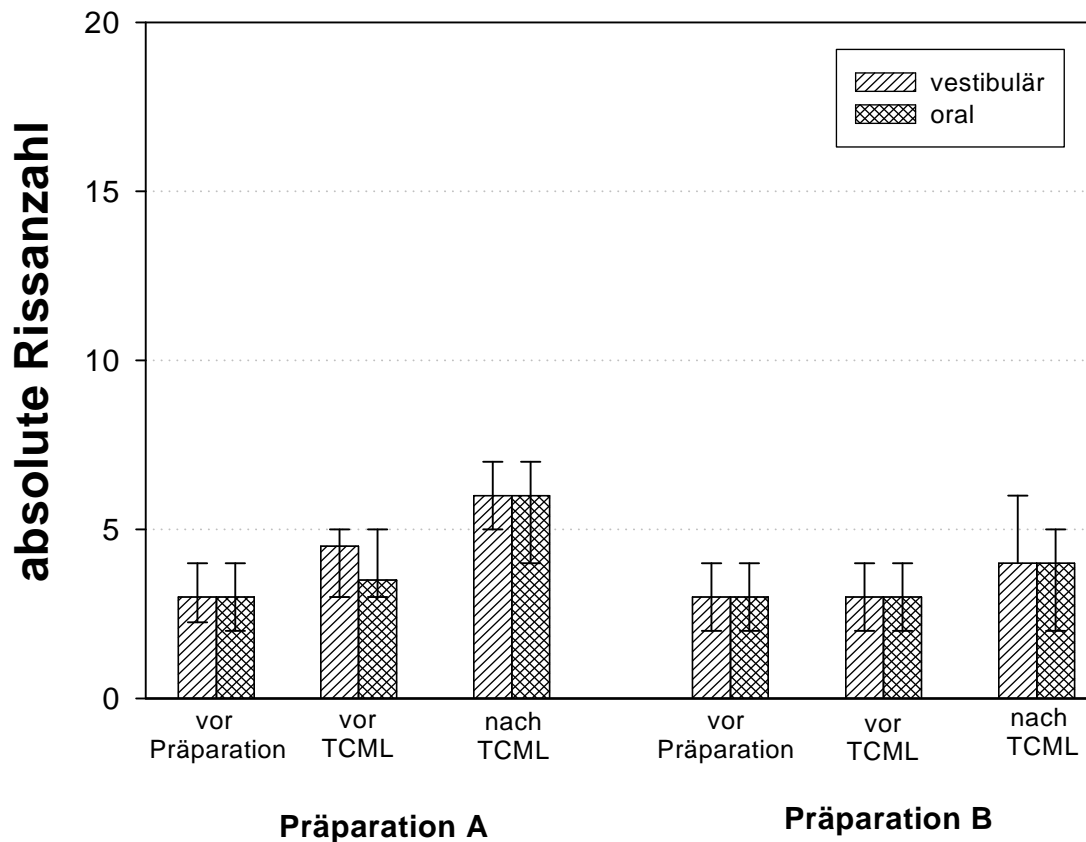


Abbildung 37: Darstellung der absoluten Rissanzahl zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* in Abhängigkeit von der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) und dem Ort (vestibulär und oral); (Median, 25/75% Percentile).

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 37 (vgl. Tabelle 20) dargestellt. *Vor Präparation* beträgt die absolute Rissanzahl für die Präparation A vestibulär 3,0 (2,25/3,0/4,0). *Vor TCML* beträgt der Wert 4,5 (3,0/4,5/5,0) und *nach TCML* auf 5,0 (5,0/6,0/7,0). Demgegenüber macht die Rissanzahl oral bei der Präparation A zum Zeitpunkt *vor Präparation* 3,0 (2,0/3,0/4,0), *vor TCML* 3,5 (3,0/3,5/5,0) und *nach TCML* 6,0 (4,0/6,0/7,0) aus.

In Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) ergeben sich zum Zeitpunkt *vor Präparation* vestibulär Werte von 3,0 (2,0/3,0/4,0), *vor TCML* 3,0

(2,0/3,0/4,0) und *nach TCML* 4,0 (4,0/4,0/6,0). Oral ergibt sich *vor Präparation* ein Wert von 3,0 (2,0/3,0/4,0), *vor TCML* 3,0 (2,0/3,0/4,0) und *nach TCML* 4,0 (2,0/4,0/5,0).

Vestibulär besteht ein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich der Präparationen A und B (vgl. Tabelle 22), die Änderung der Risszahl hier ist *vor TCML* ( $p=0,015$ ) und *nach TCML* ( $p=0,002$ ) bei Präparation A statistisch signifikant höher als bei Präparation B. Zudem tritt auch oral beim Vergleich der Präparationen A und B ein statistisch signifikanter Unterschied auf. *Nach TCML* ist die Änderung der Risszahl bei Präparation B statistisch signifikant geringer als bei Präparation A ( $p=0,001$ , vgl. Tabelle 22).

Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich zwischen der Präparation A und B beim vestibulären und oralen Ort (vgl. Tabelle 23).

Die Anwendung der Error Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Präparation unabhängig von den Parametern Ort und Zeit ergibt einen 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  $\geq 1$ “ bedeutet eine Risszunahme und „Änderungen  $\leq 0$ “ bedeutet Rissabnahme oder gleich bleibende Rissanzahl. Diese Werte sind in Tabelle 2 und 17a, b aufgeführt.

	<i>vor Präparation/ vor TCML</i>		<i>vor TCML/ nach TCML</i>	
<b><u>Vestibulär</u></b>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
<b>Änderungen <math>\leq 0</math></b>	8	14	3	8
<b>Änderungen <math>\geq 1</math></b>	16	10	21	16
<b><u>Oral</u></b>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
<b>Änderungen <math>\leq 0</math></b>	15	20	5	15
<b>Änderungen <math>\geq 1</math></b>	9	4	19	9

Tabelle 2: Anzahl an Zähnen mit einer Änderung der Rissanzahl  $\leq 0$  und  $\geq 1$ , 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 sechzehn Zähnen zu einer Änderung der Rissanzahl  $\geq 1$ , fünfmal bleibt diese unverändert und dreimal verringert sich die Anzahl der Risse. Am oralen Höcker ist eine Änderung der Rissanzahl  $\leq 0$  bei fünfzehn Zähnen (Verringerung in zwei Fällen) festzustellen, bei neun Zähnen vergrößerte sich die Anzahl der Risse. Die Änderung der Rissanzahl ist bei Präparation A vestibulär nicht statistisch signifikant. Oral hingegen ist bei dieser Präparationsform die Rissanzahl *vor TCML* statistisch signifikant höher als *vor Präparation* ( $p=0,003$ , vgl. Tabelle 21).

Demgegenüber wird in Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) eine Änderung  $\leq 0$  am vestibulären Höcker an vierzehn Zähnen ermittelt

(Verringerung bei zwei Zähnen). Eine Änderung der Rissanzahl  $\geq 1$  wird an zehn Zähnen festgestellt. Bei Betrachtung des oralen Höckers kann festgehalten werden, dass hier eine Änderung  $\leq 0$  an zwanzig Zähnen eintritt. Dabei bleibt bei vierzehn Zähnen die Risszahl gleich. In vier Fällen steigt die Anzahl der Risse (vgl. Tabelle 2 und 17a, b). Die Änderung der Rissanzahl ist bei Präparationsform B sowohl vestibulär als auch oral statistisch signifikant. An beiden Orten sind *vor TCML* statistisch signifikant mehr Risse vorhanden als *vor Präparation* ( $p=0,001$ , vgl. Tabelle 21).

#### 5.2.2.2 Änderung der Rissanzahl vor TCML/nach TCML

Bei der Präparation A (1,0mm Restzahndicke) bleibt vestibulär bei drei Zähnen die Rissanzahl konstant, bei einundzwanzig Zähnen wurde ein Anstieg der Anzahl der Risse verzeichnet (Änderung  $\geq 1$ ). Oral wird bei fünf Zähnen keine Änderung der Risszahl registriert, wohingegen bei neunzehn Zähnen eine Änderung der Risse  $\geq 1$  vorhanden ist. Die Änderung der Rissanzahl ist vestibulär und oral bei Präparation A statistisch signifikant. Nach TCML zeigt sich sowohl vestibulär ( $p=0,002$ ) als auch oral ( $p=0,006$ ) eine statistisch signifikant größere Rissanzahl als vor TCML (vgl. Tabelle 21).

Bei der Präparation B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) ergibt sich vestibulär keine Änderung der Rissanzahl bei acht Zähnen, bei sechzehn Zähnen erhöht sich die Anzahl der Risse. Betrachtet man den oralen Höcker, so stellt man bei fünfzehn Zähnen keine Änderung der Rissanzahl und bei neun Zähnen eine Änderung der Rissanzahl von  $\geq 1$  fest (vgl. Tabelle 2 und 17a, b). Die Änderung der Rissanzahl zeigt vestibulär bei Präparation B keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Zeiten *vor TCML* und *nach TCML*. Oral ist die Änderung der Rissanzahl statistisch signifikant. *Nach TCML* sind hier statistisch signifikant mehr Risse vorhanden als *vor 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:  $k=4$ ,  $\alpha^*:0,01274146$ ).

## **6. Diskussion**

Rückschlüsse auf die Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen können über die Randqualität der marginalen Adaptation zwischen Keramik, Befestigungssystem und Zahn gezogen werden. Mit einer mangelnden marginalen Adaptation korrelieren Verfärbungen, Plaqueretention und somit Bakterienansammlungen, die klinisch Sekundärkaries, Hypersensibilitäten oder pulpitisches Beschwerden zur Folge haben. Bei allen Restaurationen steht daher die Grenzfläche zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz im Mittelpunkt zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen (1, 2).

Zahlreiche Studien beschäftigen sich ausschließlich mit der Randqualität verschiedener zahnfarbener Restaurationen (58, 89), dem Vergleich von vollkeramischen Restaurationen mit metallischen Einlagefüllungen (35, 39) oder Amalgamfüllungen (136). Wenige Studien setzen sich mit der Frage auseinander, welchen Einfluss die Stärke der Restzahnhartsubstanz bei dünnen Kavitätenwänden auf die marginale Adaptation hat (92, 93, 113, 114). Ebenso ist der Einfluss der Polymerisationsschrumpfung auf die Randqualität oder Rissbildung der Zahnhartsubstanz wenig untersucht (111). Inwieweit eine reduzierte Restwandstärke und deren Präparation einen Einfluss auf die marginale Adaptation des vollkeramischen Inlays und die Rissbildung des Schmelzes haben 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 (144). 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 (43, 92). Als Lagermedium hat sich Chloraminlösung und nach der Präparation physiologische Kochsalzlösung in zahlreichen vergleichbaren wissenschaftlichen Untersuchungen durchgesetzt (34, 37, 92, 99, 144).

### **6.1.2 Präparation**

Die Präparation ausgedehnter Kavitäten führt zu einer Reduktion der Stabilität des Zahnes und hat somit eine erhöhte Verformbarkeit des Zahnes zur Folge (104). Während bisher zahnfarbene Versorgungen nur mit Metallkeramikkrone möglich waren, können als substanzschonendere, zahnfarbene Versorgung jetzt auch Keramikinlays oder Keramikteilkronen eingesetzt werden (126, 139).

Bei der Präparation für zahnfarbene vollkeramische Restaurationen sollte möglichst substanzschonend und defektorientiert vorgegangen werden. Die geforderte Mindestschichtstärke für Keramik beträgt 1,5mm (34) 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 (149). In der vorliegenden in vitro Studie wurden vollkeramische Inlays präpariert, deren vestibuläre Höcker auf eine Reswandstärke von 1,0mm reduziert wurden. Laut Krifka et al (93) 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 (33, 38, 121, 152), und die Qualität von Cerec Inlays, Onlays und Teilkronen bestätigt (33, 43, 92, 114).

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 (122).

#### **6.1.4 Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung**

Der Erfolg adhäsiver Keramikrestaurationen ist abhängig von dem Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, dem Befestigungssystem und der Keramik. Als Befestigungsmaterialien stehen dem Zahnarzt Komposite und Universalkompositzemente zur Verfügung. In der Literatur wird den Befestigungskompositen der Vorzug gegeben (37, 103). Lang et al. (103) 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. (37) in einer in vitro Studie fest. Hickel et al. (71) zeigten in ihrer Untersuchung zur Randspaltbildung bei Adhäsivinlays, dass die Auswahl des Befestigungssystem den größten Einfluss auf die marginale Adaptation hat. Die Kavitäten in dieser Studie waren allseits schmelzbegrenzt. In der vorliegenden Studie wurde das dualhärtende, selbstätzende Befestigungskomposit RelyX Unicem verwendet. Durch den adhäsiven Verbund wurde von einer Stabilisierung des stark geschwächten nichttragenden Höckers ausgegangen (47, 72, 82, 115).

### **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, 42, 129). Sie kann entweder durch Zuteilung von Penetrationsgraden oder durch direktes Vermessen der absoluten Penetrationsstrecken entlang der zu untersuchenden Grenzfläche zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz erfolgen (26). 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 (129). 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. (159). 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. (110) 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. (22) 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. (25) dokumentieren cervikale Risse unter dem Lichtmikroskop.

In der vorliegenden Studie erfolgte die Rissbeurteilung nach derselben Methodik wie in vorausgegangenen in vitro Studien von Krifka et al. (92, 93). 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 (92). 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. (157) 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. (25) und Lutz et al. (110) 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 Präparationen des nichttragenden Höckers hinsichtlich der marginalen Adaptation 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 (103).

Lang et al. (103) 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. (114) 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. In einer Studie von Krifka et al. (92) wurde die Farbpenetration von mit vollkeramischen Inlays und Teilkronen versorgten Zähnen untersucht. Dabei wurden die Zähne in zwei Untersuchungsgruppen mit unterschiedlichen Restwandstärken (1,0mm und 2,0mm) des vestibulären, nicht tragenden Höcker eingeteilt. Es ergaben sich bei der Auswertung der Farbpenetration nach thermomechanischer Wechselbelastung keine statistisch signifikanten Unterschiede. Dabei war tendenziell festzustellen, dass eine zunehmende

Ausdünnung des nichttragenden Höckers die Farbpenetration im Dentin erhöht. In der Literatur sind kaum Hinweise zu finden, inwieweit die verbliebene Restzahnhartsubstanz reduziert werden kann (Inlay-Präparation) und ab welcher Restwandstärke der verbliebenen Kavitätenwand diese im Sinne einer Teilkronenpräparation horizontal reduziert werden soll. Die Frage nach Verbesserung der marginalen Adaptation durch veränderte Kavitätengeometrie behandelt eine Studie von Krifka et al. (93). Nach Präparation der Zähne für vollkeramische Inlays und Teilkronen und adhäsiver Befestigung der Versorgungen mit anschließender thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich in den beiden Prüfgruppen (mit und ohne horizontaler Reduktion des stark reduzierten nichttragenden Höckers) Unterschiede bezüglich der marginalen Adaptation. Die Farbpenetrationswerte waren in der Prüfgruppe mit horizontaler Reduktion statistisch signifikant niedriger.

Die Ergebnisse der vorliegenden in vitro Studie stehen in Einklang mit der Studie von Krifka et al. (92) und im Gegensatz zur Untersuchung von Lang et al. (103), es konnte festgestellt werden, dass an der Grenze Dentin/Befestigungssystem mehr Farbpenetration zu erkennen ist, als an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem. Im Gegensatz zum Ergebnis der Studie von Krifka et al. (93) zeigt sich in der hier vorliegenden Studie, dass die Präparationsform des vestibulären, nichttragenden Höckers unabhängig von den Parametern Grenze und Ort keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation hat. Tendenziell liegt die Farbpenetration am Höcker ohne horizontaler Reduktion (Präparation A) unter den Werten, die am Höcker mit horizontaler Reduktion (Präparation B) gemessen wurden. Durch die horizontale Reduktion des vestibulären, nichttragenden Höckers kam es also nicht zu einer statistisch signifikanten Verminderung der Farbpenetration, sondern zu einer Erhöhung. Approximal ist die Farbpenetration hier bei Präparation B statistisch signifikant höher als bei Präparation A. Vestibulär ergibt sich dagegen kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Prüfgruppen. Oral lässt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B ausmachen, was in diesem Fall in Einklang mit Mehl et al. (113) steht, die bei größeren Kavitäten zwar größere Randspalten fanden, jedoch unterscheiden sich bei der hier vorliegenden Präparation 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 der Auflage für die keramische Restauration spielt eine Rolle.

#### **6.4.2 Einfluss der Grenze auf die marginale Integrität**

Das Randspaltverhalten von Keramikinlays und –teilkronen wurde bereits verschiedenen Studien untersucht. So ergab eine Studie von Thonemann et al. (150) eine höhere Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei Keramikinlays. Gegenläufige Ergebnisse lieferten Studien von Krifka et al. (92, 93) an Keramikinlays und –teilkronen mit den niedrigsten Farbpenetrationswerten an keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten und erhöhten Werten an der Grenze Dentin/Befestigungszement. Diese Tatsache wird von mehreren Autoren beschrieben (35, 36, 92, 113, 114) und steht im Einklang mit dem Ergebnis der hier vorliegenden in vitro Studie. Es kann ein statistisch signifikant höherer Wert für die Grenzfläche Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem zur Grenze Keramik/Befestigungssystem festgestellt werden. Die geringsten Farbpenetrationswerte zeigen sich an den Grenze Keramik/Befestigungssystem, die höchsten Werte an der Grenze Dentin/Befestigungssystem.

#### **6.4.3 Einfluss des Ortes**

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. (101) 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 stehen im Gegensatz zu oben genannter Studie Approximal kann bei Präparation B ein statistisch signifikant höherer Wert als bei Präparation A ermittelt werden. Vestibulär wie auch oral ist kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B festzustellen. Ein Erklärungsversuch für diese Tatsache ist in der möglicherweise zu geringen horizontalen Abstützungsmöglichkeit für die Keramik zu suchen, entstanden durch die extreme

Ausdünnung des vestibulären Höckers. Ein weiterer Grund könnte in dem verwendeten Befestigungskomposit gesehen werden.

## **6.5 Einfluss der Überkuppelung stark ausgedünnter Resthöcker auf die Rissbildung**

### **6.5.1 Einfluss der Zeit**

In diesem Teil der Studie sollte der Frage nachgegangen werden, ob bei extrem geringer Restzahndicke von nur 1,0 mm die zusätzliche horizontale Einkürzung des Höckers der Rissbildung oder Frakturgefahr der Zahnhartsubstanz im Schmelz entgegenwirken kann. Bei der Rissdokumentation konnte in Übereinstimmung mit Lutz et al. (110) festgestellt werden, dass kaum ein Zahn ohne Riss existiert. Es lagen bei den untersuchten Zähnen sowohl vertikale und als auch horizontale Risse unterschiedlicher Größe vor, wobei die vertikalen Schmelzsprünge dominierten (110, 159). Nur ein Zahn wies zum Zeitpunkt *vor Präparation* keine Risse auf. Beim Vergleich der Anzahl an Rissen *vor TCML*, verglichen mit der Anzahl an Rissen zum Zeitpunkt *vor Präparation*, kam es zu einer Zu- und Abnahme der Risse im Schmelz. Durch die Präparation der Teilkronen wurden Zahnhartsubstanz und somit auch vorher gezählte Risse entfernt. Xu et al. (157) konnten nachweisen, dass während der Präparation Mikrorisse im Schmelz entstehen, diese aber beim sorgfältigen Finieren wieder entfernt werden können. Die Zunahme der Risse im oben genannten Zeitraum könnte einerseits ihre Ursache in der Präparation haben. Andererseits könnte sie durch das adhäsive Befestigen der Restaurationen entstanden sein. Krifka et al. (92, 93) konnten in ihren in vitro Studien zeigen, dass adhäsives Einsetzen eine Erhöhung der Anzahl an Rissen im Schmelz zur Folge hat. Verschiedene Autoren machen die Polymerisationsschrumpfung für die Rissbildung im Schmelz verantwortlich (97, 111).

Die restaurierten Zähne zeigten nach thermomechanischer Belastung eine signifikant höhere Anzahl an Schmelzrissen. Dies zeigt sich sowohl bei der Zusammenfassung der Daten für die einzelnen Parameter, als auch mittels der Überprüfung der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen. Das Ergebnis dieser Studie steht im Einklang mit den Ergebnissen von Krifka et al (92, 93). Die Entstehung von Schmelzrissen durch die thermomechanische Wechselbelastung, d. h. durch plötzliche

und wiederholte Temperaturschwankungen, ist in der Literatur mehrfach belegt (19, 107, 108).

### **6.5.2 Einfluss der Präparation**

Ausgedehnte mod-Präparationen führen zur Schwächung des Zahnes, also zu einer Reduktion der Biegefestigkeit und Biegesteifigkeit des verbleibenden Zahnes und somit zu einer erhöhten Frakturgefahr der Restzahnhartsubstanz (60). Adhäsive Befestigungen von vollkeramischen Restaurationen (Inlays oder Teilkronen) eröffnen die Möglichkeit, auftretende Kräfte auf die gesamte verbliebene Zahnhartsubstanz zu verteilen und den Zahn dadurch zu stabilisieren und zu festigen (92, 64, 102, 143). Zusätzlich hat diese Art der Versorgung neben der hervorragenden Ästhetik den Vorteil der Zahnhartsubstanzschonung im Vergleich zu konventionellen Methoden, wie z.B. Kronen (56, 101, 102, 103, 113, 114). Diese Studie soll analog den in vitro Untersuchungen von Krifka et al. (93) der Frage nachgehen, inwieweit die Wand des vestibularen, nichttragenden Hockers reduziert werden kann (Inlay-Präparation) und ab welcher Restwandstärke die Präparation mit horizontaler Reduktion im Sinne einer Teilkronenpräparation erfolgen sollte, um Rissbildungen im Schmelz zu vermeiden. Experimentelle Ergebnisse von Krifka et al. (92) für vollkeramische Inlays und Teilkronen geben Hinweise darauf, dass die verbliebene Kavitätenwand eine Dicke von mindestens 2,0 mm haben sollte, da es ansonsten trotz Adhäsivtechnik vermehrt zu Schmelzrissen oder sogar Frakturen der Zahnhartsubstanz kommen kann. Eine Mindestschichtstärke der Kavitätenwand von 2,4 mm fordern Mehl et al. (114) bei vorhandener Dentinbegrenzung im approximalen Bereich. Dies steht im Gegensatz zu der Untersuchung von Fonseca et al. (45), die keine statistisch signifikant höhere Frakturnrate der Restzahnschubstanz bei schmaler und breiter Isthmusbreite der Kavität und bei zusätzlicher Überkuppelung von ein oder mehreren Höckern feststellen konnten.

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. (102) sowie Krifka et al. (92) in ihren Studien zeigen konnten. Bei „kritischen“ Kavitätengrößen empfehlen Lang et al. (102)

deshalb, den nichttragenden Höcker im Sinne einer Teilkronenpräparation horizontal einzukürzen. Diese Tatsache bestätigt sich auch in einer Studie von Krifka et al. (93), in der bei Teilkronen- und Inlaypräparationen an den betreffenden Zähnen statistisch signifikant weniger Risse an überkuppelten Höckern im Vergleich zu ungekuppelten Resthöckern festgestellt werden konnten. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen diese Empfehlung, da zum Zeitpunkt *vor TCML* und *nach TCML* eine signifikant geringere Anzahl an Schmelzrissen durch die Präparation mit horizontaler Reduktion vorhanden war. Durch die Überprüfung mittels der Error-Rates Methode konnte dies zusätzlich bestätigt werden. Am vestibulären Ort kann ein signifikanter Unterschied zwischen Präparation A und B festgemacht werden. Die Risszunahme ist *vor TCML* und *nach TCML* bei Präparation A höher als bei Präparation B. Eine statistisch signifikant höhere Risszunahme für Präparation A als für Präparation B findet man auch oral zum Zeitpunkt *nach TCML*.

### **6.5.3 Einfluss des Ortes**

Vergleicht man die Ergebnisse der Rissauswertung am oralen, tragenden Höcker mit denen am vestibulären, nichttragenden Höcker, so zeigt sich zu keinem Zeitpunkt ein statistisch signifikanter Unterschied. Dies gilt sowohl für die Präparation A als auch für Präparation B und steht im Gegensatz zu den Ergebnissen der Studie von Krifka et al. (93). Ein möglicher Erklärungsversuch ist darin zu suchen, dass das Ausmaß der Überkuppung des extrem ausgedünnten Höckers nicht ausreicht, um das Maß der Verformung bei Druckbelastung zu vermindern. Tendenziell zeigt sich auch in der hier vorliegenden Studie, dass sowohl am vestibulären als auch am oralen Höcker eine Präparation mit horizontaler Reduktion weniger Risse nach sich zieht. Daher sollte bei extrem geringer Restzahndicke der vestibuläre, nichttragende Höcker horizontal eingekürzt werden, da es zu erhöhten Rissbildungen im Schmelz, zu Zahnfrakturen oder im schlimmsten Fall zum Verlust des Zahnes kommen kann. Trotz einer Zunahme der Rissanzahl der vestibulären und oralen Resthöckerwänden, sind in der vorliegenden Studie keine Fraktur der Zahnhartsubstanz oder Schmelzabplatzung aufgetreten. Es sollte jedoch bedacht werden, dass derartig geringe Restzahndicken, auch wenn sie überkuppelt werden, nur dann belassen werden können, wenn im Rahmen einer chairside-Behandlung eine provisorische Versorgung der Präparation vermieden werden kann. Durch die Eingliederung eines Provisoriums ist während der Tragedauer keine

Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz gewährleistet, und somit das Frakturrisiko stark erhöht.



## 7. Zusammenfassung

In der vorliegenden in vitro Untersuchung sollte der Frage nachgegangen werden, inwieweit die marginale Integrität und die Schmelzrissbildung bei ausgedehnten Kavitäten, die mit Keramikinlays versorgt wurden, durch unterschiedliche Präparationen nach thermomechanischer Wechselbelastung beeinflusst werden. Zwei unterschiedliche Präparationen wurden gewählt, wobei der vestibuläre Höcker auf 1,0mm Restzahndicke ausgedünnt wurde (Präparation A). Bei Präparation B wurde dieser zusätzlich um ca. 2,0mm horizontal reduziert, 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. Zudem wurde bei vestibulo-oraler Schnitttrichtung zwischen äußeren (approximalen Kanten) und inneren Schnittbereichen unterschieden. Die Rissbildung im Schmelz wurde sowohl unter dem Auflichtmikroskop bei 12-facher Vergrößerung, als auch mittels Videokamera bei 25-facher Vergrößerung von vestibulär und oral zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* untersucht und dokumentiert.

Bei Betrachtung der Farbpenetrationswerte konnte für den Parameter *Präparation*, unabhängig von den Parametern *Grenze* und *Ort* kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Präparationen (Präparation A (48,2%) und B (55,4%)) bezüglich der marginalen Randadaptation festgestellt werden.

Im Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem beträgt die Farbpenetration an keramikbegrenzten Restaurationsgrenzen 40,6%, an schmelzbegrenzten Restaurationsgrenzen 61,0% und an dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten 77,0%. 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. Dieser Unterschied ist jedoch nicht statistisch signifikant.

Die Ergebnisse für die Orte (vestibulär, oral, approximal) ergeben unabhängig von Präparation und Grenze Farbpenetrationswerte von 54,8% vestibulär, 48,9% oral und 47,6% approximal. Die Unterschiede in der Farbpenetration zwischen diesen Orten sind nicht statistisch signifikant.

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. Beim paarweisen Vergleich der beiden Präparationen besteht kein statistisch signifikanter Unterschied an vestibulären und oralen Zahnflächen. Vestibulär ist die Änderung der Rissanzahl *vor TCML* und *nach TCML* bei Präparation A statistisch signifikant höher als bei Präparation B. Oral ist die Änderung der Rissanzahl bei Präparation B statistisch signifikant geringer als bei Präparation A. Die in dieser Studie aufgetretenen Schmelzrisse haben in der Folge nicht zu einer Fraktur des Zahns geführt.

Um das Auftreten von Schmelzrissen zu vermeiden bzw. zu reduzieren, die langfristig zu Frakturen der Zahnhartsubstanz und/oder Verlust des Zahnes führen können zeigen die Ergebnisse der Rissauswertung, dass der vestibuläre Höcker bei einer Restwandstärke von 1,0mm bei adhäsiv befestigten vollkeramischen Inlays horizontal im Sinne einer Teilkrone reduziert/ eingekürzt werden sollte. Auf diese Weise kann das Auftreten von Schmelzrissen vermieden bzw. reduziert werden, die langfristig zu Frakturen der Zahnhartsubstanz und/oder Verlust des Zahnes führen können.

## **8. Anhang**

### **8.1 Materialliste**

- M1 Chloramin 0,5%, Fa. Merk, Darmstadt, Deutschland
- M2 Stangenguttapercha, Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland
- M3 TCML-Maschine, Technische Werkstatt der Universität Regensburg, Deutschland
- M4 Pattern Resin®, GC Corporation, Tokyo, Japan
- M5 Kochsalzlösung 0,9%, Fa. Merk, Darmstadt, Deutschland
- M6 Auflichtmikroskop, Makroskop M420, Fa. Wild, Heerbrugg, Deutschland
- M7 Winkelstück rot, Intramatic® LUX2, Fa. Kavo, Deutschland
- M8 Präparationsdiamanten, Nr. 011, Fa. Intensiv, Legnano, Italien
- M9 ds-Tasterzirkel, Nr. 628750, Fa. Demedis, Passau, Deutschland
- M10 Vitablocs Mark II® Keramik, Fa. Vita, Bad Söcking, Deutschland (LOT 7791, LOT 7213, LOT 7697, LOT 7696, LOT 7522, LOT 7816, LOT 7816, LOT 22440, LOT 18980, LOT 19530)
- M11 Cerec® 3, Fa. Sirona, Bensheim, Deutschland
- M12 Cerec® Dentaco scan spray, Fa. Dentaco, Bad Homburg, Deutschland (LOT 5/15006)
- M13 Fitcher®, GC Corporation, Tokyo, Japan (LOT 0512061)
- M14 Vita Ceramics Etch®, Fa. Vita, Bad Söcking, Deutschland (LOT 20891)
- M15 Monobond S®, Fa. Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein (LOT 615672)
- M16 Applicator Tips, Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Schweiz (LOT H 29090)

- M17 Polymerisationslampe Spectrum Curing Light®, Fa. Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein
- M18 RelyX Unicem®- Universal Aplicap, Fa. 3M Espe, Seefeld, Deutschland (LOT 269368, LOT 251202, LOT 274219)
- M19 Heidemannspatel, Nr. DE 408 R, Fa. Aesculap, Deutschland
- M20 ds-Kugelstopfer, Nr.: 6304158, Fa. Demedis, Passau, Deutschland
- M21 Wärmeschrank Typ U10, F-Nr. 832212, Fa. Memmerl, Deutschland
- M22 Feinkorndiamantfinierer, Nr. 234528/016, Fa. Komet, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland
- M23 Sof Lex®, Fa. 3M Medica, Borken, Deutschland
- M24 Lupenbrille, Fa. Zeiss, Oberkochen, Deutschland
- M25 Kuhhornsonde, Fa. Hu-Friedy, Chicago, USA
- M26 Impregum®, Fa. 3M Espe, Seefeld, Deutschland
- M27 Araldit®, Fa. Martin GmbH, Solingen, Deutschland
- M28 Nagellack, Fa. Chicogo GmbH, Düsseldorf, Deutschland
- M29 Fuchsinlösung, 0,5 %-ig basisch
- M30 Innenlochsäge (Sägemikrotom) 1600, Fa. Leitz, Wetzlar, Deutschland
- M31 Paladur®, Fa. Heraeus-Kulzer GmbH & Co KG, Wehrheim, Deutschland
- M32 Petrischalen, Fa. Merk, Darmstadt, Deutschland
- M33 3-CCD-Videokamera, JVC, Japan
- M34 Optimas 6.1, Fa. Bioscan, Washington, USA
- M35 SPSS/PC+ Programm Version 15.0, Fa. SPSS/Inc., Chicago, USA

## 8.2 Tabellarischer Anhang

### 8.2.1 Farbpenetration

#### 8.2.1.1 Ergebnistabellen

Prinzip Median	25%	Med	75%
Präparation A	6,2	19,1	28,8
Präparation B	4,5	17,7	45,7

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Präparation A	28,7	48,2	70,0
Präparation B	22,8	55,4	91,9

Tabelle 3: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B; unabhängig von den Parametern Grenze, Ort und Schnittbereich (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median	Vestibulär			Oral			Approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	8,6	22,5	35,6	5,8	18,4	29,2	1,9	13,4	26,5
Präparation B	5,9	13,6	46,8	2,5	20,7	90,9	4,0	14,5	34,5

Prinzip Maximum	Vestibulär			Oral			Approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	46,0	56,0	92,7	34,4	49,3	68,8	17,4	27,3	69,4
Präparation B	19,4	52,6	64,1	18,2	47,7	97,9	43,6	75,0	97,7

Tabelle 4: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von der Grenze und dem Schnittbereich.

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	5,1	20,4	24,4	4,5	9,9	23,1	0,6	2,6	22,5
	Schmelz	10,1	23,5	41,2	16,4	26,4	40,9			
	Dentin							12,7	20,1	40,4
Präparation B	Keramik	4,3	6,2	8,8	0,4	2,7	14,3	2,3	4,1	13,2
	Schmelz	35,4	45,8	57,6	27,4	89,4	95,3			
	Dentin							18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	44,3	60,2	92,7	30,7	49,3	70,8	13,6	20,3	33,3
	Schmelz	48,3	54,1	90,8	35,7	50,9	67,5			
	Dentin							24,0	42,1	90,3
Präparation B	Keramik	13,2	20,1	48,6	5,3	18,9	44,3	25,1	58,1	86,4
	Schmelz	55,4	62,6	76,1	55,3	97,9	98,6			
	Dentin							54,9	96,7	98,4

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

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	7,2	10,7	16,9	5,4	10,4	12,1	0,6	2,6	22,5
	Schmelz	8,9	14,0	20,4	5,6	16,0	27,4			
	Dentin							12,7	20,1	40,4
Präparation B	Keramik	1,3	2,8	6,4	0,1	0,4	8,1	2,3	4,1	13,2
	Schmelz	6,4	18,3	30,2	16,2	29,7	79,5			
	Dentin							18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	14,8	19,9	58,8	10,1	18,9	36,5	13,6	20,3	33,3
	Schmelz	13,7	23,3	80,8	12,0	18,9	37,0			
	Dentin							24,0	42,1	90,3
Präparation B	Keramik	2,0	3,3	6,4	0,2	0,6	17,5	25,1	58,1	86,4
	Schmelz	18,7	21,3	34,2	22,6	40,8	94,4			
	Dentin							54,9	96,7	98,4

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

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	4,6	22,1	33,0	3,5	11,9	34,8	0,6	2,6	22,5
	Schmelz	12,1	25,3	44,8	44,8	29,0	41,1			
	Dentin							12,7	20,1	40,4
Präparation B	Keramik	4,6	6,5	10,5	0,7	2,7	14,3	2,3	4,1	13,2
	Schmelz	36,0	48,2	58,2	29,8	90,7	95,3			
	Dentin							18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	44,3	52,1	68,0	28,5	45,5	68,8	13,6	20,3	33,3
	Schmelz	40,4	53,6	59,7	34,1	42,4	67,5			
	Dentin							24,0	42,1	90,3
Präparation B	Keramik	13,2	20,1	48,6	5,3	14,0	35,5	25,1	58,1	86,4
	Schmelz	55,4	62,6	76,1	35,4	97,7	98,1			
	Dentin							54,9	96,7	98,4

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



Prinzip Median	25%	Med	75%
Keramik	2,4	5,5	16,8
Schmelz	20,9	38,2	53,3
Dentin	15,0	22,3	47,0

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Keramik	17,0	40,6	63,8
Schmelz	48,7	61,0	83,4
Dentin	31,6	77,0	97,7

Tabelle 6: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von den Parametern Präparation, Ort und Schnittbereich.

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	2,3	7,3	23,7	2,4	4,7	10,1
Schmelz	13,1	24,9	41,2	35,4	49,4	90,9
Dentin	12,7	20,1	40,4	18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	23,9	44,8	69,5	13,2	24,8	57,6
Schmelz	41,5	54,1	67,5	55,3	68,9	97,9
Dentin	24,0	42,1	90,3	54,9	96,7	98,4

Tabelle 7: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von Ort und Schnittbereich.

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	5,1	20,4	24,4	4,5	9,9	23,1	0,6	2,6	22,5
	Präparation B	4,3	6,2	8,8	0,5	2,7	14,3	2,3	4,1	13,2
Schmelz	Präparation A	10,1	23,5	41,2	16,4	26,4	40,9			
	Präparation B	35,4	45,8	57,6	27,4	89,4	95,3			
Dentin	Präparation A							12,7	20,1	40,4
	Präparation B							18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	44,3	60,2	92,7	30,7	49,3	70,8	13,6	20,3	33,3
	Präparation B	13,2	20,1	48,6	5,3	18,9	44,3	25,1	58,1	86,4
Schmelz	Präparation A	48,3	54,1	90,8	35,7	50,9	67,5			
	Präparation B	55,4	62,6	76,1	55,3	97,9	98,6			
Dentin	Präparation A							24,0	42,1	90,3
	Präparation B							54,9	96,7	98,4

Tabelle 8a: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen

Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich a.

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	7,2	10,7	16,9	5,4	10,4	12,1	0,6	2,6	22,5
	Präparation B	1,3	2,8	6,4	0,1	0,4	8,1	2,3	4,1	13,2
Schmelz	Präparation A	8,9	14,0	20,4	5,6	16,0	27,4			
	Präparation B	6,4	18,3	30,2	16,2	29,7	79,5			
Dentin	Präparation A							12,7	20,1	40,4
	Präparation B							18,9	33,1	58,1

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	14,8	19,9	58,8	10,1	18,9	36,5	13,6	20,3	33,3
	Präparation B	2,0	3,3	6,4	0,2	0,6	17,5	25,1	58,1	86,4
Schmelz	Präparation A	13,7	23,3	80,8	12,0	18,9	37,0			
	Präparation B	18,7	21,3	34,2	22,6	40,8	94,4			
Dentin	Präparation A							24,0	42,1	90,3
	Präparation B							54,9	96,7	98,4

Tabelle 8b: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen

Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich b.

Prinzip Median		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	4,6	22,1	33,0	3,5	11,9	34,8	0,6	2,6	22,5
	Präparation B	4,6	6,5	10,5	0,7	2,7	14,3	2,3	4,1	13,2
Schmelz	Präparation A	12,1	25,3	44,8	17,9	29,0	41,1			
	Präparation B	36,0	48,2	58,2	29,8	90,7	95,3			
Dentin	Präparation A							12,7	20,1	40,4
	Präparation B							18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Vestibulär			Oral			Approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	44,3	52,1	68,0	28,5	45,5	68,8	13,6	20,3	33,3
	Präparation B	13,2	20,1	48,6	5,3	14,0	35,5	25,1	58,1	86,4
Schmelz	Präparation A	40,4	53,6	59,7	34,1	42,4	67,5			
	Präparation B	55,4	62,6	76,1	35,4	97,7	98,1			
Dentin	Präparation A							24,0	42,1	90,3
	Präparation B							54,9	96,7	98,4

Tabelle 8c: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Grenzen

Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparationen A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal (Median, 25% und 75% Percentile), Schnittbereich c.

Prinzip Median	25%	Med	75%
Vestibulär	6,9	21,2	42,0
Oral	4,8	19,1	43,3
Approximal	3,9	14,5	28,9

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Vestibulär	39,7	54,8	68,8
Oral	28,7	48,9	73,4
Approximal	23,1	47,6	93,6

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, Grenze und Schnittbereich.

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	8,6	22,5	35,6	5,9	13,6	46,8
Oral	5,8	18,4	29,2	2,5	20,7	90,9
Approximal	1,9	13,4	26,5	4,0	14,5	34,5

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	46,0	56,0	92,7	19,4	52,6	64,1
Oral	34,4	49,3	68,8	18,2	47,7	97,9
Approximal	17,4	27,3	69,4	43,6	75,0	97,7

Tabelle 10: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparationen A und B (Median, 25% und 75% Percentile), unabhängig von der Grenze und Schnittbereich.

Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	A	5,1	20,4	24,4	10,1	23,5	41,2			
	B	4,3	6,2	8,8	35,4	45,8	57,6			
Oral	A	4,5	9,9	23,1	16,4	26,4	40,9			
	B	0,5	2,7	14,3	27,4	89,4	95,3			
Approximal	A	0,6	2,6	22,5				12,7	20,1	40,4
	B	2,3	4,1	13,2				18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	A	44,3	60,2	92,7	48,3	54,1	90,8			
	B	13,2	20,1	48,6	55,4	62,6	76,1			
Oral	A	30,7	49,3	70,8	35,7	50,9	67,5			
	B	5,3	18,9	44,3	55,3	97,9	98,6			
Approximal	A	13,6	20,3	33,3				24,0	42,1	90,3
	B	25,1	58,1	86,4				54,9	96,7	98,4

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



Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	A	7,2	10,7	16,9	8,9	14,0	20,4			
	B	1,3	2,8	6,4	6,4	18,3	30,2			
Oral	A	5,4	10,4	12,1	5,6	16,0	27,4			
	B	0,1	0,4	8,1	16,2	29,7	79,5			
Approximal	A	0,6	2,6	22,5				12,7	20,1	40,4
	B	2,3	4,1	13,2				18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	A	14,8	19,9	58,8	13,7	23,3	80,8			
	B	2,0	3,3	6,4	18,7	21,3	34,2			
Oral	A	10,1	18,9	36,5	12,0	18,9	37,0			
	B	0,2	0,6	17,5	22,6	40,8	94,4			
Approximal	A	13,6	20,3	33,3				24,0	42,1	90,3
	B	25,1	58,1	86,4				54,9	96,7	98,4

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

Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	A	4,6	22,1	33,0	12,1	25,3	44,8			
	B	4,6	6,5	10,5	36,0	48,2	58,2			
Oral	A	3,5	11,9	34,8	17,9	29,0	41,1			
	B	0,7	2,7	14,3	29,8	90,7	95,3			
Approximal	A	0,6	2,6	22,5				12,7	20,1	40,4
	B	2,3	4,1	13,2				18,9	33,1	58,1

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	A	44,3	52,1	68,0	40,4	53,6	59,7			
	B	13,2	20,1	48,6	55,4	62,6	76,1			
Oral	A	28,5	45,5	68,8	34,1	42,4	67,5			
	B	5,3	14,0	35,5	35,4	97,7	98,1			
Approximal	A	13,6	20,3	33,3				24,0	42,1	90,3
	B	25,1	58,1	86,4				54,9	96,7	98,4

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

### 8.2.1.2 Signifikanztabellen

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

#### - Präparationen gegeneinander

	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Ort	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
Vestibulär	-			-		
Oral	-			-		
Approximal	0,004			-		
Vestibulär	0,004	-		-	0,020	
Oral	0,007	0,028		-	0,008	
Approximal	0,020		0,039	-		-
Vestibulär/Oral/Approximal	-			-		
Vestibulär/Oral/Approximal	-	0,041	0,039	-	0,000	-

Tabelle 12a: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Präparationen A und B in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem (Grenze 0), Schmelz/Befestigungssystem (Grenze 1) und Dentin/Befestigungssystem (Grenze 2), sowie den Orten approximal, vestibulär und oral; (Prinzip Maximum und Prinzip Median), Schnittbereich a.

	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Ort	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
Vestibulär	-			-		
Oral	-			-		
Approximal	0,004			-		
Vestibulär	0,006	-		0,012	-	
Oral	0,042	-		-	-	
Approximal	0,020		0,039	-		-
Vestibulär/Oral/Approximal	-			-		
Vestibulär/Oral/Approximal	-	0,041	0,039	-	0,000	-

Tabelle 12b: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Präparationen A und B in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem, sowie den Orten approximal, vestibulär und oral; (Prinzip Maximum und Prinzip Median), Schnittbereich b.

	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Ort	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
Vestibulär	-			-		
Oral	-			-		
Approximal	0,004			-		
Vestibulär	0,020	0,017		-	0,028	
Oral	0,003	-		-	0,010	
Approximal	0,020		0,039	-		-
Vestibulär/Oral/Approximal	-			-		
Vestibulär/Oral/Approximal	-	0,041	0,039	-	0,000	-

Tabelle 12c: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Präparationen A und B in Abhängigkeit von der Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem, sowie den Orten approximal, vestibulär und oral; (Prinzip Maximum und Prinzip Median), Schnittbereich c.

- Grenzen gegeneinander

Keramik/ Schmelz	Prinzip Maximum				Prinzip Median			
Präparation	Ort Approximal	Ort Vestibulär		Ort Oral	Ort Approximal	Ort Vestibulär		Ort Oral
A		A	-	-		a	-	0,004
		B	-	-		b	-	-
		C	-	-		c	-	-
B		A	0,005	0,002		a	0,003	0,002
		b	0,015	0,018		b	0,021	0,028
		c	0,005	0,002		c	0,002	0,002
A	-				0,003			
B	0,000				0,000			
A+B	0,000				0,000			
Keramik/ Dentin	Prinzip Maximum				Prinzip Median			
Präparation	Ort Approximal	Ort Vestibulär	Ort Oral		Ort Approximal	Ort Vestibulär	Ort Oral	
A	0,041				0,015			
B	0,006				0,002			
A	-				0,045			
B	0,000				0,000			
A+B	0,001				0,000			

Schmelz/ Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
Präparation	Ort Approximal	Ort Vestibulär	Ort Oral	Ort Approximal	Ort Vestibulär	Ort Oral
A						
B						
A	-			-		
B	-			-		
A+B	-			-		

Tabelle 13: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit von den Orten approximal, vestibulär und oral, den Schnittbereichen a, b und c, sowie den Präparationen A und B; (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

- Orte gegeneinander

		Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Präparation	Keramik	Schmelz	Dentin	Keramik	Schmelz	Dentin
Vestibulär- approximal	A+B	-			-		
Oral- approximal	A+B	-			-		
Vestibulär- oral	A+B	-			-		
Vestibulär- approximal	A	0,003			-		

Oral-approximal	A		0,050		-		
Vestibulär-oral	A		-		-		
Vestibulär-approximal	B		0,012		-		
Oral-approximal	B		-		-		
Vestibulär-oral	B		-		-		
Vestibulär-approximal	A+B		-		0,041		
Oral-approximal	A+B		-		-		
Vestibulär-oral	A+B		-	-	-	-	
Vestibulär-approximal	A		0,001		-		
Oral-approximal	A		0,004		-		
Vestibulär-oral	A	a	-	-	-	-	
		b	-	-	-	-	
		c	-	-	-	-	
Vestibulär-approximal	B		0,039		-		
Oral-approximal	B		0,012		-		



Vestibulär-oral	B	a	-	-		-	-	
		b	-	-		-	-	
		c	-	-		-	-	

Tabelle 14: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Orte vestibulär, oral und approximal in Abhängigkeit von den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem sowie den Präparationen A und B unter Berücksichtigung der verschiedenen Schnittbereiche a, b sowie c; (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

- Schnittbereiche gegeneinander

Schnittbereich b/ Schnittbereich c		Prinzip Maximum		Prinzip Median	
Ort	Präparation	Keramik	Schmelz	Keramik	Schmelz
Vestibulär	A	-	-	-	0,010
	B	0,008	0,008	-	0,008
Oral	A	-	-	-	-
	B	-	-	-	-

Tabelle 15: Statistischer Vergleich (Farbpenetration) der Schnittbereiche b und c an den Orten vestibulär und oral in Abhängigkeit von den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem, sowie den Präparationen A und B; (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

## 8.2.2 Rissbeurteilung

### 8.2.2.1 Ergebnistabellen

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

Tabelle 16a: Auflistung der Anzahl an Rissen für Präparation A an den Orten vestibulär und oral zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*.

Präparation B	vor Präparation		vor TCML		nach TCML	
Zahn	Vestibulär	Oral	Vestibulär	Oral	Vestibulär	Oral
25	3	1	4	4	7	5
26	0	3	1	3	3	4
27	4	4	4	4	6	5
28	4	3	4	3	8	3
29	4	4	3	3	5	4
30	3	6	3	4	4	5
31	4	3	4	4	4	4
32	5	6	6	4	6	4
33	2	2	2	2	4	2
34	2	3	4	5	4	5
35	3	3	3	3	4	3
36	2	2	2	2	4	2
37	1	2	1	2	2	2
38	1	2	2	1	4	2
39	3	3	4	3	7	3
40	2	1	2	1	2	1
41	3	6	3	5	4	5
42	4	3	4	3	4	6
43	3	2	3	2	3	2
44	2	1	3	1	4	1
45	3	4	5	3	6	5
46	4	5	5	5	6	5
47	4	3	2	3	2	4
48	2	3	4	4	4	4

Tabelle 16b: Auflistung der Anzahl an Rissen für Präparation B an den Orten vestibulär und oral zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML*.

		vor TCML/vor Präparation				nach TCML/vor TCML			
	Anzahl	Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B	
		F	%	F	%	F	%	F	%
Vestibulär	-2	1	4,2	1	4,2				
	-1	2	8,3	1	4,2				
	0	5	20,8	12	50,0	3	12,5	8	33,3
	1	10	41,7	7	29,2	8	33,3	7	29,2
	2	3	12,5	3	12,5	8	33,3	6	25,0
	3	1	4,2			2	8,3	2	8,3
	4					3	12,5	1	4,2
	5	1	4,2						

Tabelle 17a: Änderung der Rissanzahl für Präparation A und B am Ort vestibulär, dargestellt als Anzahl Zähne pro Präparation (F), 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 TCML/vor Präparation				nach TCML/vor TCML			
	Anzahl	Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B	
		F	%	F	%		F	%	F
Oral	6	1	4,2	-	-	-	-	-	-
	-2	-	-	2	8,3	-	-	-	-
	-1	2	8,3	4	16,7	-	-	-	-
	0	13	54,2	14	58,3	5	20,8	15	62,5
	1	3	12,5	2	8,3	7	29,2	7	29,2
	2	2	8,3	1	4,2	6	25,0	1	4,2
	3	2	8,3	1	4,2	6	25,0	1	4,2
	4	1	4,2	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-
	6	1	4,2	-	-	-	-	-	-

Tabelle 17b: Änderung der Rissanzahl für Präparation A und B am Ort oral, dargestellt als Anzahl Zähne pro Präparation (F), zu den Zeitpunkten *vor TCML* und *nach TCML* bezogen zum Zeitpunkt *vor Präparation* bzw. *vor TCML* (n=24 Stichproben bei Präparation A, n=24 Stichproben bei Präparation B).

	Vor Präparation			Vor TCML			Nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Alle Risse	2,00	3,00	4,00	3,00	3,50	5,00	4,00	5,00	6,00

Tabelle 18: absolute Rissanzahl (Prinzip Maximum) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* für beide Präparationen 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	2,00	3,00	4,00	3,00	4,00	5,00	4,25	6,00	7,00
Präparation B	2,00	3,00	4,00	2,00	3,00	4,00	3,00	4,00	5,00

Tabelle 19: absolute Rissanzahl für die Präparationen A und B 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	2,25	3,00	4,00	3,00	4,50	5,00	5,00	6,00	7,00
Oral	2,00	3,00	4,00	3,00	3,50	5,00	4,00	6,00	7,00

Präparation B	Vor Präparation			Vor TCML			Nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Vestibulär	2,00	3,00	4,00	2,00	3,00	4,00	4,00	4,00	6,00
Oral	2,00	3,00	4,00	2,00	3,00	4,00	2,00	4,00	5,00

Tabelle 20: absolute Rissanzahl für die Präparationen A und B 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.  $p > 0,05$ )

- Zeit

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

Präparation A	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
Vestibulär	0,002	-	-
Oral	0,006	0,003	-
Präparation B	vor TCML/ nach TCML	vor Präparation / vor TCML	vor Präparation / nach TCML
Vestibulär	-	0,001	-
Oral	0,000	0,001	0,002

Tabelle 21: Statistischer Vergleich (Risse) 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.



- Präparation

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
Vestibulär	-	0,015	0,002
Oral	-	-	0,001
Vestibulär+Oral	-	0,005	0,000

Tabelle 22: Statistischer Vergleich (Risse) zwischen den Präparationen A (1,0mm Restzahndicke) und B (1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* für die Orte vestibulär und oral, sowie beide Orte zusammen (vestibulär+oral).

- Ort

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
Präparation A	-	-	-
Präparation B	-	-	-
Präparation A+B	-	-	-

Tabelle 23: Statistischer Vergleich (Risse) zwischen den Orten vestibulär und oral zu den Zeiten *vor Präparation*, *vor TCML* und *nach TCML* für Präparation A und B, sowie beide Präparationen (A+B) zusammen.

## 9. Literaturverzeichnis

- (1) Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. J Dent 1993; 21:158-62.
- (2) Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper Dent 1997; 22:173-85.
- (3) Balkenhol M, Fischer K, Wöstmann B. Randedichtigkeit von IPS-Empress-Keramikinlays nach 2-jähriger Wasserlagerung mit und ohne thermische Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58:522-4.
- (4) Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V, Kurbad A, Reichel K. CAD/CAM und Vollkeramik: Ästhetische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis. Quintessenz-Verl.; 2007.
- (5) Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, and Handel G. Marginal Adaption in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. Dent Mater 2004; 20:191-7.
- (6) Behr M. Zemente in der Zahnmedizin. Quintessenz 2003; 54:829-37.
- (7) Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: a review. Aust Dent J 1999; 44:157-68.
- (8) Bieniek KW, Spiekermann H. Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme – Eine kritische Bewertung. Quintessenz 1993; 44:529-697.
- (9) Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. Eur J Oral Sci 2003; 111:163-9.
- (10) Blatz M. Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich. Quintessenz 2001; 52:887-900.
- (11) Blatz M. The clinical long-term success of ceramic restorations-Part I: Inlays and onlays. Pract Proced Aesthet Dent 2004; 16:622.
- (12) Blunck U. Marktübersicht Adhäsivsysteme. Zahnärztl Prax 2003; 54:424-49.
- (13) Böhm U. CAD/CAM contra Gießen. Quintessenz Zahntech 2002; 28:114-20.
- (14) Bornemann G, Lemelson S, Claas H, Luthardt R. Analyse der internen 3D-Paßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec 3). Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56:619-22.
- (15) 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; 5:139-47.
- (16) Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlay or resin-based composites. Am J Dent 2001; 14:216-20.

- (17) Broderson SP. Complete-crown and partial coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int* 1994; 25:535-9.
- (18) Bronwasser PJ, Mormann WH, Krejci I, Lutz F. The marginal adaptation of Cerec-Dicor-MGC restorations with dentin adhesives. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991; 101:162-9.
- (19) Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 1972; 51:461-7.
- (20) 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; 14:185-8.
- (21) Burke FJ, Fleming GJ, Windmueller B. Fracture Strength of Dentin-Bonded Crowns luted with a Self-Adhesive resin Luting Material. 3M ESPE Expertise Scientific Facts; 2003.
- (22) 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.
- (23) 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; 15:389-94.
- (24) DeMunck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, and Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; 20:963-71.
- (25) Dewaele M, Asmussen E, Devaux J, Leloup G. Class II restorations: Influence of a liner with rubbery qualities and the occurrence and size of cervical gaps. *Eur J Oral Sci* 2006; 114:535-41.
- (26) Dietrich T, Krämer N, Lösche GM, Roulet JF. Marginal integrity of large compomer class II restoration with cervical margins in dentin. *J Dent* 2000; 28:399-405.
- (27) Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain Inlays bonded to tooth. *Quintessence Int* 1990; 21:823-31.
- (28) Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A* 2003; 66:103-9.
- (29) Eichner K, Kappert HF. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und ihre Verarbeitung.* Hüthig Verlag; 1996. S. 329-66, 385-97.
- (30) El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations- a literature review. *J Can Dent Assoc* 2002; 68:233-7.
- (31) ESPE 3M, RelyX Unicem Aplicap/Maxicap, Selbstadhäsiver universaler Befestigungszement; 2004. Ref Type: Catalog

- (32) Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Yang MC, Lee RB. Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *Int J Prosthodont* 2001; 14:109-14.
- (33) Federlin M, Geurtsen W, Haller B, Schmalz G. Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und DGZMK. *Dtsch Zahnärztl Z* 2007; 62:9.
- (34) 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; 32:251-60.
- (35) 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; 10:126-33.
- (36) Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Oper dent* 2004; 29:560-70.
- (37) 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; 8:11-7.
- (38) Federlin M, Thonemann B, Schmalz G, Reich E. Teilkronen aus Keramik-Alternative für die Restauration großflächiger Defekte. *Bayerisches Zahnärzteblatt* 2004; 5:36-9.
- (39) 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; 11:345-52.
- (40) 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.
- (41) Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech* 2002; 28:48-60.
- (42) Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 1987; 3:280-6.
- (43) 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.
- (44) Fischer M. Experimentelle Untersuchungen über die Abschlußdichtigkeit der in der Zahnheilkunde gebräuchlichen Füllungsmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004; 59:595.
- (45) Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 2007; 98:277-84.

- (46) Frankenberger R, Kern M. Dentinadhäsive und adhäsives Befestigen. ZWR 2002; 10:556-8.
- (47) Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. Oper Dent 2000; 25:459-65.
- (48) Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A. The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 69:25-32.
- (49) Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 2005; 21:397-412.
- (50) Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. Dtsch Zahnärztl Z 2002; 57:154-71.
- (51) Fuzzi M, Rappelli G. Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. J Adhes Dent 1999; 1:71-9.
- (52) Fuzzi M, Rappelli G. Survival rate of ceramic inlays. J Dent 1998; 26:623-6.
- (53) Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999; 27:89-99.
- (54) Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Trauma der Zähne. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 2. Auflage ed. Georg Thieme Verlag; 2005. S. 80-106, 201-3.
- (55) Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahnärztliche Prothetik. 3. Auflage ed. Thieme Verlag; 2007. S. 69-71.
- (56) Geurtsen W, Orth M, Gartner A. Die Frakturfestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam- oder -Kompositfüllung. Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44:108-9.
- (57) Geurtsen W, Schwarze T, Günay H. Diagnosis, therapy and prevention of the cracked tooth syndrome. Quintessence Int 2003; 34:409-17.
- (58) Glockner K, Reich ME, Kos C. Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53:775-80.
- (59) Gojowy T.: Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum. Quintessenz Zahntech 2002; 28:648-53.
- (60) Granath L, Svensson A. Elastic outward bending of loaded buccal and lingual premolar walls in relation to cavity size and form. Scand J Dent Res 1991; 99:1-7.
- (61) Habekost LV, Camacho GB, Pinto MB, Demarco FF. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. Oper Dent 2006; 31:204-11.

- (62) Hahn R, Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47:659-64.
- (63) Haller B, Ernst CP, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K. Assessment of ceramic restorations according to the Cerec method. Int J Comput Dent 2006; 9:153.
- (64) Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45:660-3.
- (65) Hayashi M, Tsubakimoto Y, Takeshige F, Ebisu S. Analysis of longitudinal marginal deterioration of ceramic inlays. Oper Dent 2004; 29:386-91.
- (66) Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays. Oper Dent 2000; 25:473-81.
- (67) Heidemann D. Praxis der Zahnheilkunde, Kariologie und Füllungstherapie. 4. Auflage ed. Urban & Schwarzenberg; 1999. S. 224-64.
- (68) Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Auflage ed. Urban & Fischer; 2006. S. 177, 231-8, 250-3.
- (69) Herder S, Roulet JF. Marginale Adaption von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43:904-8.
- (70) Herstellerinformation: Cerec® inLab. Sirona Dental Systems GmbH Bensheim; 2004.
- (71) Hickel R, Eberhard H, Kunzelmann KH, Petschelt A. Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randanschrägung. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47:185-8.
- (72) Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. J Adhes Dent 2001; 3:45-64.
- (73) Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. Nat Mater 2005; 4:229-32.
- (74) Iwami Y, Yamamoto H, Ebisu S. A new electrical method for detecting marginal leakage of in vitro resin restorations. J Dent 2000; 28:241-7.
- (75) Janda R. Kleben und Klebetechniken. Dental Labor 1992; 40:615-28.
- (76) Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. Oper Dent 2006; 31:68-77.
- (77) Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. Zahnärztl Mitt 2003; 93:802-6.
- (78) Kappert HF, Knipp U, Wehrstein A, Kmitta M, Knipp J. Festigkeit von Zirkonoxidverstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 635.

- (79) Kasloff Z. Enamel Cracks Caused By Rotary Instruments. J Prosthet Dent 1964; 14:109-16.
- (80) Keramikinserts, -inlays, -teilkronen im Seitenzahnbereich. Zbay Online 1999; 3.
- (81) Kern M, Pröbster L. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. dental-praxis 2002; 14:269-76.
- (82) Klaiber B. Füllung oder Krone für kariöse Seitenzahnläsionen? Zahnärztl Mitt 1986; 76:762.
- (83) Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. J Adhes Dent 2007; 9:449-62.
- (84) Krämer N. Adhäsive Befestigung indirekter zahnfarbener Restaurationen-Möglichkeit und Grenzen. ZBay Online 2000; 9.
- (85) Krämer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years - a clinical study. J Dent 1999; 27:325-31.
- (86) Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. Dent Mater 2005; 21:262-71.
- (87) Krämer N, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. Oper Dent 2000; 25:466-72.
- (88) Krejci I, Kuster M, Lutz F. Influence of Dentinal Fluid and Stress on Marginal Adaption of Resin Composites. J Dent Res 1993; 71:490-4.
- (89) Krejci I, Lutz F, Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent 1993; 21:39-46.
- (90) Krejci I, Lutz F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme, 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990; 100:1445-9.
- (91) 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.
- (92) Krifka S, Anthofer T, Fritzsche M, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. Oper dent 2008; 34:32-42.
- (93) Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. Clin Oral Investig 2009; 13:333-41.
- (94) Kröncke A. Zur Klinik und Problematik traumatischer Infraktionen im Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38:600-4.

- (95) Kunzelmann KH, Chen HY, Manhart J, Hickel R. Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54:681-87.
- (96) Kunzelmann KH, Hickel R. Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser Verlag; 1997.
- (97) Kunzelmann KH, Hickel R. Spannungsentwicklung durch Polymerisations-schrumpfung bei Komposit-Klebern. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45:699-700.
- (98) Kunzelmann KH. Moderne Füllungstherapie mit keramischen Werkstoffen. Zbay 1999; 3:17-22
- (99) 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.
- (100) Kurbad A, Reichel K. Cerec inLab - State of the art. Quintessenz Zahntech 2001; 27:1056-74.
- (101) Lang H, Schüler N, Nolden R. Keramikinlay oder Keramikteilkrone. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53:53-6.
- (102) Lang H, Schwan R, Nolden R. Die Verformung gefüllter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49:812-5.
- (103) 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.
- (104) Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Oper Dent 1981; 6:2-5.
- (105) Laurer HC. Vollkeramische Restaurationen in der Hand der Generalisten. Zahnärztl Mitt 2003; 9:40-3.
- (106) Liatukas EL, Youn RF. Scanning electron microscopy of enamel cracks after etching: An in vitro study. J Prosthet Dent 1975; 33:558-61.
- (107) Lloyd BA, Christensen DO, Jacobs HR, Brown WS. Heat transfer in teeth during restoration. Am Ist Chem Eng Sym Ser 1975; 70:215-25.
- (108) Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. J Dent Res 1978; 57:571-82.
- (109) Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. ZWR 2001; 110:747-54.
- (110) Lutz F, Mörmann WH, Lutz T. Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlensäureschnee? Schweiz Monatsschr Zahnmed 1974; 84:709-25.
- (111) Martin N, Jedyakiewicz NM, Williams DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays. J Dent 1999; 27:29-36.



- (112) Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48:229-36.
- (113) Mehl A, Godescha P, Kunzelmann KH, Hickel R. Randspaltverhalten von Komposit und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51:701-4.
- (114) Mehl A, Pfeiffer A, Kremers L, Hickel R. Randständigkeit von Cerec- II Inlayrestaurationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53:57-60.
- (115) Mehl A. Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker. ZBay Online Quintessenz 2001; 5:1-6.
- (116) Mehl A. Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 2001; 4:6-9.
- (117) Mörmann WH, Bindl A. Cerec 3 – ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen. Quintessenz 2000; 51:157-71.
- (118) Mörmann WH, Bindl A, Aphold W. Cerec 3 Computer-Restaurationen - erste klinische Erfahrungen. Zahnärztl Mitt 2000; 23:48-60.
- (119) Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. Quintessence Int 1996; 27:821-8.
- (120) Mörmann WH, Brandestini M, Ferru A, Krejci I. Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1985; 95:1118-29.
- (121) Mörmann WH. Technischer Stand und klinische Bewährung. 20 Jahre keramische CEREC CAD/CAM Restaurationen. Zahnärztl Mitt 2006; 96:58-65.
- (122) Mörmann WH. The evolution of the CEREC System. J Am Dent Assoc 2006; 137:7-13.
- (123) Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 2003; 16:244-8.
- (124) Prati C. Early marginal microleakage in Class II resin composite restorations. Dent Mater 1989; 5:392-6.
- (125) Pröbster L, Kern K. Kurzvorstellung der aktuellen Keramiksysteme. DZW-Zahntechnik 2002; 2.
- (126) Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56:575-6.
- (127) Rasmussen ST, Patchin RE. Fracture properties of human enamel and dentin in an aqueous environment. J Dent Res 1984; 63:1362-8.

- (128) Rateitschak KH, Riethe P. Farbatlant der Zahnmedizin: Kariesprophylaxe und konservierende Therapie. 2. Auflage ed. Thieme Verlag; 1994. S. 316-18.
- (129) Reich E, Schmalz G, Federlin M. Marginal fit of ceramic and composite inlays in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45:656-60.
- (130) 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; 135:605-12.
- (131) 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.
- (132) Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. Int J Comput Dent 2006; 9:11-22.
- (133) Roh BD, Lee YE. Analysis of 154 cases of teeth with cracks. Dent Traumatol 2006; 22:118-23.
- (134) Roulet J-F, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt 1989; 79:908-13.
- (135) Roulet JF, Janda R. Future Ceramic Systems. Oper Dent Supplement 2001; 6:211-28.
- (136) Roulet JF. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam--results up to 6 years. Clin Oral Investig 1997; 1:40-6.
- (137) Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49:197-208.
- (138) 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; 73:392-9.
- (139) Schmalz G, Geurtsen W. Keramik-Inlays und -Veneers; Stellungnahme der DGZMK 2001; 3.
- (140) Schmidtseder J, Rateitschak KH, Wolf HF. Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlant der Zahnmedizin 15; 1998. S. 150-66.
- (141) Schmidt A, Michael W, Böning K. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 1998; 49:1111-22.
- (142) Schuckar M, Geurtsen W. Proximo-cervical adaption of Class II-compositerestorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. J Oral Rehab 1997; 24:766-75.
- (143) Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. Quintessence Int 2004; 35:281-6.

- (144) 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.
- (145) Sohmura T, Takahashi J. Use of CAD/CAM System to fabricate dental prostheses. Part1: CAD for a clinical crown restoration. *Int J Prosthodont* 1995; 8:252-8.
- (146) St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Jr., Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 89:551-7.
- (147) Strietzel, R. FutureDent – Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. *Quintessenz Zahntech* 2001; 27:970-8.
- (148) Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 1993; 9:6-10.
- (149) Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992; 20:3-10.
- (150) Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Schams A. Clinical evaluation of heatpressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. *Clinical Oral Investigations* 1997; 1:27-34.
- (151) Touati B, Miara P, Nathanson D. Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. Urban & Fischer; 2001. S. 3-7, 32-35.
- (152) Trajtenberg CP, Pinzon LM, Powers JM. Bonding of a Novel Self-Adhesive Cement to Tooth Substrates. 3M ESPE Expertise Scientific Facts; 2003.
- (153) Van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, and Olofsson AL, Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci* 2001; 109:222-9.
- (154) Windisch S, Bindl J, Mörmann WH. Passgenauigkeit von vollkeramischen CEREC-CAD-CIM-Frontzahnkronen und Frontzahnkronenkappen. *Acta Med Dent Helv* 1999; 4:29-37.
- (155) Witkowski S. Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor. *Quintessenz Zahntech* 2002; 28:374-86.
- (156) Wu W, Cobb E, Dermann K, Rupp NW. Detecting margin leakage of dental composite restorations. *J Biomed Mater Res* 1983; 17:37-43.
- (157) Xu HH, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *J Dent Res* 1997; 76:1698-706.
- (158) Xu HH, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP. Indention Damage and Mechanical Properties of Human Enamel and Dentin. *J Dent Res* 1998; 77:472-80.

(159) Zachrisson BU, Skogan O, Hoymyr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod* 1980; 77:307-19.

## **10. Danksagung**

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

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

Besonders danken möchte ich auch Frau Dr. S. Krifka für die jederzeit freundliche und sehr engagierte Betreuung bei der Durchführung dieser Studie, für die Hilfe bei der Auswertung der Ergebnisse, sowie für die wertvolle Unterstützung bei der Erstellung des hier vorliegenden Manuskripts.

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

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

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

Bei meiner Freundin A. Beck bedanke ich mich für das Korrekturlesen und für ihre Unterstützung bei der Formatierung dieser Manuskripts.

Besonders bedanken möchte ich mich noch bei meinen Eltern, die mir dieses Studium ermöglichten und denen diese Arbeit gewidmet ist.

## 11. Lebenslauf

Name	Judith Heidi Ingeborg Jentzmik, geb. Blüchel
15.02.1982	geboren in Sulzbach-Rosenberg
09/1988- 07/1992	Pestalozzi Grundschule, Sulzbach-Rosenberg
09/1992- 07/1999	Herzog-Christian-August-Gymnasium, Sulzbach-Rosenberg
09/1999- 06/2001	Max-Reger-Gymnasium, Amberg
06/2001	Allgemeine Hochschulreife
10/2001- 07/2002	Lehramtstudium an der Universität Regensburg
10/2002- 06/2008	Studium der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
09/2003	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
10/2005	Zahnärztliche Vorprüfung
02- 06/2008	Zahnärztliche Prüfung
09/2008-09/2010	Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis von Dr. A. Diermeier in Stamsried
10/2010-03/2011	Niederlassung in zahnärztlicher Gemeinschaftspraxis mit Dr. A. Diermeier in Stamsried
Seit 04/2011	Gemeinschaftspraxis mit Dr. A. Diermeier und ZA F. Jentzmik in Stamsried