

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARODONTOLOGIE

DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ

DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

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

Eine In vitro Studie

INAUGURAL-DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DES DOKTORGRADES
DER ZAHNHEILKUNDE

DER
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

VORGELEGT VON
MARTIN STANGL
AUS BODENWÖHR

2009

Dekan:

Prof. Dr. Bernhard Weber

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. Gottfried Schmalz

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. Dr. Torsten Reichert

Tag der mündlichen Prüfung:

26.01.2009

Meinen Eltern und Judith

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	8
2	Literaturübersicht	9
2.1	Geschichte der Dentalkeramiken	9
2.2	Dentalkeramiken in der Zahnmedizin	10
2.2.1	Industriekeramik	11
2.3	Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen	12
2.3.1	Sinterverfahren	12
2.3.2	Gussverfahren	13
2.3.3	Pressverfahren	13
2.3.4	Computergestützte Herstellung	14
2.3.4.1	Cerec-System	15
2.4	Befestigungsmethoden vollkeramischer Restaurationen	17
2.4.1	Konventionelle Befestigung	17
2.4.2	Adhäsive Befestigung	18
2.5	Vollkeramische Teilkronen	22
2.5.1	Definition	22
2.5.2	Präparation	22
2.5.3	Keramikrestaurationen in vitro	23
2.5.4	Keramikrestaurationen in vivo	26
2.6	Rissbildung der Zahnhartsubstanz	29
2.6.1	Definition, Häufigkeit und Lokalisation von Rissen in der Zahnhartsubstanz	29
2.6.2	Ätiologie von Rissen in der Zahnhartsubstanz	31
2.6.3	Klinische Symptomatik und Folgen von Rissbildungen	32
2.6.4	Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten	33
2.6.5	Präparationsrichtlinien und in vitro Untersuchungen	34
2.7	Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation	38
2.7.1	Physikalisch/Mechanische Tests	39
2.7.2	Simulationstests	39
2.7.3	Quantitative Auswertungsmethoden	40
2.7.3.1	Farbpenetrationstests	40
3	Fragestellung	42
4	Material und Methode	43
4.1	Untersuchungsgut	44
4.2	Präparation und Teilkronenherstellung	44
4.2.1	Präparation	44

4.2.2	Teilkronenherstellung	46
4.3	Adhäsive Befestigung	47
4.3.1	Vorbereitung der Keramikteilkronen	47
4.3.2	Vorbereitung der Zähne	47
4.3.3	Insertion	47
4.3.4	Polymerisation.....	48
4.3.5	Ausarbeitung und Politur	48
4.4	Thermomechanische Wechselbelastung.....	48
4.5	Farbpenetration.....	49
4.6	Dokumentation der Risse.....	51
4.7	Statistische Auswertung.....	53
5	Ergebnisse	55
5.1	Farbpenetration.....	55
5.1.1	Einfluss der Präparation	56
5.1.1.1	Übersicht	56
5.1.1.2	Einfluss der Präparation abhängig vom Ort	57
5.1.1.3	Einfluss der Präparation abhängig vom Ort und der Grenze.....	58
5.1.2	Einfluss der Grenze.....	60
5.1.2.1	Übersicht	60
5.1.2.2	Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation.....	61
5.1.2.3	Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation und Ort.....	63
5.1.3	Einfluss des Ortes	65
5.1.3.1	Übersicht	65
5.1.3.2	Einfluss des Ortes abhängig von der Präparation	66
5.1.3.3	Einfluss des Ortes abhängig von der Präparation und Grenze.....	67
5.2	Rissauswertung	70
5.2.1	Übersicht.....	70
5.2.1.1	Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation	72
5.2.1.2	Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort.....	73
5.2.2	Änderung der Rissanzahl	74
5.2.2.1	Änderung der Rissanzahl „vor Präparation“/ „vor TCML“	75
5.2.2.2	Änderung der Rissanzahl „vor TCML“/„nach TCML“	75
5.2.2.3	Änderung der Rissanzahl „vor Präparation“/„nach TCML“	76
6	Diskussion	77
6.1	Methodik	77
6.1.1	Untersuchungsgut	77
6.1.2	Präparation	78

6.1.3	Das Cerec 3 System	79
6.1.4	Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung	79
6.1.5	Thermomechanische Wechselbelastung (TCML)	80
6.2	Farbpenetration.....	80
6.3	Rissbeurteilung	81
6.4	Einfluss der Überkuppelung stark ausgedünnter Resthöcker auf die marginale Adaptation.....	82
6.4.1	Einfluss der Präparation	82
6.4.2	Einfluss der Grenze.....	83
6.4.3	Einfluss des Ortes	84
6.5	Einfluss der Überkuppelung stark ausgedünnter Resthöcker auf die Rissbildung .	85
6.5.1	Einfluss der Zeit	85
6.5.2	Einfluss der Präparation	86
6.5.3	Einfluss des Ortes	87
7	Zusammenfassung	88
8	Anhang	90
8.1	Materialliste.....	90
8.2	Tabellarischer Anhang	92
8.2.1	Farbpenetration.....	92
8.2.1.1	Ergebnistabellen.....	92
8.2.1.2	Signifikanztabellen.....	98
8.2.1.2.1	Präparationen gegeneinander.....	98
8.2.1.2.2	Grenzen gegeneinander	99
8.2.1.2.3	Orte gegeneinander	100
8.2.2	Risse	101
8.2.2.1	Ergebnistabellen.....	101
8.2.2.2	Signifikanztabellen.....	105
8.2.2.2.1	Zeiten gegeneinander	105
8.2.2.2.2	Präparationen gegeneinander.....	106
8.2.2.2.3	Orte gegeneinander	106
9	Literaturverzeichnis.....	107
10	Danksagung	117
11	Lebenslauf	118

1 Einleitung

Die Nachfrage der Patienten nach zahnfarbenen Restaurationen im Seitenzahnbereich nimmt aufgrund der Diskussion um Amalgam sowie eines gestiegenen ästhetischen Zahnbewusstseins in den letzten Jahren ständig zu. Dem Zahnarzt wird deshalb immer öfter die Frage gestellt, welche zahnfarbenen Alternativen es anstelle von Gold und Amalgam gibt. Dazu stehen heute, abhängig von Defektgröße und –lokalisierung, Glasionomere, Hybridionomere, Kompomere, Komposite, metallkeramische und vollkeramische Restaurationen zur Verfügung.

Von besonderer Bedeutung für die Lebensdauer eines mit einer Vollkeramikrestauration versorgten Zahnes ist unter anderem die Randadaptation zwischen Keramik und Befestigungsmaterial und zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungsmaterial. Spaltbildungen können innerhalb kurzer Zeit zu bakterieller Kontamination, mit der Folge marginaler Verfärbung, Sekundärkaries und chronischer Pulpairritation führen. Die Weiterentwicklung adhäsiver Befestigungssysteme brachte auf diesem Wege gute klinische Erfolge. Durch die Adhäsivtechnik wird ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Keramikrestauration und Zahnhartsubstanz hergestellt, welcher die Frakturgefahr der Keramik und der Zahnhartsubstanz verringert.

Die Präparation ausgedehnter Kavitäten hat eine Destabilisierung und eine verstärkte Verformbarkeit der betroffenen Zähne zur Folge. Mechanische Belastungen führen daher zu Verformungen der Höcker und zu Infrakturen im Schmelz oder Dentin oder im Extremfall sogar zu Frakturen des Zahnes. Solche (In-)frakturen können bei vitaler Pulpa Hypersensibilitäten und pulpitischer Beschwerden zur Folge haben. Aus diesem Grund wurde bereits mehrfach gefordert, solche Zähne mit adhäsiv befestigten Restaurationen zu versorgen.

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

2 Literaturübersicht

2.1 Geschichte der Dentalkeramiken

Keramische Werkstoffe wurden bereits in der Frühgeschichte der Menschheit verwendet. Das Wort „Keramik“ leitet sich aus dem griechischen Begriff „keramos“ ab und bedeutet so viel wie „gebrannte Erde“ (95,113). Die heutigen Dentalkeramiken entwickelten sich aus dem Porzellan, das 700 n. Chr. erstmals in China hergestellt wurde (31). Obwohl ähnliche Stoffe seit ca. 1000 v. Chr. bekannt waren, wurde in Europa Porzellan erst zu Beginn des 18. Jahrhunderts hergestellt.

- 1709 Herstellung von Porzellan aus Kaolin durch *J.F. Böttcher* am sächsischen Königshof in Meißen (31)
- 1710 Erste europäische Porzellanmanufaktur in Meißen (31,107)
- 1728 Emaillierung von Zahnersatz durch *Fauchard* (95)
- 1728 Herstellung der ersten mineralischen Zähne durch *Dubois de Chemant* (95)
- 1825 Massenproduktion von Porzellanzähnen durch *Stokton* (95)
- 1887 Einführung der Platinfolie als Brenntäger in die Dentalkeramik durch *C.H.Land* – Beginn des Zeitalters der Jacketkronen (31,95)
- 1889 Herstellung von Einlagefüllungen aus pulverisiertem Glas durch *Herbst* (95)
- 1928 Einführung des Keramikgießverfahrens in die Zahnheilkunde
- 1949 Vakuumbrennverfahren durch *Gatzka* (107)
- 1955 Entwicklung der Säureätzttechnik durch *Buonocore* als wichtigen Grundstein für die Adhäsivtechnik (17)
- 1973 Einführung der gießbaren Glaskeramik Dicor durch *Grossmann* (17,71,113)
- 1980 Entstehung der Idee von Cerec durch *Prof. Mörmann* und *Dr. Brandestini* an der Universität von Zürich (86)
- 1985 Einführung des Cerec 1 – Systems durch die Firma Siemens (86,91)
- 1990 Entwicklung der Presskeramik (IPS-Empress) durch die Firma Ivoclar (31)
- 1994 Wissenschaftliche Anerkennung der Cerec Methode und Einführung von Cerec 2 (91)
- 2000 Einführung von Cerec 3 – Systems durch die Firma Sirona (86,91)
- 2003 Einführung von Cerec 3D – Systems durch die Firma Sirona (86,90)

Vollkeramikkkronen waren die erste Kronenart, die seit dem späten 19. Jahrhundert entwickelt wurden (51,107). Allerdings waren die Sprödigkeit der Keramiken und die Zementierung mit

Zinkoxidphosphatzement für hohe Misserfolgsraten verantwortlich (8,103,104,113). Aus diesem Grund war man bemüht, die indikationseinschränkende Nachteile vollkeramischer Restaurationen wie Bruch- und Scherfestigkeit durch Gefügeverstärkung und defektminimierende Herstellungsverfahren zu beseitigen. Nach Zusammensetzungs- und Strukturveränderungen der klassischen Dentalkeramik bis hin zu glaskeramischen Werkstoffen und Oxidkeramiken entwickelten sich seit 1985 eine Reihe neuer dentalkeramischer Systeme und Technologien zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen, wie Sinter-Technologie, Guss-, Press- und Fräsverfahren (31). Aber erst durch die Entwicklung der Adhäsivtechnik (*Buonocore* (17) 1955) verstärkte sich die mechanische Widerstandsfähigkeit der Vollkeramiken und verringerte somit das Risiko einer Fraktur (113). Grund hierfür war ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik (45,94).

2.2 Dentalkeramiken in der Zahnmedizin

Unter dem Begriff Dentalkeramiken fasst man verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe zusammen, die in Wasser schwer löslich und wenigstens zu 30% kristalliner Struktur sind (56,71). Die Dentalkeramiken unterscheiden sich vom konventionellen Porzellan durch die unterschiedliche Zusammensetzung derselben Ausgangsstoffe – Quarz, Feldspat und Kaolin (s. Tab.1). Der erhöhte Feldspatanteil verbessert die Viskosität und Standfestigkeit, die Voraussetzung zum Modellieren sind (31).

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

Tabelle 1: Zusammensetzung von Porzellan und Dentalkeramik

Dentalkeramiken bieten Vorteile, die sie als Restaurationsmaterial in der Zahnheilkunde ideal erscheinen lassen:

- Ästhetik (51,94)
- Biokompatibilität (31,51,56,83,94)
- hohe chemische Stabilität in der Mundhöhle (31,83)
- geringe Plaqueakkumulation (56,94)
- geringe thermische Leitfähigkeit (51,113)

- kein toxisches oder allergenes Potential (51,94)

Demgegenüber besitzt dieses Restaurationsmaterial auch zahlreiche Nachteile: Keramik ist ein äußerst sprödes Material und besitzt kein plastisches Verformungsvermögen (71). Dies macht sie besonders empfindlich für winzige Fehler in ihrem Gefüge, die Ausgangspunkt für Risse sein können (51,56,83). Ebenso kennzeichnend sind die hohe Härte (Druckfestigkeit) und Frakturen beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze (Spröbruchverhalten); (51,56).

Heutzutage steht dem Zahnarzt eine Reihe von verschiedenen keramischen Werkstoffen zur Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz zur Verfügung. Die Klassifikation der erhältlichen Dentalkeramiken (s. Tab. 2) kann nach ihrer werkstofflichen Zusammensetzung, nach ihrem Herstellungsverfahren, nach ihrem Befestigungsverfahren und/oder ihrer klinischen Anwendung erfolgen (8,94,107).

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

Tabelle 2: Übersicht der Dentalkeramiken

2.2.1 Industriekeramik

Im Gegensatz zu laborgefertigten Keramiken ist die Formgebung von Industriekeramiken von der Herstellung des Werkstoffes fertigungstechnisch getrennt. Industriell hergestellte Keramiken aus Sinter-, Glas- oder Zirkonoxidkeramiken erfüllen die Anforderungen einer möglichst homogenen Struktur, da sie unter standardisierten Bedingungen in Form von Rohlingen (Preforms) produziert werden können (105). Die mechanischen Eigenschaften, wie Bruchzähigkeit und Festigkeit werden erhöht und rissinduzierende Poren oder Verunreinigungen durch Perfektionierung des Sintervorgangs weitgehend vermieden (56,63,105). Durch diese „fehlerfreien“ Materialien kann die Gefahr des unterkritischen Risswachstums und des Bruchversagens keramischer Restaurationen reduziert werden (63). Momentan sind verschiedene computergestützte Verfahren verfügbar, um aus industriell

vorgefertigten Keramikblöcken vollkeramische Restaurationen herzustellen, wie z. B das Cerec – System.

Ein Beispiel für industriell hergestellte Keramik ist die Vita Mark II Keramik, eine aluminiumoxidangereicherte Feinstpartikelfeldspatkeramik (22); (s. Tab. 3).

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

Tabelle 3: Zusammensetzung von VITABLOCS Mark II (22)

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

2.3 Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen

Die heute in der Zahnheilkunde verfügbaren Herstellungsverfahren für keramische Restaurationen werden in additive und subtraktive Verfahren unterteilt. Unter der additiven Formgebung werden alle Herstellungsverfahren, wie Sinter- oder Lost-Wax-Technik, bei denen die Erstellung der Restauration modellierend-aufbauend erfolgt, zusammengefasst. Demgegenüber ordnet man der subtraktiven Formgebung alle Verfahren zu, die im Allgemeinen durch den abtragenden Arbeitsprozess charakterisiert sind, da aus vorgefertigten Keramikblöcken die gewünschte Restauration herausgearbeitet wird (69,71).

2.3.1 Sinterverfahren

Gesinterte Keramikrestaurationen werden auf feuerfeste Stümpfe aufgebrannt. Das schichtweise Aufbrennen erfolgt mit unterschiedlich eingefärbten keramischen Massen. Ein

Nachteil dieses Verfahrens ist die Schrumpfung der Keramikmassen um 25-30% beim Brennen (60,113). Die Abbindeexpansion des Stumpfmaterials und die Sinterschrumpfung der Keramik müssen aufeinander abgestimmt sein, um den Volumenverlust beim Brennvorgang so gering wie möglich zu halten. Auf dem Markt erhältliche Produkte sind die zirkoniumoxidverstärkte Keramik *Mirage I+II* (Fa. Chameleon Dental Produkts, Kansas City, USA), die leuzitverstärkte Keramik *Optec HSP* (Fa. Jeneric/Pentron, Wallingford, USA), sowie die leuzit- und aluminiumoxidverstärkte Keramik *Hi-Ceram* (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) und *Vitadur N* (Fa. Vita, Bad Säckingen) (107).

2.3.2 Gussverfahren

Die Herstellung der keramischen Restauration ähnelt dem Goldguss und folgt dem Prinzip der Lost-Wax-Technik. Dabei wird die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet. Die Glasmasse wird bei 1370°C verflüssigt und mittels Schleudergussverfahren in eine Gussform eingebracht. Anschließend wird der durchsichtige, amorphe Glaskörper durch eine Wärmebehandlung bei 1070°C für 6h keramisiert, so dass schließlich 55 Vol.-% der Restauration in kristalliner und 45 Vol.-% in nichtkristalliner Form vorliegen. Die bekanntesten gießbaren Glaskeramiksysteme sind Dicor, bei dem Tetrasilizium-Fluor-Glimmer Kristalle verwendet werden, und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl (8,31,60,71,105,107). Die Produktion wurde eingestellt und durch Herstellung von Materialien mit höheren Festigkeiten und verbesserter Ästhetik ersetzt (z.B.: Empress) (104,107).

2.3.3 Pressverfahren

Ein Verfahren zur Herstellung von keramischen Restaurationen im Pressverfahren ist das IPS-Empress System der Firma Ivoclar. Ähnlich dem Gussverfahren wird die Wachsmodellation in eine spezielle Einbettmasse eingebettet und ausgewachst (Lost-Wax-Technik). Anschließend wird die Glaskeramik bei 1050 - 1180°C und einem Druck von 5 bar in die Hohlform gepresst (8,31,60,105,113). Zum Abschluss können Farbgebung und Glasur erfolgen. Aufgrund einer Festigkeit von ca. 220 MPa eignet sich die leuzitverstärkte Glaskeramik Empress 1 für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Um durch eine erhöhte Festigkeit die Indikationsbreite zu erweitern, wurde Empress 2 entwickelt. Diese Glaskeramik ist mit Lithiumdisilikat verstärkt, besitzt eine Festigkeit von 300 – 400 MPa und kann somit für

Kronen und kurzspannige, anteriore Brücken bis zum zweiten Prämolare angewendet werden (8,77,104).

2.3.4 Computergestützte Herstellung

Es stehen derzeit verschiedene Methoden zur computergestützten Herstellung keramischer Restaurationen zur Verfügung. Diese subtraktiv formgebenden Verfahren sind charakterisiert durch die Produktion des Keramikrohlings einerseits und die eigentliche Fertigung der Restauration andererseits. Je nach System können die vollkeramischen Restaurationen entweder in der Zahnarztpraxis (chairside) oder im zahntechnischen Labor (labside) hergestellt werden.

Die industriell hergestellten Keramiken können bearbeitet werden, ohne dass im Anschluss eine weitere Sinterung des keramischen Ausgangsmaterials erfolgt. Beispiele hierfür sind *Cerec* (Sirona, D-Bensheim), *Celay* (Microna, Schweiz), *DCS* (DCS-Dental AG, CH-Allschwil) oder *Digident* (Girrbach, D-Pforzheim) (80,107). Demgegenüber wird bei dem System *Cercon* der Firma Degussa/DeguDent Zirkonoxidkeramik als „Grünling“ im teilgesinterten Zustand verarbeitet. Die zahnärztliche Restauration wird zuerst in Wachs modelliert und anschließend sowohl das Stumpfmodell als auch die Wachsmodellation eingescannt. Die Gerüste werden dabei um 32% vergrößert aus den Blöcken herausgefräst. Durch das darauf folgende „Nachsintern“ werden die Diamantschleifer geschont und die Schleifzeit kann deutlich reduziert werden. Weitere auf dem Markt verfügbare Systeme (80) sind *Lava* (Fa. 3M ESPE, Seefeld), *Everest* (KaVo, Biberach), *Procera* (Fa. Nobel Biocare, Köln), *Cicero* (Cicero Dental System B.V., N1-Hoorn).

Die maschinellen Herstellungsmethoden können dabei je nach Bearbeitungsstrategie entweder in computerunterstützte Verfahren oder in analoge Verfahren unterteilt werden. Bei den computerunterstützten Verfahren erfolgt eine weitgehende Automatisierung des Herstellungsprozesses (CAD/CAM) durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und – Weiterverarbeitung (Cerec). Analoge Systeme wie das Kopierschleifverfahren *Celay* (Fa. Mikrona, Spreitenbach, Schweiz) arbeiten nach dem Prinzip des Kopierens einer vorgegebenen Form. Bei dieser Methode modelliert entweder der Zahnarzt direkt im Mund des Patienten oder der Zahntechniker indirekt im Labor das Gerüst aus einem speziellen Kunststoff. Danach erfolgt zeitgleich zur mechanischen Abtastung des Gerüsts, die Bearbeitung eines Keramikblockes aus Feldspat, Glas-, oder Infiltrationskeramik (71,80). Ein weiteres analoges System zur Keramikbearbeitung ist die Sonoerosion. Voraussetzung

ist die Herstellung einer Negativform (= Sonotroden) aus einer speziellen Legierung. Durch Ultraschall werden diese sich aufeinander zubewegenden Sonotroden in Schwingungen versetzt, und eine Borkarbiduspension zwischen Werkzeug und Rohling führt zu einem präzisen Oberflächenabtrag des Keramikmaterials, bis die gewünschte Form hergestellt ist (31,71,104).

2.3.4.1 Cerec-System



Abbildung 1: Cerec 3 System



Abbildung 2: Cerec 3 Schleifeinheit (oben) mit geöffneter Schleifkammer (unten)

Auf die computergestützte Herstellung mittels Cerec (s. Abbildung 1) soll hier besonders eingegangen werden, da dieses in der vorliegenden in vitro Studie zur Anfertigung der Keramikeilkronen diente. Cerec steht für CERamic REConstruction und wurde 1980 an der Universität von Zürich von Prof. W. Mörmann und Dr. M. Brandestini entwickelt und liegt mittlerweile in der dritten Generation vor, wobei die Verfahrensweise optimiert wurde, aber dennoch auf dem grundlegenden Konzept der ursprünglichen Idee beruht. Die ersten mit

Cerec gefertigten Keramikrestorationen wurden 1985 eingesetzt (31,90,91) und 1988 wurde dieses System in zahnärztlichen Praxen eingeführt und kontinuierlich weiterentwickelt (15,88,89,91,92).

Durch das Cerec 3 – System (s. Abbildung 1 und 2) hat der Zahnarzt nun die Möglichkeit, innerhalb einer Sitzung direkt am Patienten (chairside), von der Präparation über einen optischen Abdruck bis hin zur Eingliederung, die gewünschte vollkeramische Restauration in einer Sitzung zu erstellen. Auf diesem Weg erfolgt im Gegensatz zu konventionellen indirekten Techniken eine sofortige Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz und weder Abformung noch provisorische Versorgung sind nötig. Ein weiterer Vorteil der maschinellen Fertigung von keramischen Restaurationen ist die Verwendung industriell gefertigter, qualitativ hochwertiger Keramik (83). Diese hohe Qualität und die Kostensenkung durch die „chairside“ – Behandlung eröffnen hierbei neue Therapiemöglichkeiten.

Das Cerec-System arbeitet mittels stereophotogrammetrischer Abtastung. Dies ermöglicht den optischen Abdruck einer Kavität, die Rekonstruktion mittels eines Computerprogramms und die Fertigung eines vollkeramischen Zahnersatzes in einem Zuge (92). Nach der Präparation des Zahnes wird dieser trockengelegt und mit einem Titandioxid-Pulver besprüht, um die Ergebnisse des optischen Abdrucks zu verbessern. Die dreidimensionale Vermessung erfolgt mit einer intraoralen Kamera. Hierbei ist es wichtig, dass alle Bereiche der Kavität erfasst werden (80,91). Cerec 3 nützt das Prinzip der aktiven „Doppeltriangulation“. Das bedeutet, dass die Triangulationsprojektion bei ein und demselben optischen Abdruck mit zwei unterschiedlichen Triangulationswinkeln ausgeführt und registriert wird (57,91). Die Präparation erscheint als dreidimensional farbiges, quasi-reales Arbeitsmodell bei zwölfacher Vergrößerung auf dem PC. Nachdem der Zahnarzt die Präparationsgrenzen festgelegt hat, berechnet der Computer die Restauration aus einer Datenbank oder durch den Extrapolationsmodus (Rekonstruktion anhand noch vorhandener Zahnstrukturen) und gibt diese Daten über Funk an eine mikroprozessorgesteuerte Schleifmaschine weiter (57,90,91,100). Diese Doppelschleifeinheit (s. Abbildung 2) arbeitet mit zwei Fingerschleifern (Zylinderdiamant mit 1,2 mm oder 1,6 mm Durchmesser/ Kegeldiamant mit 45° Kegelwinkel zum Formschleifen des okklusalen Anteil der Restauration) und fertigt in wenigen Minuten den keramischen Zahnersatz (91). Als industriell vorgefertigte Keramikblöcke verwendet das Cerec-System die Feldspatkeramik Vita Mark I und II (Fa. VITA Zahnfabrik, D-Bad Säckingen), sowie die Glaskeramiken ProCAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Dicor MGC Blocks (De Trey/Dentsply, Konstanz).

Neben dem herkömmlichen Cerec-System wurde auch eine zusätzliche Variante für das zahntechnische Labor – Cerec inLab – entwickelt. Dabei wird von der Präparation im Mund des Patienten ein konventioneller Abdruck genommen und ein Sägemodell erstellt, welches von einem Laserscanner (Cerec Scan) abgetastet wird. Dadurch können auch subgingivale Präparationsränder, die konventionell mit Retraktionsfäden gegen die Einwirkung von Speichel und Blut geschützt werden, abgeformt, sowie Unterschnitte exakt mit dem extraoralen Laserscanner erfasst werden. Auf einem angeschlossenen PC-Bildschirm erscheinen die Bilddaten, so dass die Restaurationen konstruiert und geschliffen werden können. Das System eignet sich besonders zur Herstellung von Kronenkäppchen und Brückengerüsten, die aufbrennkeramisch verblendet werden. Als Keramikblock wird In-Ceram (Alumina, Spinell, Zirkonia) als teilgesinterter Rohling verwendet. Nach dem Ausschleifen und Aufpassen wird die Restauration mit Lanthanglas infiltriert. Ebenso kann Zirkonoxid als teilgesinterter „Grünling“ verarbeitet werden (5,77,80,91).

2.4 Befestigungsmethoden vollkeramischer Restaurationen

In der Zahnmedizin kommen zwei verschiedene Arten der Befestigung vollkeramischer Restaurationen zur Anwendung. Abhängig von der verwendeten Keramik unterscheidet man die konventionelle, mechanisch-retentive, sowie die chemisch-adhäsive Befestigung (77).

Liegt die Biegefestigkeit der Keramik unter 200 MPa (Sinter-/Glaskeramik), so muss diese adhäsiv befestigt werden (77). Eine konventionelle Befestigung ist für Zirkonoxidkeramiken oder Empress 2 möglich, welche Festigkeiten größer 400 MPa aufweisen (77,94).

2.4.1 Konventionelle Befestigung

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 besitzen dabei die Fähigkeit, Materialien miteinander fest zu verbinden (31). Neben Füllwerkstoff und Isolator zwischen Zahn und Füllungsmaterial dienen Zemente auch als Befestigungsmaterial. Daneben finden sie auch Anwendung als provisorische Füllungs- und Unterfüllungswerkstoffe.

Für die Befestigung von vollkeramischen Restaurationen können neben Zinkoxidphosphatzementen auch Polycarboxylat- und Glasionomerezemente verwendet werden (6). Nicht nur die erhöhte Biegefestigkeit der Keramik (größer 400 MPa), sondern auch eine retentive Präparation ist eine Voraussetzung für konventionelles Zementieren (6).

2.4.2 Adhäsive Befestigung

Der Beginn der adhäsiven Zahnmedizin erfolgte 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch *Buonocore* (17). Die Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik führte dazu, gleichartige oder unterschiedliche Materialien mittels eines Klebstoffes miteinander zu verbinden (17,45). Adhäsivsysteme finden Verwendung zur bruchstabilen Verankerung von vollkeramischen Restaurationen und zur Verankerung von zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien im Front- und Seitenzahngebiet (9). Dadurch kann ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz hergestellt werden (45,94).

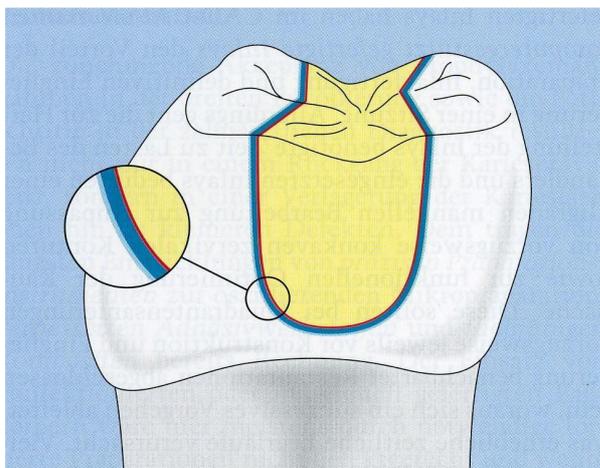


Abbildung 3: Adhäsiv restaurierter Zahn als Verbundsystem (schematisch)
Inlay = gelb, Silanschicht = rot, Befestigungskomposit = dunkelblau, mit Adhäsiv infiltrierte Zahnhartsubstanz = hellblau, Zahnhartsubstanz = weiß (59)

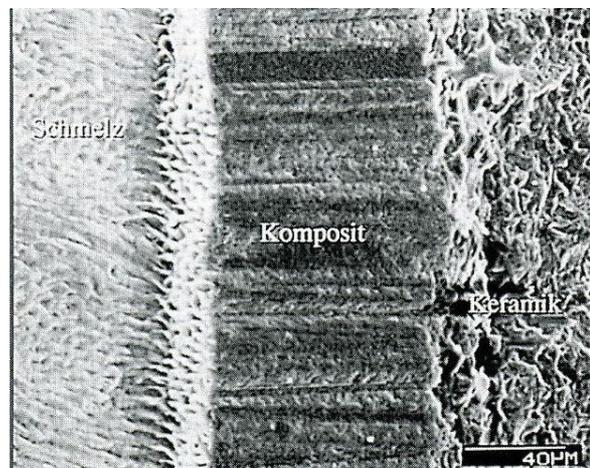


Abbildung 4: Repräsentative REM-Detaildarstellung (geätzter Schliff) des Fügebereichs zwischen konditionierter Dentalkeramik und säuregeätztem Zahnschmelz, verbunden mit Befestigungskomposit (59)

Beim adhäsiven Einsetzen von vollkeramischen Restaurationen wird die Keramik, wie in Abbildung 3 und 4 dargestellt, makro- und mikroretentiv über einen Klebeverbund in die Zahnhartsubstanz integriert (37). Im Normalfall bieten die beteiligten Substratoberflächen (Schmelz, Dentin, Komposit und Keramik) weder eine mechanische noch eine chemische

Verbindung. Nach adäquater Oberflächenbehandlung sind die für die Adhäsivtechnik entsprechenden Oberflächenstrukturen vorhanden. Schmelz und Dentin werden mit einem Adhäsivsystem vorbehandelt, welches aus einem Konditionierer, Primer und einem Adhäsiv besteht (9,60).

Die Haftung am Schmelz erfolgt über ein retentives Ätzmuster, welches z.B. durch die Applikation von 37%iger Orthophosphorsäure erreicht wird (60). Durch die Schmelzvorbereitung kommt es zu einer deutlichen Vergrößerung der Schmelzoberfläche bei gleichzeitiger besserer Benetzbarkeit. Die mikromechanische Anbindung funktioniert über einen Haftvermittler, welcher das ungefähr 50 µm tiefe, schwammartige Ätzmuster penetrieren kann. Nach dem Aushärten entstehen in diesen Vertiefungen „Komposittags“, die für den Verbund zum Komposit verantwortlich sind (60).

Der Verbund Dentin-Befestigungskomposit stellte lange Zeit ein Problem dar (60). Dentin ist aufgrund seines histologischen Aufbaus und seiner mit Dentinliquor gefüllten Tubuli hydrophil. Der Verbund zwischen hydrophobem Komposit und hydrophilem Dentin ist dadurch schwer zu realisieren. Außerdem wird die Anbindung durch eine Schmierschicht („smear layer“), die nach jeder mechanischen Bearbeitung entsteht, erschwert. Um einen Verbund zum Dentin herzustellen, muss dieses mit Säuren oder sauren Monomerlösungen behandelt werden. Dabei führt die Verwendung von Phosphorsäure zu einer vollständigen Entfernung der Schmierschicht und zu einer Demineralisation der Dentinoberfläche sowie der Tubulieingänge mit Freilegung des Kollagenetzwerkes. Hydrophile Primer, wie z.B. HEMA, TEGDMA, sind jetzt in der Lage, dieses Kollagenetzwerk zu durchdringen. Das Adhäsiv kann nun in das hydrophil kunststoffimprägnierte inter- und intratubuläre Dentin eindringen und dieses stabilisieren. Es entsteht eine Hybridschicht (hybrid layer), die als Bindeglied zum anschließend applizierten Komposit fungiert. Bei Verwendung einer sauren Monomerlösung als Primer kommt es aufgrund der geringeren Säurewirkung zu einem Anlösen der Schmierschicht und das kompakte Dentin wird demineralisiert. Nach Verdunsten des Lösungsmittels und Aushärtung des Adhäsivs wird die Säurewirkung beendet. Lösungsmittel (Wasser, Alkohol und Azeton) werden in Abhängigkeit von den verwendeten Monomeren des jeweiligen Adhäsivsystems verwendet, um eine niedrigere Viskosität zu erzielen, damit der Primer in die konditionierte Zahnhartsubstanz hineindiffundieren kann (9,60).

Die Anbindung des Befestigungskomposit an die Keramik erfolgt über eine Silanschicht. Zuvor wird die Keramik zur Oberflächenvergrößerung mit einer speziellen Säure (z.B. Flußsäure) angeätzt und anschließend silanisiert. Das Silan geht als bifunktionseller

Haftvermittler sowohl mit der Keramik (hydrophiler Anteil), als auch mit dem Befestigungskomposit (hydrophober Anteil) eine feste Bindung ein (60). Die Restaurationsinnenseite bietet dadurch keine mechanische Grenzfläche mehr, an der rissauslösende Zugspannungen wirksam werden können. Somit kommt es zu einer deutlichen Erhöhung der Belastbarkeit (45,77).

Die in der Zahnheilkunde verwendeten Befestigungskomposite bestehen aus einer Vielzahl unterschiedlicher Komponenten, die deren Eigenschaften beeinflussen. Zu den Hauptbestandteilen zählen die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase (60).

Befestigungskomposite unterscheiden sich in ihrer Viskosität (niedrig-, mittel-, und hochviskös), ihrem Füllergehalt und ihrer Füllergröße (1,0 μm - 250 μm); (105). Abhängig von der klinischen Situation sollten für keramische Restaurationen mit breiten initialen Zementierungsfugen hoch- bis mittelvisköse und bei geringen initialen Fugen dagegen niedrigvisköse Befestigungswerkstoffe verwendet werden (69,105). Durch hochvisköse Befestigungskomposite können zudem negative Folgeerscheinungen wie das Auswaschen dieses Werkstoffes und dadurch bedingte marginale Imperfektionen verringert werden (106). Ein wesentliches Problem beim Einsetzen der Keramikrestaurationen ist die Überschusskontrolle. Neben Befestigungskompositen niedriger und mittlerer Viskosität besteht auch die Möglichkeit, hochgefüllte Befestigungsmaterialien mit hoher Viskosität (z.B. Sonocem/Espe) zu verwenden. Während des Einsetzens wird die Viskosität mit Hilfe von Ultraschallenergie reduziert. Nach dem Absetzen des Ultraschallansatzes können die Überschüsse aufgrund der höheren Viskosität leicht entfernt werden. Interdental können zuvor angelegte Matrizen helfen, massive Überschüsse zu vermeiden. Allerdings muss vor dem adhäsiven Einsetzen genau überprüft werden, ob die Restauration nach dem Anlegen der Matrize noch passt. Durch die Dicke der Matrize oder den Holzkeil kann dies gelegentlich verhindert werden. Alternativ zu dieser Technik kann man beim Einsetzen der Keramikrestauration, vor allem bei sehr hoher Passgenauigkeit, die Überschüsse auch mit Hilfe von Zahnseide entfernen (69).

Eine weitere Einteilung der Befestigungskomposite ist die Polymerisationsart. Keramikrestaurationen können mit rein licht- oder chemisch härtenden oder mit kombiniert chemisch-lichthärtenden Kompositen eingesetzt werden (5,9,37,45,60). Der Vorteil von rein lichthärtenden Materialien besteht darin, dass das Material aufgrund des fehlenden Mischvorgangs homogen vorliegt, der Polymerisationszeitpunkt vom Zahnarzt bestimmt werden kann und ein großes Farbspektrum der Füllungskomposite zur Verfügung steht

(105). Mit zunehmender Schichtdicke der Keramik wird aber die Photopolymerisation zunehmend schwieriger, so dass dualhärtende Befestigungskomposite bevorzugt empfohlen werden. Es muss allerdings bei diesen darauf geachtet werden, dass deren Selbsthärtungsmechanismus durch Adhäsivsysteme mit sauren Bestandteilen (selbstkonditionierende Adhäsive, One-Bottle-Bonds) inhibiert werden kann (32).

Eine zugeführte Lichtenergie von 16 Joule/Fläche (d.h. z.B. Bestrahlung mit 800 mW/cm² für 20 Sekunden), wie sie bei Kompositkunststoffen empfohlen wird, sollte bei Keramiken mittlerer Transluzenz (z.B. Empress) verdoppelt, bei weniger transluzenten, eher opaken Keramiken verdreifacht werden (z.B. Empress 2) (32). Koch *et al.* (64) zeigten, dass bei transluzenter Keramik (z.B. Empress) rein lichthärtende Befestigungskomposite verwendet werden können, falls die Schichtdicke der Keramik 2 mm nicht überschreitet (z.B. bei Veneers).

In der vorliegenden *in vitro* Studie wurde Variolink II hochviskös (Fa. Ivoclar Vivadent, FI-Schaan) verwendet (s. Abbildung 5). Nach Angaben des Herstellers handelt es sich dabei um ein dualhärtendes Befestigungsmaterial zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen. Dieses Material ist insgesamt in sechs verschiedenen Farben und drei Transparenzstufen erhältlich, um eine gute Farbanpassung der Restauration an den natürlichen Zahn zu ermöglichen. Daneben ist Variolink II in drei verschiedenen Konsistenzen erhältlich: dünn-, dickflüssig und hochviskös.



Abbildung 5: Variolink II (Basis- und Katalysatorpaste)

2.5 Vollkeramische Teilkronen

Im Zuge der Weiterentwicklung dentaler Keramiken und der adhäsiven Befestigungssysteme wurde der Indikationsbereich für vollkeramische Materialien erweitert. Für große Zahnhartsubstanzdefekte, die nicht mehr mit Inlays versorgt werden können, aber für eine Krone zu klein sind, besteht die Möglichkeit einer substanzschonenden und zahnfarbenen, ästhetischen Restauration mit vollkeramischen Teilkronen (25). Gegenwärtig wird Feldspatkeramik zur Anfertigung keramischer Restaurationen bevorzugt verwendet. Gründe dafür sind die klinische Langzeiterfahrung, der nachgewiesene kraftschlüssige Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, Komposit und Keramik durch die Adhäsivtechnik und die Ästhetik (37).

2.5.1 Definition

In einer Stellungnahme der DGZMK ist die Teilkrone definiert als eine Restauration, bei der ein oder mehrere Höcker mit einbezogen sind (5,37,94). Diese Definition beinhaltet die Begriffe „Onlay“ und „Overlay“. Der Vorteil dieser Art der Restauration liegt in der Schonung der Zahnhartsubstanz durch eine defektbezogene und nicht retentive Präparationsform (37). Indiziert sind adhäsive Keramikteilkronen im Seitenzahnggebiet bei „größeren okklusalen, approximalen und vestibulären Defekten mit nicht unterstützten Kavitätenwänden im Höckerbereich“ (37,94).

2.5.2 Präparation

In der Literatur existieren bislang keine allgemein anerkannten Präparationsrichtlinien für keramische Teilkronen (37). Es werden im Wesentlichen drei Präparationskonzepte unterschieden (s. Abbildung 6); (36,37):

Ein Präparationskonzept lehnt sich an die klassische Präparation von Gussrestaurationen an, bei der die Überkuppelung geschwächter Höcker (tragender Höcker) und das Anlegen einer Stufe – allerdings ohne Abschrägung – beschrieben (s. Abbildung 6, Präparationskonzept A) wird (14). In Abbildung 6 wird ein weiteres Präparationskonzept (B) gezeigt, bei der ein Höcker in die Präparation anstelle der klassischen Überkuppelung mit horizontaler Auflage versehen wird, da aufgrund der adhäsiven Befestigung die Präparation nicht retentiv sein muss (69). Beim dritten Präparationskonzept (C) wird auf retentive

Bereiche ganz verzichtet (s. Abbildung 6). Die „Retention“ beruht hier rein auf dem Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz über das Adhäsivsystem. Ausreichend starke Resthöcker werden belassen (26).

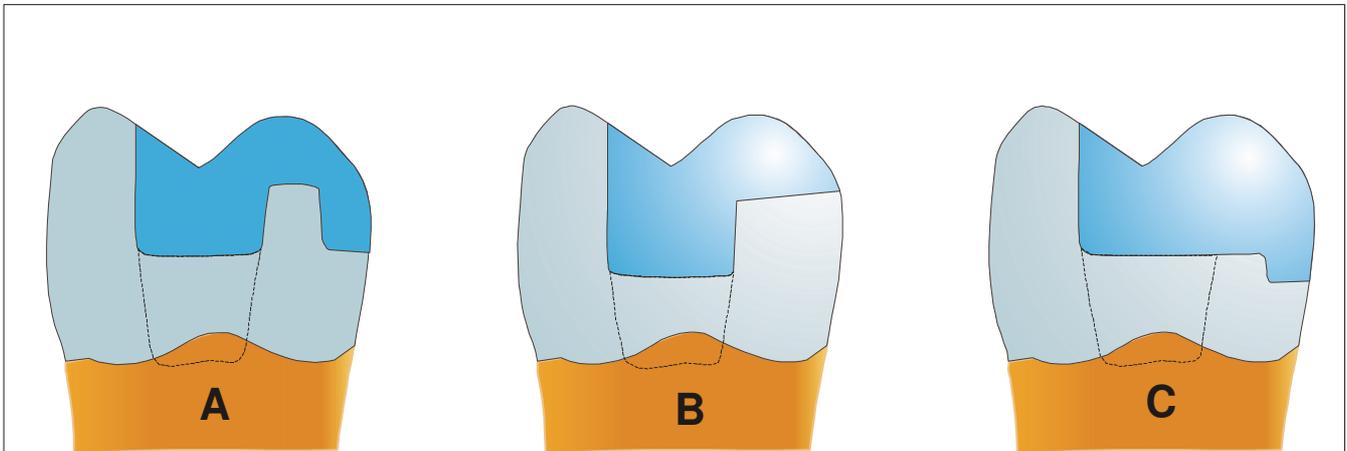


Abbildung 6: Darstellung der Präparationskonzepte für vollkeramische Teilkronen im Schema (A) an konventionelle Gussfüllungen angelehnte, retentive Präparation; (B) Präparation mit horizontaler Auflage; (C) Präparation unter Verzicht auf retentive Elemente (37).

Bei der Präparation von Teilkronen aus Keramik wird insgesamt ein möglichst minimalinvasives Vorgehen angestrebt. Die Präparation muss jedoch den Anforderungen und Eigenschaften der ausgewählten Keramik entsprechen. Dies bedeutet, dass eine bestimmte Mindestschichtstärke eingehalten werden sollte, um Frakturen der Keramik ausschließen zu können (14,37,69). Außer bei hochfesten Keramiken sollte laut *Federlin et al.* immer eine Mindestschichtstärke von 1,5 – 2 mm eingehalten werden (33).

2.5.3 Keramikrestaurationen in vitro

Federlin et al. (35) untersuchte den Einfluss der Präparationsgeometrie und des Befestigungsmaterials auf die marginale Integrität von Cerec 3 Vita Mark II Keramikteilkronen. Dabei wurden insgesamt 144 Testzähne nach drei verschiedenen Präparationskonzepten für Teilkronen (siehe Abbildung 6) hergestellt. Der tragende Höcker wurde überkuppelt, horizontal angeschrägt oder komplett reduziert und mit einer Stufe versehen, wobei der nichttragende Höcker erhalten blieb. Die mittels Cerec 3 hergestellten Restaurationen wurden mit verschiedenen Befestigungsmaterialien (Variolink II, Panavia, Dyract und Fuji plus) eingesetzt. Danach wurde mit Hilfe der Farbpenetration und Rasterelektronenmikroskopie die marginale Integrität ermittelt. Die Präparationsform zeigte keinen statistisch signifikanten Einfluss, bei den Befestigungssystemen hingegen wurde ein

signifikanter Einfluss nachgewiesen, wobei die geringsten Werte der Farbpenetration bei den Kompositen vorhanden waren. Aufgrund der hohen Farbpenetrationswerte und der hohen Frakturnraten während thermomechanischer Wechselbelastung wird von einer Befestigung der Teilkronen aus Feldspatkeramik mit einem kunststoffmodifiziertem Glasionomermzement (Fuji plus) abgeraten. Auch *Lang et al.* (75) kamen zum gleichen Ergebnis: sowohl im Schmelz als auch im Dentin konnten mit dem untersuchten Kompomer und dem kunststoffmodifizierten Glasionomermzement im Vergleich zu den Befestigungskompositen keine befriedigenden Ergebnisse erzielt werden. Diese Materialien sind zur Befestigung von vollkeramischen Teilkronen ungeeignet, denn es kann aufgrund einer Expansion dieser Materialien durch Wasseraufnahme nach der Eingliederung zu Frakturen der Keramikrestauration oder der Zahnhartsubstanz kommen (37,75).

Eine weitere *in vitro* Studie von *Federlin et al.* (33) befasste sich mit dem Einfluss der Schichtdicke der Keramik auf die Frakturanfälligkeit und die marginale Adaptation von Cerec Teilkronen abhängig von der Präparationsgeometrie bei adhäsiver Befestigung mit dem selbststützenden, dualhärtenden Befestigungskomposit RelyX Unicem, sowie mit dem dualhärtenden Befestigungsmaterial Variolink II. An 80 extrahierten Oberkiefermolaren wurde nach zwei verschiedenen Präparationsdesigns präpariert (siehe Abbildung 6, Präparationskonzept A und B). Neben dem Präparationsdesign und dem Befestigungsmaterial wurden unterschiedliche Keramikschichtdicken untersucht: Die Keramik der mit Cerec 3 angefertigten Teilkronen wurden auf 0,5 - 1,0 mm in der einen Gruppe und auf 1,5 - 2,0 mm in der anderen Gruppe reduziert. Dabei zeigte sich, dass die Präparationsform keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation und die Frakturanfälligkeit hat. Bezüglich des Befestigungsmaterials zeigten sich keine Unterschiede zwischen dem selbststützenden Befestigungskomposit RelyX Unicem und dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink II in Verbindung mit Excite als Adhäsivsystem. Es konnte gezeigt werden, dass die geforderte Mindestschichtstärke für Keramikteilkronen aus Feldspat von 1,5 - 2,0 mm unbedingt eingehalten werden sollte, um Keramikfrakturen zu vermeiden.

Fischer (42) führte eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung der vorangegangenen Studie von *Federlin et al.* (33), die den Einfluss zweier, verschiedener Präparationsformen, Befestigungsmaterialien und Keramikdicken auf die marginale Integrität erörterte, durch. Die Präparation des tragenden Höckers entweder mit horizontaler Stufe oder zusätzlich mit von mesial nach distal verlaufender Stufenpräparation hatte keine signifikante Auswirkung auf den Randschluss. Eine Keramikschichtdicke von 0,5 – 1,0 mm bzw. 1,5 - 2,0 mm führte nicht zum „Aufdehnen“ der Klebefuge unter Belastung der Restauration und beeinflusste die

marginale Integrität nicht statistisch signifikant. Bezüglich des Befestigungssystems waren die Integritätsverluste in seiner Studie auf niedrigem Niveau, jedoch zeigten sich signifikant schlechtere Ergebnisse von Variolink gegenüber RelyX Unicem.

Anthofer (4) und *Fritzsch (48)* untersuchten die Frakturresistenz der Restzahnhartsubstanz bei extrem ausgedehnter Präparation und die marginale Adaptation an vollkeramischen Inlays und Teilkronen aus Feldspatkeramik nach thermomechanischer Wechselbelastung. Die Schichtstärke der nichttragenden Höcker wurde auf 1,0 bzw. 2,0 mm reduziert. Mittels Farbpenetration wurde die marginale Adaptation der Inlays und Teilkronen bestimmt. Die Risse im Schmelz wurden nach Präparation, vor und nach thermomechanischer Belastung dokumentiert. An der Grenze Dentin/Befestigungsmaterial waren die Farbpenetrationswerte höher als an den Grenzen Schmelz/Befestigungskomposit und Keramik/Befestigungskomposit, wobei an der Grenze Keramik/Befestigungskomposit die niedrigsten Werte auftraten. Die Studie zeigte, dass die marginale Integrität durch Resthöckerstärken von 1,0 oder 2,0 mm nicht signifikant beeinflusst wurde. Mit abnehmender Resthöckerstärke erhöhte sich die Wahrscheinlichkeit einer Rissbildung im Schmelz. Die Rissanzahl stieg durch das adhäsive Einsetzen und die thermomechanische Wechselbelastung. Daher sollte, um das Risiko zusätzlicher Risse in der Zahnhartsubstanz zu minimieren, eine Resthöckerstärke von 2,0 mm für Inlays und Teilkronen nicht unterschritten werden.

Mehl et al. (85) untersuchten bei extrem ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern das Randschlussverhalten von mod-Komposit- und Keramikinlays nach thermischer und mechanischer Belastung. Die oralen und vestibulären Kavitätenwände wurden in der einen Untersuchungsgruppe auf 2,4 mm und in der anderen Untersuchungsgruppe auf 1,3 mm reduziert. Nach thermomechanischer Wechselbelastung trat bei der Gruppe mit 1,3 mm Restwandstärke signifikant mehr Randspalt auf, als bei den Zähnen mit 2,4 mm Restwandstärke. Bei den Kompositinlays zeigte sich signifikant mehr Randspalt, so dass *Mehl et al.* eine Versorgung ausgedehnter Kavitäten mit Kompositinlays nicht empfehlen. Der klinische Einsatz von Keramikinlays bei Restwandstärken von 2,4 mm und approximaler Dentinbegrenzung ist zu befürworten. Die Reduzierung der Restwandstärke auf 1,3 mm mit zusätzlicher Dentinbegrenzung der Kavität approximal ist nach Ansicht der Autoren noch genauer zu untersuchen.

Habekost et al. (55) untersuchten in einer in vitro Studie das Frakturverhalten von Keramikteilkronen, die zwei unterschiedlichen Belastungstests ausgesetzt wurden. Drei verschiedene Präparationsdesigns kamen zur Anwendung: In der ersten Gruppe erfolgte

eine Inlay-, in der zweiten und dritten Gruppe eine Teilkronenpräparationen, wobei die Höcker zum einen lingual und zum anderen lingual und bukkal überkuppelt wurden. Nach der Herstellung der Keramikrestorationen aus Super Porcelain EX-3 und Vitadur Alpha Ceramics für jede Gruppe, wurde der Belastungstest mit einer Kugel von 3,0 und 10,0 mm Durchmesser bis zur Fraktur jedes Zahnes durchgeführt. Die Studie zeigte, dass die Inlayversorgung eine statistisch signifikant höhere Frakturresistenz im Vergleich zu den beiden Teilkronenpräparationen, die sich gleich verhielten, aufwies. Dabei hatten die Proben, die mit der 10,0 mm Kugel belastet wurden, einen höheren Widerstand. Zwischen den einzelnen Keramiken gab es keine Unterschiede. *Habekost et al.* empfehlen eine zahnhartsubstanzschonende Kavitätenpräparation, da die Größe einer Kavität über die Frakturresistenz und somit über den Erfolg einer Restauration entscheidet.

2.5.4 Keramikrestorationen in vivo

Lang et al. (73) untersuchten in einer in vivo Studie über vier Jahre, wann bei ausgedehnten Zahnhartsubstanzen eine Versorgung mit Teilkronen erwogen werden sollte. Hierzu wurden 100 „kleine“ und „große“ Keramikinlays in rein schmelzbegrenzten und teilweise dentinbegrenzten Klasse II Kavitäten, sowie 50 Keramikteilkronen gefertigt. Über einen Zeitraum von vier Jahren in Abständen von jeweils sechs Monaten wurde eine klinische und mikroskopische (Epoxidharzreplikate) Nachuntersuchung des Füllungsrandes durchgeführt. Bei den „großen“ Inlays kam es insbesondere an dentinbegrenzten Randabschnitten zu fortschreitenden Spaltbildungen. Im Gegensatz dazu war die Spaltentwicklung bei den Keramikteilkronen und den „kleinen“ Inlays geringer. Das Ergebnis dieser Studie zeigte, dass adhäsiv befestigte Restorationen eine Stabilisierung des Zahnes bzw. der Resthöcker bewirken können und folglich die Frakturgefahr des Zahnes reduzieren können. Bei ausgedehnten dentinbegrenzten Randabschnitten sollte aber trotzdem eine Restauration mit Keramikteilkronen erfolgen, da mit Keramikinlays ein dauerhafter stabiler Verbund nicht sicher zu erzielen ist.

Van Dijken et al. (26) stellten in einer klinischen Studie zu adhäsiv befestigten vollkeramischen Teilkronen nach fünf Jahren keinen signifikanten Einfluss der Präparationsart fest. Somit ist defektbezogen zu entscheiden, welchem Präparationskonzept der Vorzug zu geben ist. Die Übergänge zwischen den einzelnen Formen können fließend sein, solange eine ausreichende Schichtstärke für die Keramik erreicht wird. Die Überlebensrate wurde mit 93,3% für vitale und 90,3% für avitale Zähne angegeben. Die Studie bestätigte, dass durch adhäsive Restorationen auch ohne makromechanische

Verankerung ein stabilisierender Effekt der Restzahnhartsubstanz erreicht werden kann. Endodontische Behandlungen in Verbindung mit Stiftaufbauten, sowie subgingivale Präparationen zum Retentionsgewinn, wie es bei konventionellen Kronenversorgungen oft notwendig ist, um eine ausreichende Verankerung zu gewährleisten, müssen nicht durchgeführt werden. Adhäsiv befestigte Teilkronen bieten eine substanzschonende, gut kontrollierbare Präparation und eine hervorragende Ästhetik.

In einer retrospektiven Studie untersuchten *Felden et al.* (39) 287 Keramikrestaurationen nach sieben Jahren. Dabei wurden Keramikinlays (n=232) und Keramikteilkronen (n=55) von fünf unterschiedlichen Behandlern eingesetzt; 44 Dicor (Dentsply), 126 IPS-Empress (Ivoclar), 82 Mirage II, 33 Cerec Vita Mark I (Vita) und 2 Duceram LFC (Ducera) – Restaurationen. Als Befestigungskomposit fanden Dual Cure Luting Cement (Optec), Variolink high viscosity (Ivoclar), Microfill Pontic C (Kulzer), Dual Zement (Ivoclar), Dicor light activated cement (Dentsply) und Vita Cerec Duo Zement (Vita) Anwendung. Zum Untersuchungszeitpunkt waren von den 287 Restaurationen noch 270 ohne jegliche Funktionseinbuße (94,2%). Bei 14 Teilkronen und 3 Inlayrestaurationen versagte der Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz. Aufgrund einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 98% für Inlays konnte gefolgert werden, dass Keramikinlays eine akzeptable und ästhetisch hochwertige Alternative zu Goldrestaurationen darstellen. Im Gegensatz dazu lag die 7-Jahres-Überlebensrate für Teilkronen nur bei 56%, wobei 13 der 14 frakturierten Restaurationen aus Dicor hergestellt wurden. *Felden et al.* vermuten, dass die fehlende Erfahrung im Bereich der Kavitätengestaltung, im Umgang mit Befestigungssystemen, sowie im Umgang mit Vollkeramikteilkronen Ursache für den Verlust der Teilkronen aus Dicor war. Daher wurde für Teilkronen eine weitere retrospektive Studie von *Felden et al.* (40) durchgeführt. 42 Teilkronen aus IPS-Empress I wurden von einem Zahnarzt an 25 Patienten eingesetzt. Befestigt wurden die Restaurationen mit Variolink high viscosity (Vivadent), Variolink ultra (Vivadent), Dual Zement (Vivadent) und Compolute (Espe). Nach 7 Jahren waren noch 40 der 42 Teilkronen in situ. Die Überlebenswahrscheinlichkeit betrug 81%. Die Autoren sehen in den verbesserten Materialeigenschaften von Empress I im Vergleich zu Dicor die Ursache für den klinischen Erfolg. Ferner wird in Zukunft durch die Entwicklung neuerer Dentalkeramiken mit erhöhten Erfolgsraten von Keramikteilkronen zu rechnen sein. Somit stellt diese Form der Restauration eine erfolgreiche und ästhetisch hochwertige Versorgungsart im Seitenzahngebiet dar.

Frankenberger et al. (47) untersuchten klinisch über sechs Jahre 72 IPS-Empress Inlays und 24 Onlays an Molaren und Prämolaren. Dabei wurden vier verschiedene adhäsive

Befestigungssysteme verwendet. 7% der Restaurationen mussten in dieser Zeit ersetzt werden. Von den in situ verbliebenen Inlays und Onlays zeigten 94% nach sechs Jahren eine signifikante Verschlechterung der Randqualität, wobei das Befestigungsmaterial keinen Einfluss hatte. Der Anteil an perfektem Rand nach Einsetzen der Restauration (39%), sank am Ende der Studie aufgrund von Verfärbungen und Auswaschungen auf 4%. Es bestand kein Unterschied zwischen Inlay- und Onlayrestauration und auch die Ausdehnung der Restaurationsränder ins Dentin hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Randqualität. Unabhängig von den Ergebnissen waren 96% der Patienten zufrieden mit ihrer Versorgung. Zu ähnlich positiven Ergebnissen kamen *Roulet et al.* (103) in einer sechs Jahres-Studie. Eine prospektive Studie von *Frankenberger et al.* (46) mit IPS-Empress Inlays und Onlays wies nach vier Jahren 7% klinisch inakzeptable Restaurationen und 79% insuffiziente Restaurationsränder auf. Weder die im Dentin befindlichen Restaurationsränder, noch das Präparationsdesign mit Höckerersatz beeinflussten den klinischen Erfolg.

Wagner et al. (114,115) untersuchten Gold- im Vergleich zu Keramikteilkronen. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der klinischen Überlebensrate (7Jahre) von Goldteilkronen (96%) und Keramikteilkronen (81%) nachgewiesen werden. Ursachen für den Verlust waren u.a. unzureichende Materialdicke der Keramik oder ausgedehnte Parafunktionen.

In einer prospektiven „split mouth“ Studie verglichen *Federlin et al.* (38) über drei Jahre Teilkronen aus Keramik und Gold miteinander. Zu diesem Zweck wurden an 29 Patienten 58 Restaurationen hergestellt. Die Teilkronen aus Keramik wurden mit Vita Mark II Feldspatkeramik mittels Cerec 3 gefertigt und mit Variolink II und Excite adhäsiv eingesetzt. Die Goldrestaurationen aus Degulor C wurden mit Harvard Zement befestigt. Eine klinische Untersuchung erfolgte beim Einsetzen, sowie nach ein, zwei und nach drei Jahren. Nach drei Jahren musste lediglich eine Keramikteilkrone ersetzt werden und zwei Keramikteilkronen zeigten okklusal starke Abrasionen. In dem Beobachtungszeitraum von nur drei Jahren wurden insgesamt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Gold- und Keramikteilkronen gefunden, so dass Teilkronen aus Keramik eine Alternative zum „Goldstandard“ darstellen. Innerhalb der Gruppe der vollkeramischen Teilkronen jedoch traten marginale Insuffizienzen und Verfärbungen auf, die signifikant waren. Die Verlustrate nach drei Jahren betrug für die Goldteilkrone 0% und für die vollkeramische Versorgung 6,9%. Die vollkeramische Teilkrone erfüllt nach drei Jahren somit die Richtlinien der American Dental Association eines zahnfarbenen Restaurationsmaterials für das Seitenzahngebiet.

Blatz et al. (8) führten eine klinische Studie über fünf Jahre mit unterschiedlichen Keramiksyste men (Sinterkeramik, gegossene Glaskeramik, gepresste Glaskeramik, CAD/CAM) durch. Die Erfolgsrate der keramischen Restaurationen lag je nach System zwischen 88,4% und 100%.

Reiss (99) 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. Häufigste Ursachen für Misserfolge waren Frakturen und Risse von Keramik und Zahnhartsubstanz.

In einer Studie von *Reich et al.* (98) erzielen große vollkeramische Cerec-Restaurationen eine Erfolgswahrscheinlichkeit von 97% nach drei Jahren. Die Präparation erfolgte rein defektorientiert unter Schonung von Zahnhartsubstanz, wobei verschiedene Präparationskonzepte miteinbezogen wurden. Weder das Kavitätendesign noch die Lage der Restaurationsgrenze hatten einen signifikanten Einfluss auf den klinischen Erfolg.

2.6 Rissbildung der Zahnhartsubstanz

2.6.1 Definition, Häufigkeit und Lokalisation von Rissen in der Zahnhartsubstanz

Risse oder Sprünge, sog. Infrakturen, gehören zur Gruppe der Zahnfrakturen. Zur Beschreibung dieses Zustandes existieren in der Literatur verschiedene Bezeichnungen: Grünholzfraktur, unvollständige Fraktur oder „cracked tooth syndrome“ (2,53). Bei dieser Zahnhartsubstanzverletzung bleibt das immobile Fragment in situ und zeigt bei entsprechender Beleuchtung zahlreiche, parallele oder sternförmige Sprünge. Infrakturen können sowohl den Schmelz als auch das Dentin betreffen und gelten als Vorboten für Frakturen der Zahnhartsubstanz (2); (s. Abbildung 7). Diese Infrakturen können Ursache für Pulpitiden sein, wenn sich der Riss bis zur Pulpakammer erstreckt und die Pulpa physisch schädigt (2,50,68,102).

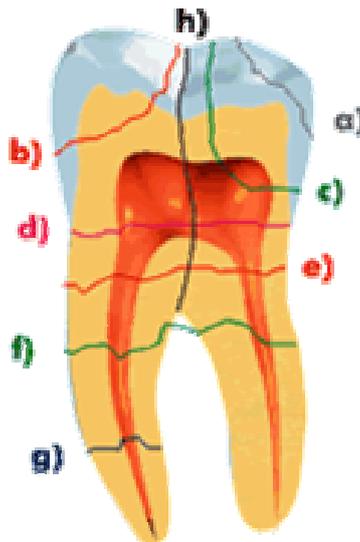


Abbildung 7: Verläufe von Frakturlinien eines Zahnes nach *Ehrenfeld et al.* (30)

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

Schmelzsprünge stellen den in vivo sichtbaren Anteil des dentalen Lamellensystems dar, welches sich im Wesentlichen aus drei Lamellentypen zusammensetzt. Die echten Lamellen bestehen aus interprismatischer Substanz und unregelmäßig geformten, wenig kalzifizierten Schmelzprismen. Ihr Verlauf reicht von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Schmelzoberfläche, wobei ihre Breite stark zwischen 5,0 und 86 µm schwankt. Als Ursache werden Mineralisationsstörungen beschrieben (81). Davon zu unterscheiden sind die präeruptiven Schmelzrisse, die sich durch mechanische Belastungen in der Eruptionsphase und durch Mineralisationsstörungen während der Schmelzreifung entwickeln. Diese echten Risse entstehen entlang der Prismengrenzen und werden mit organischem Material aus Dentin oder aus exogenen Zellbestandteilen ausgefüllt (81). Als dritter Lamellentyp werden von *Lutz et al.* (81) die posteruptiven Schmelzsprünge an der Schmelz-Dentin-Grenze genannt. Diese Pseudolamellen treten besonders entlang der echten Lamellen, in hypokalzifizierten Schmelzbereichen auf und in Zonen, in denen der Schmelz dünn ist. Ihre Ausbreitungsrichtung erfolgt entlang der Prismengrenzen, senkrecht zur innersten Schmelzschale und kann bis zur Schmelzoberfläche reichen. Die Spaltbreite beträgt 0,74 - 5,0 µm. Ältere Sprünge können mit organischem Material aus Dentin oder Speichel aufgefüllt sein (118). Lichtmikroskopisch können Heilungstendenzen im Sinne von Umkristallisationen und Remineralisationen sichtbar gemacht werden (81,118).

Risse in der Zahnhartsubstanz können sowohl symptomatische, als auch asymptomatische Folgen haben (102). Nicht nur endodontisch behandelte oder mit direkten oder indirekten Restauration versehene Zähne, sondern auch gesunde und unbehandelte Zähne können betroffen sein (18). *Roh et al.* (101) fanden heraus, dass kein Zahn ohne Riss existiert. Die meisten Risse wurden bei Zähnen, die keine Restauration hatten und bei Zähnen mit Klasse I Restaurationen festgestellt. Dabei zeigten die Oberkiefermolaren (6er > 7er) mehr Risse als die Unterkiefermolaren (6er > 7er). *Abou-Rass et al.* (2) stellte fest, dass die meisten Risse bei den Unterkiefermolaren und den Oberkieferprämolaren auftraten. Die Risse können sich auf die Krone, auf die Wurzel oder auf beides erstrecken (102). *Zachrisson et al.* (118) 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 (53). Gefunden wurden die Risse bei diesen Zähnen vorwiegend im zervikalen und mittleren Kronendrittel, wohingegen die bevorzugte Stelle bei den unteren Frontzähnen das inzisale Drittel war. Schmelzrisse wurden in der Studie hauptsächlich in vertikaler Richtung gefunden, wohingegen schräge und transversale Schmelzrisse eher eine untergeordnete Rolle zu spielen schienen. Gewöhnlich erstrecken sich die Schmelzrisse in mesio-distaler, bukkolingualer und distolingualer Richtung (2,53,101). Des Weiteren traten Schmelzrisse am häufigsten ab dem 40. Lebensjahr auf und waren bei Männern und Frauen gleichermaßen anzutreffen (2,11,18,53,101).

2.6.2 Ätiologie von Rissen in der Zahnhartsubstanz

Die genaue Ursache für die Rissbildung in der Zahnhartsubstanz ist unbekannt. Verschiedene Faktoren können eine Veränderung in der Struktur eines Zahnes hervorrufen (2). Risse in der Zahnhartsubstanz treten sowohl bei gesunden, unbehandelten, als auch bei mit einer Restauration versorgten Zähnen auf. Die häufigste Ursache für Rissbildung der Zahnhartsubstanz sind plötzlich auftretende hohe Kräfte (2,102). Dies ist zum Beispiel beim Biss auf einen harten Gegenstand oder bei unkontrollierten, spontanen Kontakten des Antagonisten der Fall (11,18,53,68). Bei endodontisch behandelten Zähnen wird aufgrund der zunehmenden Sprödigkeit der Zahnhartsubstanz die Fraktur ganzer Höcker beobachtet.

Als mögliche Ursache für die Entstehung von Rissen in der Zahnhartsubstanz werden in der Literatur verschiedene Faktoren angegeben:

- Attrition (11),
- Abrasion (11),
- Erosion (11),

- okklusales Trauma durch Parafunktionen (Bruxismus) oder Unfälle (2,53,53,68,68,118),
- große Klasse I Gussrestorationen mit fehlender Abstützung im marginalen Bereich (2,11,18,53),
- große Restorationen mit geringer Restzahnhartsubstanz und/oder kariösen Läsionen (2,11,18,43,53),
- falsches Präparationsdesign bei großen Kavitäten (53),
- Präparation der Zahnhartsubstanzen mit diamantbelegten Schleifkörpern (53,117),
- thermomechanische Wechselbelastung (29,53,79,101),
- Expansion und Kontraktion von Restaurationsmaterialien aufgrund von Temperaturschwankungen, (2,11,11,118),
- Polymerisationsschrumpfung von Befestigungskompositen (69,82),
- plötzlich auftretende Spannungen durch Sensibilitätsprüfung mit Kohlendioxid (81),
- Dehydratation der Zähne unter Kofferdam bei Füllungstherapie oder endodontischer Behandlung (18),
- Schwächung des Zahnes durch endodontische Behandlungen (53),
- Entwicklungsstörung der Ameloblasten (118),
- steile Höckerabhänge/ tiefe Höcker-Fissurenmorphologie (2,11,18),

Der Einfluss dieser Faktoren wird begünstigt und verstärkt, wenn eine Malokklusion (offener Biss, umgekehrter Überbiss) oder fehlpositionierte (elongierte, gekippte oder gedrehte) Zähne vorhanden sind (2,11,18,53). Treffen mehrere Faktoren aufeinander, so wird das Risiko der Rissentstehung erhöht (53).

Eine besondere Bedeutung bei der Rissfortpflanzung hat die Schmelz-Dentin-Grenze. *Dong et al.* (28) zeigten in einer in vitro Studie, dass die Schmelz-Dentin-Grenze die Funktion eines 100 - 150 µm breiten „Stressbreakers“ hat, an dem nur wenige Risse weitergeleitet werden. Dieser risschwächende Effekt beruht auf der Tatsache, dass an der Schmelz-Dentin-Grenze Risse eher abgelenkt als fortgepflanzt werden (28,61,96).

2.6.3 Klinische Symptomatik und Folgen von Rissbildungen

Die klinischen Symptome von Rissen/Infrakturen hängen hauptsächlich von der Tiefe und der Lokalisation der Risse ab und können sowohl asymptomatische, als auch

symptomatische Folgen für den betreffenden Zahn haben (53). Handelt es sich um einen isolierten Schmelzriss, so bleiben die Zähne meist klinisch asymptomatisch und die Risse bleiben oft unentdeckt (2,102). Ist die Infraktur nicht auf den Schmelz begrenzt, sondern reicht sie bis ins Dentin, treten häufig klinische Symptome auf, die die Gefahr einer Beteiligung der Pulpa oder des Parodonts nach sich ziehen. Ist die Pulpa dabei nicht irreversibel geschädigt, so sind die Symptome charakterisiert durch eine isolierte Aufbiss-/ Perkussionsempfindlichkeit und Hypersensibilitäten (v. a. auf Kälte) des jeweiligen Zahnes (2,102). Falls die Symptome über einen Zeitraum von ein bis zwei Wochen unverändert vorhanden sind, so muss von einer Infraktur und nicht von einer Pulpitis ausgegangen werden (11). Da die meisten Infrakturen nicht rechtzeitig diagnostiziert werden, können diese Symptome für viele Jahre bestehen bleiben und chronische Pulpitiden und Pulpanekrosen verursachen (2,18,102). Risse in der Zahnhartsubstanz, die sich in den Wurzelbereich erstrecken, lösen parodontale Entzündungen aus (53). Sind aber keine offensichtlichen Anzeichen einer periapikalen, parodontalen oder pulpalen Läsion vorhanden, dann ist ein „cracked tooth syndrome“ schwierig zu diagnostizieren (2,11).

Klinisch harmlos erscheinende Schmelzsprünge können Verfärbungen oder Frakturen des betroffenen Zahnes begünstigen (53) und die Kariesentstehung fördern und beschleunigen, weil sich der kariöse Prozess entlang der Infrakturen leichter ausbreiten kann (118). Risse in der Zahnhartsubstanz schwächen den Zahn und gelten als Vorboten für Frakturen der Zahnhartsubstanz (2,11). Diese Tatsache spielt vor allem bei endodontisch behandelten Zähnen eine große Rolle, denn aufgrund der zunehmenden Sprödigkeit der Zahnhartsubstanz wird durch bereits vorhandene Risse die Fraktur ganzer Höcker begünstigt, so dass oft nur noch die Extraktion die einzige Therapiemöglichkeit darstellt (19).

2.6.4 Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten

Die Diagnostik von Rissen/Infrakturen der Zahnhartsubstanz ist schwierig, solange keine oder nur vage ausgeprägte Symptome vorhanden sind. Die Diagnose ist einfach, wenn der Riss sofort sichtbar ist, zum Beispiel durch exogene Verfärbungen. Die klinische Untersuchung eines Zahnes mit einer vermuteten Infraktur sollte einen Vitalitätstest und einen Perkussionstest umfassen. Außerdem wird empfohlen den getrockneten Zahn sorgfältig visuell bei entsprechender Beleuchtung zu untersuchen (11). Folgende Testverfahren werden zur Erkennung von Infrakturen in der Literatur beschrieben:

- visuelle Kontrolle mit Hilfe eines Mikroskops mit 16-facher Vergrößerung (20),
- Transillumination (2,20,53,101),

- Bisstest (2,20,53,101),
- Farbpenetrationstest (2,20,53,101).

Die Diagnose von Infrakturen mittels Röntgenbilder ist schwierig, da die Risse oft parallel zur Filmebene verlaufen und daher isolierte Schmelz- oder Dentinrisse oft zu klein sind, um sie radiologisch darstellen zu können (2,102). Röntgenbilder sind immer dann hilfreich und ein Hinweis für Frakturen, wenn sich bei einem klinisch gesunden Zahn parodontale und/oder apikale Veränderungen radiologisch darstellen (2,53).

Das Ziel der Behandlung von Zähnen mit einer unvollständigen Fraktur ist die sofortige Stabilisierung der Zahnhartsubstanz, denn diese Maßnahme kann eine Ausbreitung des Risses, die eine Fraktur des Zahnes zur Folge haben kann, verhindern (53). Ferner wird empfohlen, die betroffenen Zähne aus der Okklusion zu schleifen, um die okklusale Belastung zu minimieren (53). Zum Schutz des Zahnes sollte dieser langfristig mit adhäsiv befestigten keramischen Restaurationen oder mit metallischen Einlagefüllungen mit Höckerüberkuppelung versorgt werden (53). Die vollständige Überkronung stellt eine weitere Therapiemöglichkeit dar, die aber mit einem großen Zahnhartsubstanzverlust einher geht (102).

2.6.5 Präparationsrichtlinien und in vitro Untersuchungen

Als Präparationsrichtlinie für gegossene Einlagefüllungen wird gefordert, dass bei ein- und zweiflächigen Inlays die Breite des okklusalen Kastens nicht mehr als die Hälfte, bei dreiflächigen mod-Inlays nicht mehr als ein Drittel des bukkolingualen Höckerabstandes betragen soll (59). Sonst besteht die Gefahr, dass es durch die Keilwirkung des Inlays bzw. durch die Scherwirkung beim Kauen zu Infrakturen oder Frakturen der Zahnhartsubstanz kommt (59,60); (s. Abbildung 8). Im Gegensatz dazu werden bei zahnfarbenen Restaurationen keine Mindestschichtstärken für die verbliebene Höckersubstanz angegeben. In der Literatur wird diesbezüglich auf den adhäsiven Verbund zwischen Schmelz, Befestigungskomposit und Keramik verwiesen, der eine Stabilisierung des Zahnes hervorrufen und somit auch die Frakturresistenz erhöhen soll (73). Aussagen über die marginale Integrität keramischer Restaurationen bei ausgedehnten Kavitäten liegen von *Mehl et al.* (85) vor. In dieser in vitro Studie wurde festgestellt, dass bei ausgedehnten mod-Präparationen mit oralen und vestibulären Wandstärken von 2,4 mm und approximaler Dentinbegrenzung bei Versorgung mit Keramikinlays weniger Randspalten auftraten als bei 1,3 mm Restwandstärke. Die Frage, welche Auswirkung eine solch geringe Restwandstärke

auf die Zahnhartsubstanz und die Bildung von Rissen und Frakturen hat, bleibt unbeantwortet. *Lang et al.* (73) fordern bei ausgedehnten Kavitäten die Versorgung mit einer Keramikteilkrone, da bei Versorgung mit Inlays der adhäsive Verbund durch Biegekräfte überlastet wird. Insgesamt bewerten sie das Frakturrisiko für Zähne mit adhäsiv befestigten Restaurationen innerhalb ihres klinischen Beobachtungszeitraumes über vier Jahren als gering.

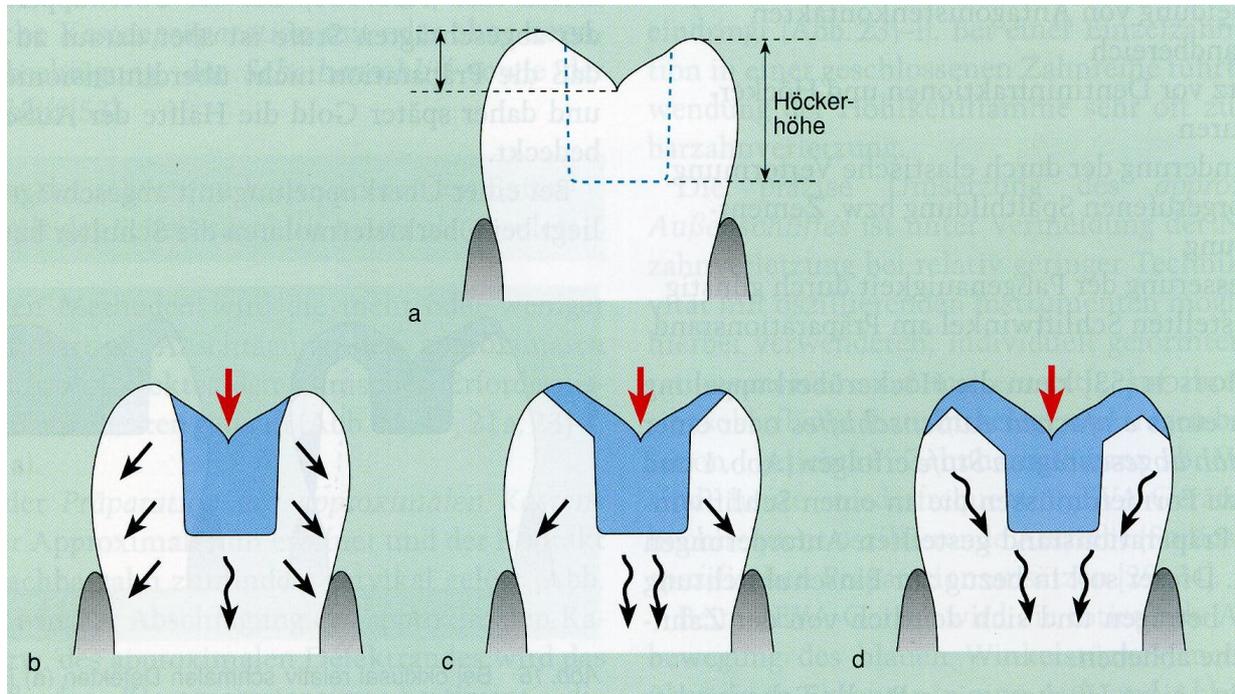


Abbildung 8: Zunahme der relativen Höckerhöhe nach Präparation eines okklusalen Kastens (a). Bei zentraler Belastung werden die Kavitätenwände beim Inlay (a) vornehmlich auf Biegung (gerade Pfeile), bei Abdeckung der gesamten Kaufläche bis zu den Höckerspitzen (c) auf Biegung und Stauchung, bei Höckerüberkuppung (d) nur noch auf Stauchung (gewellte Pfeile) beansprucht (59).

Die Präparation einer Kavität (Größe, Lage und Form) hat eine Destabilisierung und eine verstärkte Verformbarkeit der verbliebenen Höcker zur Folge (73,74,76). Mit der Präparation des okklusalen Kastens wird die Verbindung zwischen vestibulärem und oralem Höcker reduziert, bei gleichzeitiger Einbeziehung beider Approximalflächen sogar vollständig beseitigt. Mit zunehmender Breite und Tiefe des Kastens erfolgt eine weitere Schwächung der Kavitätenwände. Schon bei der Anprobe und beim Zementieren, danach bei zentraler Belastung durch Kauen oder Leermastikationen werden die Wände infolge der Keilwirkung der Restauration auf Biegung beansprucht (59) (Abbildung 8). Diese mechanischen Belastungen führen daher, insbesondere bei Zähnen mit konventionell befestigten Restaurationen zu Verlagerungen der Höcker und im Extremfall auch zu (In-)Frakturen des Zahnes (58). Bei adhäsiv befestigten Rekonstruktionen ist die Situation insofern anders, da

der Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz eine Stabilisierung des Zahnes hervorruft und damit die Frakturresistenz erhöht (58,73,85). Somit werden mit einer Restauration versorgte Zähne sowohl durch Belastung der Zahnhartsubstanz als auch durch die Belastung der Restauration verformt (74). Durch die Einbeziehung der Höcker ermöglichen Teilkronen im Gegensatz zu Inlays einen besseren Stabilisierungseffekt der Restzahnhartsubstanz (73,113). Trotzdem führen Studien, die sich mit der Frakturresistenz von Zähnen, die mit Keramikteilkronen versorgt wurden und bei denen die Zähne auf Bruch und nicht auf Dauer belastet wurden, zu kontroversen Ergebnissen: Während *Bremer et al.* (13) und *Dalpino et al.* (21) einen hohen Stabilisierungseffekt (hohe Frakturfestigkeit) bei mit Vollkeramikrestorationen versorgten Zähnen feststellten, die sogar höher als gesunde Zähne waren, erzielten die versorgten Zähne in einer Studie von *St-Georges et al.* (110) eine signifikant geringere Frakturfestigkeit (auf Bruchbelastung) als gesunde Zähne.

Brown et al. (16) untersuchten in einer in vitro Studie den Einfluss der Temperatur auf die Rissbildung im Schmelz. Dabei wurden Rinderzähne einer thermischen Wechselbelastung (abwechselnd 32°C und 64°C) ausgesetzt. Nach 3000 Zyklen stellte sich heraus, dass vor allem longitudinale Schmelzrisse auftraten oder schon vorhandene Schmelzrisse sich vergrößerten. Die Studie zeigte auch, dass die Anzahl an thermisch erzeugbaren Rissen begrenzt ist. Dies bedeutet, dass eine Erhöhung der Zyklenzahl keinen weiteren Einfluss auf die Rissbildung im Schmelz ausübt (12). Der Schmelz hat 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 zusätzliche mechanische Belastungen beschleunigen diesen Prozess (29,79).

In einer in vitro Studie untersuchten *Anthofer und Fritzsche* (4,48) den Einfluss der Restwandstärke ausgedehnter Kavitäten auf die Rissbildung in der Zahnhartsubstanz und die marginale Integrität von Keramikinlays und -teilkronen. Zu diesem Zweck wurden die vestibulären, nichttragenden Höcker auf 1,0 mm (Gruppe 1) und auf 2,0 mm (Gruppe 2) ausgedünnt. Bei den Teilkronen erfolgte eine horizontale Reduktion der oralen, tragenden Höcker um 2,0 mm. Die Studie ergab, dass adhäsives Einsetzen und thermomechanische Wechselbelastung die Anzahl an Schmelzrissen erhöht. So waren am bukkalen, ausgedünnten Höcker der Gruppe 1 gegenüber der Gruppe 2 die Schmelzrisse statistisch signifikant höher. Die Risse, die in der vorliegenden Studie aufgetreten sind, haben allerdings in Folge der Belastung nicht zu einer Fraktur geführt. Um das Risiko zusätzlicher

Risse im Schmelz zu minimieren, werden Resthöckerstärken von mindestens 2,0 mm empfohlen. Bezüglich der marginalen Integrität konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden, aber es war eine Tendenz zu erkennen, dass eine zunehmende Ausdünnung der Höcker zu einer erhöhten Farbpenetration im Dentin führte.

Larson et al. (76) setzten sich mit der Frakturfestigkeit von präparierten, aber unversorgten Zähnen auseinander und verglichen sie mit unpräparierten Zähnen. Sie stellten fest, dass die Breite einer Kavität einen wesentlich größeren Einfluss spielt als die Einbeziehung der Approximalfächen. So gab es keinen Unterschied in der Frakturanfälligkeit bei gleicher Kavitätenbreite zwischen einer okklusalen und einer mod-Präparation. Schließlich konnte kein präparierter Zahn die Frakturrate eines gesunden, unpräparierten erreichen, so dass die Autoren ein substanzschonendes und konservatives Präparationsdesign empfehlen.

In einer weiteren in vitro Studie testeten *Geurtsen et al.* (52) 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 Frakturreistenz 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 Frakturreistenz hatten. Ein ähnliches Ergebnis wiesen die Zähne auf, die mit Amalgam- oder Kompositfüllungen, sowie mit direkt hergestellten Kompositinlays versehen wurden. Die niedrigste Belastbarkeit hatten die nur präparierten und unversorgten Zähne.

Fonseca et al. (43) untersuchten in einer in vitro Studie den Einfluss des Präparationsdesigns auf die Frakturfestigkeit und auf das Frakturmuster der Zahnhartsubstanz. Es wurden der Einfluss der Isthmusbreite (schmäler [2,5 mm] und breiter [5,0 mm] bucco-lingualer Höckerabstand) und der Einfluss der Höckerüberkuppelung (Überkuppelung von einem, zwei, drei oder vier Höckern) ermittelt. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Parametern festgestellt werden. Diese in vitro Studie zeigte, dass indirekt restaurierte Zähne eine ähnliche Frakturfestigkeit und ein ähnliches Frakturmuster besitzen, und somit die zusätzliche Überkuppelung von einem oder mehreren Höckern keinen Vorteil bietet, um die Zähne vor einer Fraktur der Zahnhartsubstanz zu schützen.

Martin et al. (82) untersuchten in ihrer in vitro Studie die Höckerauslenkung während der Polymerisation. Dabei wurden 15 Prämolaren mit vollkeramischen Inlays versorgt. Befestigt wurden diese mit einem Feinpartikelhybridkomposit, einem Kompomer und einem

dualhärtenden Befestigungskomposit. Mit Hilfe eines Lasermikrometers wurden die Dimensionsänderungen während der zweiminütigen Polymerisation und den nachfolgenden 30 Minuten festgehalten. Die Studie ergab, dass es zu einer deutlich messbaren Verringerung der Zahndimension zwischen 0,02 und 0,06% in den ersten zehn Minuten kam. Des Weiteren kam es aufgrund der thermischen Ausdehnung zu einer Expansion von 0,03% während der Belichtung. Von den drei getesteten Befestigungsmaterialien stellte sich das Kompomer als statistisch signifikant besser heraus als das Feinpartikelhybridkomposit.

In einer Studie von *Habekost et al.* (55) wurde das Frakturverhalten von Zähnen, die mit Keramikteilkronen und -Inlays versorgt wurden, untersucht. Dazu wurden die Zähne zwei unterschiedlichen Belastungstests ausgesetzt. In dieser, wie auch in einer ähnlichen Studie von *St-Georges et al.* (110), erzielten die mit Keramikinlays versorgte Zähne eine signifikant höhere Frakturresistenz gegenüber den Zähnen, die mit Teilkronen versorgt wurden. Bei großflächiger Kraftapplikation war die Frakturresistenz deutlich größer als bei kleinflächiger Einwirkung.

Burke et al. (19) untersuchte die Frakturresistenz von Zähnen, die mit Vollkeramikkkronen versorgt wurden. Die Restaurationen wurden mit zwei verschiedenen Befestigungssystemen, dem selbststützenden, dualhärtenden Universalzement RelyX Unicem (3M ESPE, Germany) und dem konventionellen Befestigungskomposit Mirage ABC/FLC (Chameleon Dental: Kansas City, KN, USA) eingesetzt. Zwischen beiden untersuchten Gruppen konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. In einer Studie mit Vollkeramikkkronen verglichen *Potiket et al.* (93) die Frakturfestigkeit von mit verschiedenen Restaurationsmaterialien versorgten Zähnen. Es zeigte sich, dass in vitro zwischen mit Metallkeramik versorgten Zähnen und mit Aluminium- und Zirkonoxidkeramikkkronen versorgten Zähne keine statistisch signifikanten Unterschiede festzustellen waren. Somit stellen Vollkeramiksysteme eine Alternative zur ästhetisch anspruchsvollen Rekonstruktionen großer Zahnhartsubstanzdefekte dar (19).

2.7 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation

Um über neue Entwicklungen oder Verbesserungen herkömmlicher dentaler Restaurationssysteme Aussagen machen zu können, werden in vitro Testverfahren und kontrollierte klinische Studien durchgeführt. Gerade was die Beurteilung der Langlebigkeit von dentalen Versorgungen betrifft, können nur auf der Basis von kontrollierten klinischen Studien materialspezifische Aussagen gemacht werden. Aufgrund des erforderlichen hohen

Zeitaufwandes und der Beteiligung zahlreicher Probanden mit entsprechender Compliance sind in vivo Studien mit methodischen Nachteilen behaftet. Außerdem sind die finanziellen Aspekte und die Problematik der Standardisierbarkeit als Nachteil zu nennen (65,67,72,109).

In vitro Untersuchungen bieten die Möglichkeit, unter weitgehend reproduzierbaren und kontrollierten Bedingungen, eine klinische Situation zu simulieren. Jedoch kann hier eine exakte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse nicht erreicht werden. So unterscheiden sich die extrahierten Zähne, z. B. im Grad der Sklerosierung, der Dauer der Lagerungszeit und der Lagerungsart. Neben diesen Faktoren unterscheiden sich die Proben in der Größe der Restaurationen, bedingt durch die unterschiedliche Größe der Zähne. Diese Parameter können die Ergebnisse signifikant beeinflussen (47). Der Einfluss der Lagerungszeit ist laut *Söderholm* von untergeordneter Bedeutung (109). In vivo Bedingungen, wie z.B. Speichelzusammensetzung, Pulpainnendruck und Fluid Flow des Zahnes, können in vitro nur schwer simuliert werden. Bei in vitro Untersuchungen unterscheidet man Simulationstest, die das Mundhöhlenmilieu imitieren, von physikalisch/mechanischen Tests an definierten Probekörpern.

2.7.1 Physikalisch/Mechanische Tests

Unter Zuhilfenahme definierter Probekörper können in physikalisch/mechanischen Tests Dentalwerkstoffe in Hinblick auf Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit, Bruchdehnung, Dehngrenzen, Vickershärte und Elastizitätsmodul untersucht werden. Bestimmte Belastungsparameter, wie Druck und Temperatur, können in den entsprechenden Prüfmaschinen exakt eingestellt werden. Ein Vergleich zu in vivo Situationen ist allerdings nur bedingt möglich (47).

2.7.2 Simulationstests

Mit Hilfe von in vitro Simulationstests kann präklinisch die marginale Adaptation adhäsiver Restaurationen untersucht werden. Hierbei sollte die Durchführung der Tests möglichst der in vivo Situation entsprechen (Anfertigung und Ausarbeitung der Restauration) (72). Die Versuchszähne sollen somit immer in flüssigem Milieu aufbewahrt werden (72).

Die Kaubelastung kann durch eine mechanische Druckbelastung (punktuelle Belastung bei 49,5 oder 72,5 N) und durch thermische Wechselbelastungen (zwischen 5°C und 55°C)

simuliert werden (29). Der Temperaturwechsel kann einen Spalt an der Restaurationsgrenze hervorrufen (118) oder aber auch einen Sogeffekt in einen verbreiterten Randspalt begünstigen. Dieser Sogeffekt kann auch Schmelzrisse zur Folge haben (12).

Krejci et al. (66) halten in vitro Testverfahren, die ausschließlich thermische Wechselbelastungen einsetzen, für nicht geeignet, Keramikrestorationen zu beurteilen, da Kaubelastungen in vivo für die Langlebigkeit einer Restauration eine große Rolle spielen (109). In einer Studie von *Gale et al.* (49) wurden 130 Thermocycling Tests miteinander verglichen und es stellte sich heraus, dass die meisten Autoren 5°C als untere und 55°C als obere Temperaturgrenze festlegen (29). Bei den einzelnen Studien schwankt die Zahl der Temperaturwechselzyklen zwischen 1 und 1.000.000, wobei im Durchschnitt 10.000 Zyklen gefahren werden (49). Die Verweildauer liegt durchschnittlich bei 30sec, wird aber nicht immer angegeben. Nach Angaben von *Krejci et al.* (67), die klinische Verschleißmessungen und in vitro Belastungstests miteinander verglichen, entsprechen 240.000 okklusale Druckbelastungen einer in vivo Belastungsdauer von ungefähr einem Jahr.

2.7.3 Quantitative Auswertungsmethoden

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

- 1.) quantitative und qualitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop anhand von Replikaten aus Epoxidharz (65,67)
- 2.) Farbpenetrationsuntersuchungen

Hier soll jedoch nur auf die zuletzt aufgeführte Farbpenetrationsuntersuchung näher eingegangen werden, da diese in der vorliegenden in vitro Studie zur Anwendung kommt.

2.7.3.1 Farbpenetrationstests

Die marginale Integrität von zahnmedizinischen Restorationen ist ein wichtiger Qualitätsfaktor, denn durch Spalten können sich Bakterien in die entsprechenden Mangelstellen einlagern und ästhetisch störende Verfärbungen hervorrufen (60). Folgen

dieser marginalen Disintegrität können Sekundärkaries und chronische Pulpairritationen sein (60).

Die Diffusion von Lösungen an der Grenze Restaurationmaterial und Zahnhartsubstanz kann als Parameter bei der präklinischen Untersuchung der marginalen Adaptation dentaler Füllungsmaterialien genutzt werden. Dadurch können Aussagen über das Randspaltverhalten adhäsiver Restaurationen gemacht werden. Als Penetrationssubstanzen können dabei Farbstoffe verwendet werden, wie zum Beispiel Methylenblau (1), Fluoreszenzfarbstoffe (3,111), basisches Fuchsin (35,44) und Silbernitrat (116). Außer bei Silbernitrat (dieses wird fixiert), muss allerdings die Auswertung unverzüglich nach dem Schneiden erfolgen, da die Farben sehr schnell ausbleichen können oder die Diffusion auch nach der angegebenen Einwirkzeit noch weiterlaufen kann. Auf diese Weise kann eine Auswertung der Farbpenetration nach längerer Lagerungszeit zu verfälschten Ergebnissen führen. Eine Dokumentation und Reproduzierbarkeit gestaltet sich dadurch schwierig (41). Eine neue elektrische Methode zur Auffindung von Randspalten sehen *Iwami et al.* in der Widerstandsmessung (62). In der vorliegenden Studie wird basisches Fuchsin als Penetrationslösung verwendet.

3 Fragestellung

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

Folgenden Fragen sollte im Einzelnen nachgegangen werden:

1. Welchen Einfluss hat die Überkuppelung des nichttragenden (vestibulären) Höckers (Restwandstärke 1,0 mm) 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 Überkuppelung des nichttragenden (vestibulären) Höckers auf die Frakturresistenz der Zahnhartsubstanz (Schmelz)?

4 Material und Methode

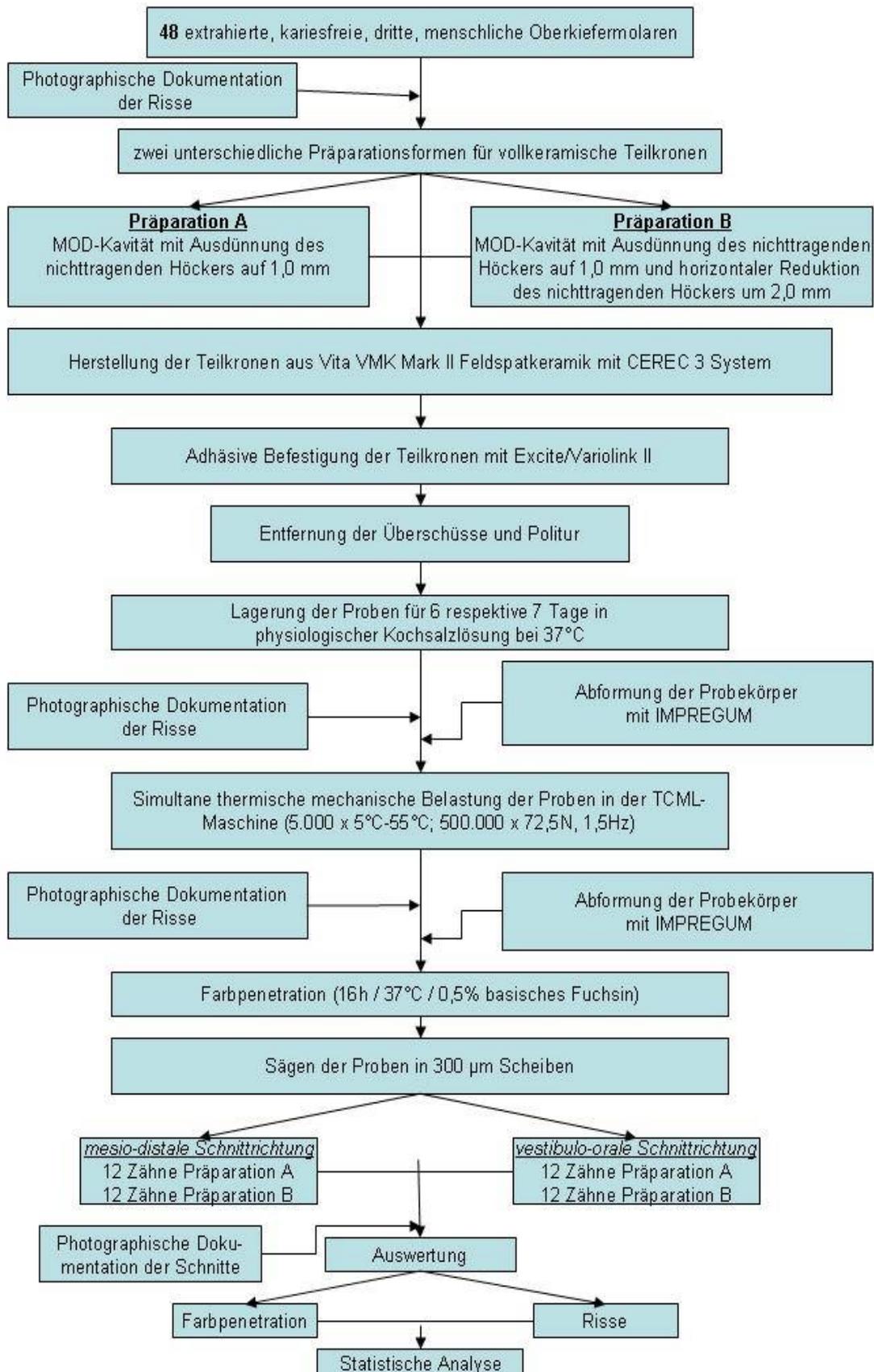


Abbildung 9: Übersicht Material und Methode

4.1 Untersuchungsgut

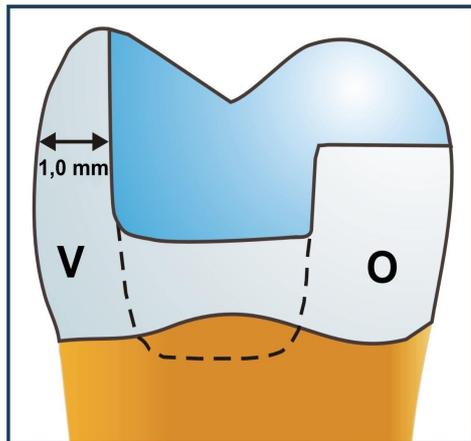
Für die vorliegende in vitro Studie dienten 48 extrahierte, kariesfreie, dritte menschliche Oberkiefermolaren als Untersuchungsgut. Es wurde bei der Auswahl der Zähne sorgfältig darauf geachtet, dass die ausgewählten Zähne frei von Defekten waren (z.B. Risse durch Einwirkung bei der Extraktion; Defekte durch Anschleifen oder Abplatzungen). Die Zähne wurden nach der Extraktion bis zur Präparation in 5%-iger Chloraminlösung [M1] gelagert. Bevor die Zähne beschliffen wurden, wurde eine Kürettage der Wurzeloberfläche vorgenommen, sowie eine Zahnoberflächenreinigung mit Bimsstein. Nachdem die Foramina apikalia mit Stangenguttapercha [M2] verschlossen worden waren, um später eine retrograde Farbpenetration durch das Pulpencavum zu vermeiden, wurden die Molaren mit Pattern Resin [M3] so gesockelt, dass sie später in die Träger der TCML-Maschine [M4] eingestellt werden konnten. Anschließend erfolgte eine Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung [M5].

4.2 Präparation und Teilkronenherstellung

4.2.1 Präparation

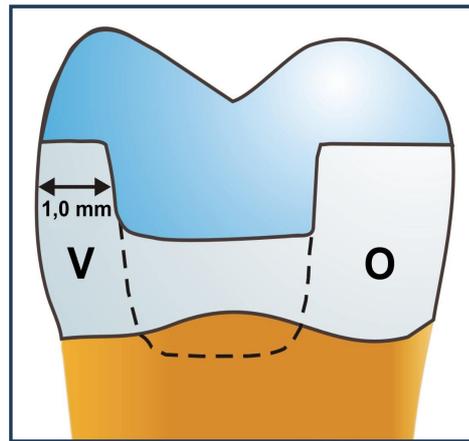
Es wurden zwei Teilkronenpräparationen unterschieden, bei denen die vestibulären Höcker ausgedünnt und die oralen Höcker in die Präparation einbezogen wurden (s. Abbildung 10-12). Die Ausdehnung der Präparation erfolgte immer in der Relation zu der Größe des zu präparierenden Zahnes. Alle Bereiche der Präparation wurden parallel bis leicht divergierend präpariert, und es wurde darauf geachtet, dass die Flächen keine untersichgehenden Bereiche aufwiesen und die Übergänge an den Innenflächen abgerundet waren. Es wurde mit einem eigens für die Präparation von Keramikrestaurationen vorgesehenen neuen Diamantpräparierset [M7] unter Wasserkühlung höchsttourig (160000 r/min; rotes Winkelstück) präpariert [M8].

Bei beiden Präparationen (Präparation A und B) wurden die Zähne zuerst mit einer mod-Kavität, deren Tiefe bis zum okklusalen Kavitätenboden am vestibulären Höcker ca. 4,0 mm betrug, versehen. Die approximalen Kästen wurden in vestibulo-oraler Richtung 5,0 mm (ca. 50% der Breite der approximalen Fläche), in mesio-distaler Richtung 1,5 mm tief präpariert. Es wurde dabei darauf geachtet, dass die zervikale Präparationsgrenze des approximalen Kastens ca. 1,0 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag (s. Abbildung 10).



10B

Abbildung 10A: Präparationsschema des vestibulären Höckers (V) mit 1,0 mm Restzahndicke bei Präparation A (O=oraler Höcker)



10B

Abbildung 10B: Präparationsschema des vestibulären Höckers (V) mit 1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion bei Präparation B (O=oraler Höcker)

Die oralen, tragenden Höcker wurden dabei so präpariert, dass sie in Höhe des okklusalen Kavitätenbodens eine Schichtdicke von 2,5 mm aufwiesen. Daraufhin wurden sie in Form einer horizontalen Schrägung auf 1,5 mm eingekürzt, so dass eine Keramikschichtstärke von 1,5 – 2,0 mm möglich war. Die Wandstärke der vestibulären Höcker wurde auf 1,0 mm in beiden Prüfgruppen reduziert. Bei der Präparation B wurde der vestibuläre Höcker um ca. 2,0 mm horizontal eingekürzt, so dass die Keramikstärke über dem ausgedünnten, gekuppelten Höcker ca. 2,0 mm betrug. Diese Wandstärken wurden bei jedem Zahn auf Höhe des okklusalen Kavitätenbodens mit einem Tasterzirkel [M9] an jeweils drei Messstellen (mesial, zentral und distal) sowohl vestibulär als auch oral bestimmt (s. Abbildung 10,11A,12A).

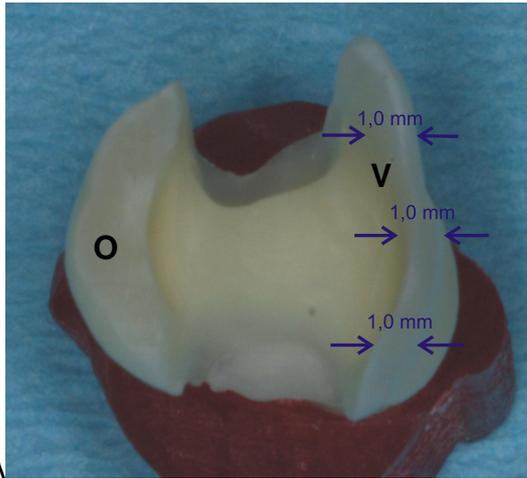
Die Zähne wurden in folgende Prüfgruppen eingeteilt:

Präparation A (s. Abbildung 10A; 11A; 11B):

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

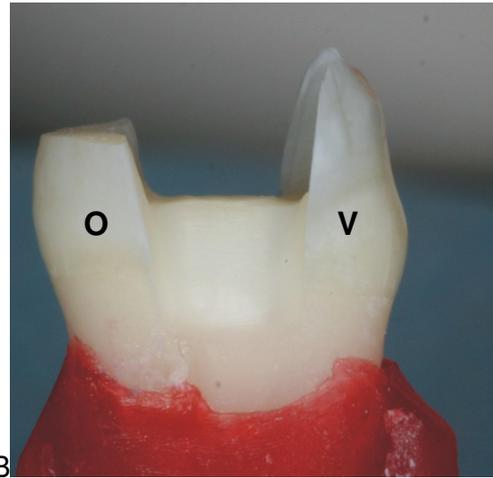
Präparation B (s. Abbildung 10B; 12A; 12B):

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



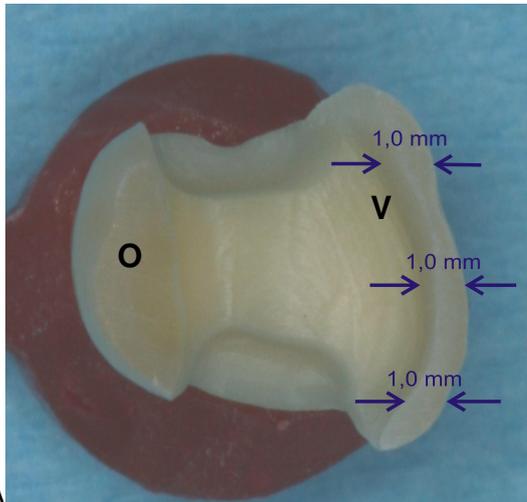
11A

Abbildung 11A: Ansicht der Präparation A von okklusal (V=vestibulär; O=oral); Pfeile markieren Messstellen (Tasterzirkel = 1,0 mm)



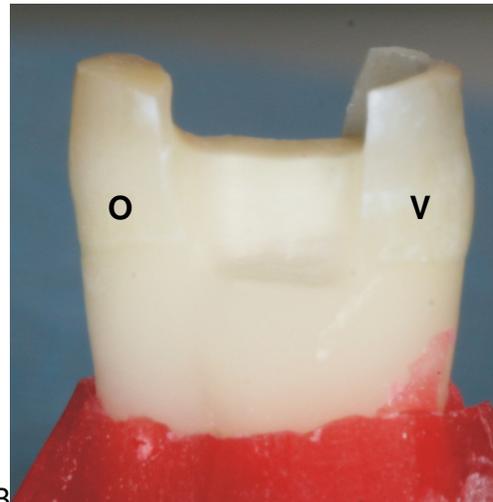
11B

Abbildung 11B: Ansicht der Präparation A von mesial (V=vestibulär; O=oral)



12A

Abbildung 12A: Ansicht der Präparation B von okklusal (V=vestibulär; O=oral); Pfeile markieren Messstellen (Tasterzirkel = 1,0 mm)



12B

Abbildung 12B: Ansicht der Präparation B von mesial (V=vestibulär; O=oral)

4.2.2 Teilkronenherstellung

Im Anschluss an die Präparation wurde für jede Kavität eine Teilkrone aus Vita Mark II Feldspatkeramik [M10] mit dem Cerec 3-Gerät [M11] nach Herstellerangaben konstruiert und hergestellt. Hierfür wurden die Zähne zunächst mit dem Luftbläser trocken geblasen und mit dem Cerec Scan Spray [M12] – einem Titandioxid-Pulver - dünn und gleichmäßig besprüht. Der optische Abdruck, für den ein spezieller Probenhalter zur Simulation von Approximalkontakten verwendet wurde, sowie die Konstruktion und Fertigung der

Keramikrestaurationen erfolgte unter Verwendung der Cerec 3 Softwareversion 1.00 (600) mit Hilfe der Cerec –Triangulationskamera.

Die Kavitäten wurden daraufhin mit Wasserspray gereinigt und die Zähne wieder in physiologischer Kochsalzlösung feucht gelagert. Danach wurde an den Keramikteilkronen die Passgenauigkeit mit Hilfe von Softproben (Fitchecker [M13]) überprüft. Eventuelle Störstellen und scharfe Kanten wurden mit Feinkorndiamanten [M7] entfernt, um die Passgenauigkeit zu verbessern.

4.3 Adhäsive Befestigung

4.3.1 Vorbereitung der Keramikteilkronen

Die Vorbereitung der Teilkronen für die adhäsive Befestigung wurde gemäß den Herstellerangaben durchgeführt. Die Ätzung der Cerec-Teilkronen erfolgte mit 5%-iger Flusssäure [M14] für 60s auf der Innenfläche der Keramik. Diese wurde im Anschluss mit einem Luft-Wasser-Spray für 30s von der Keramik abgespült und mit Luft getrocknet. Im Anschluss daran wurde ein Haftsilan [M15] mit einem Applicator Tip [M16] aufgetragen und nach einer Einwirkzeit von 60s verblasen.

4.3.2 Vorbereitung der Zähne

Die Kavitäten wurden mit Bimsmehl gereinigt, gesäubert und getrocknet. Dann wurden die Kavitäten mit 37%-iger Phosphorsäure [M17] angeätzt (Schmelz 30s, Dentin 15s) und mit einem Luft-Wasser-Spray kurz getrocknet (Wet-Bonding). Im nächsten Schritt wurden alle Kavitätenwände mit dem Adhäsiv Excite [M18] mittels Applicator Tip beschickt, welches 20s ins Dentin einmassiert wurde. Zuletzt folgte die Lichthärtung mit Hilfe der Polymerisationslampe [M19] für einen Zeitraum von 40s.

4.3.3 Insertion

Zum Einsetzen der Teilkronen wurden die gesockelten Zähne in einen Probenhalter eingespannt. Das dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II [M20] hochviskös wurde nach dem Anmischen sofort mit einem Heidemannspatel [M21] in die Kavität mit Überschuss

eingbracht. Es wurde darauf geachtet, dass alle Kavitätenwände und -ränder vollständig benetzt waren. Unter Zuhilfenahme eines Kugelstopfers [M22] wurden die Teilkronen mit leichtem okklusalem Druck in die Kavitäten eingesetzt, so dass die Überschüsse entweichen konnten. Grobe Kompositüberschüsse wurden vor der Polymerisation mit dem Heidemannspatel entfernt.

4.3.4 Polymerisation

Das dualhärtende Befestigungskomposit wurde unter bestehendem okklusalem Druck, der durch einen Kugelstopfer erreicht wurde, mit der Polymerisationslampe von jeder Seite (okkusal, mesial, distal, vestibulär und oral) für jeweils 40s ausgehärtet. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Polymerisation auch in tieferen Schichten durch die chemische Komponente des dualhärtenden Befestigungskomposit wurde vor einer Weiterbearbeitung der Probenkörper eine Wartezeit von mindestens 12 Stunden eingehalten. Während dieser Zeit lagerten die Zähne bei 37°C im Wärmeschrank [M23] in physiologischer Kochsalzlösung.

4.3.5 Ausarbeitung und Politur

Zuerst wurden unter Wasserkühlung mit rotierenden Feinkorndiamanten [M24] die groben Überschüsse entfernt. Die definitive Feinpolitur der Zähne erfolgte mit aluminiumoxid-beschichteten Sof-Lex-Scheiben [M25] abnehmender Korngrößen unter ständiger Wasserkühlung. Die Kontrolle der Kompositfugen auf Überschüsse und Spalten wurde mit der Lupenbrille [M26] und einer feinen Kuhhornsonde [M27] vorgenommen. Nach der Politur wurden die Probekörper für sechs Tage in physiologischer Kochsalzlösung bei 37°C im Wärmeschrank gelagert. Diese Lagerungsphase sollte möglichst gleiche Ausgangsbedingungen für alle Proben vor den Belastungstests schaffen. Während aller Bearbeitungsschritte wurde darauf geachtet, dass es zu keiner Austrocknung der Zähne kam, um eine Rissentstehung durch Austrocknung und Versprödung vorzubeugen.

4.4 Thermomechanische Wechselbelastung

Der Belastungstest erfolgte in der TCML-Maschine (thermomechanische Wechselbelastung, engl.: thermocycling and mechanical loading = TCML; s. Abbildung 13). Die gesockelten

Zähne wurden in der Belastungsmaschine sowohl einer thermischen Wechselbelastung von abwechselnd 5°C und 55°C bei einer Belastungszeit von jeweils 30s, als auch simultan einer mechanischen Belastung ausgesetzt, bei der die Probekörper 500.000 Zyklen okklusal punktförmig mit einer Kraft von 72,5N bei einer Frequenz von 1,5Hz druckbelastet wurden.



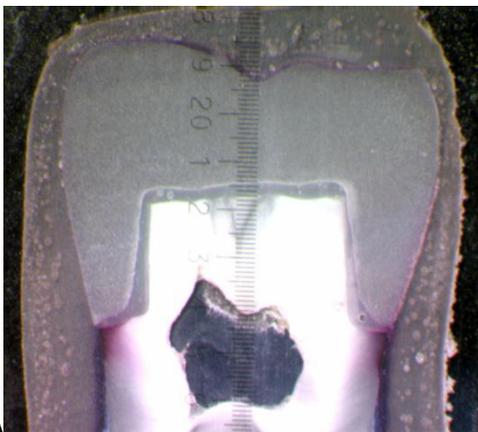
Abbildung 13: TCML-Maschine (M4)

4.5 Farbpenetration

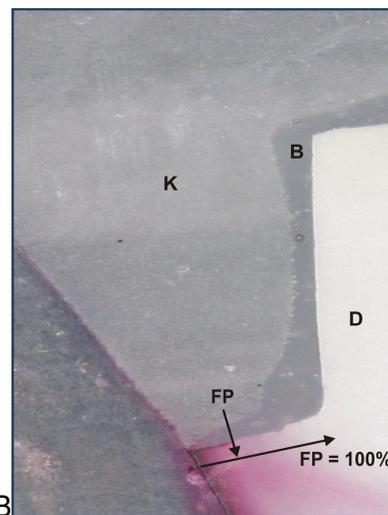
Nach der Belastung wurde die Zahnoberfläche bis zu einem Abstand von 1,0 mm zur Restaurationsgrenze mit Nagellack [M28] versehen. Nach Aushärten des Nagellacks wurden die Zähne für 16 Stunden bei 37°C im Wärmeschrank [M23] in eine 0,5%-ige basische Fuchsinlösung [M29] eingelegt.

Nach der Entnahme aus der Farblösung erfolgte eine sorgfältige Reinigung der Zähne unter Wasser. Nach diesem Schritt wurden die Zähne für das Sägemikrotom [M30] vorbereitet. Sie wurden dazu mit auf den entsprechenden Trägern der Innenlochsäge mit Paladur [M31] fixiert. Unter ständiger Wasserkühlung wurden die Zähne mit einem 300 µm starken Sägeblatt mit 5.000 U/min in 300 µm dicke Scheiben geschnitten. Jeweils zwölf Zähne pro Gruppe wurden in vestibulo-oraler und zwölf Zähne in mesio-distaler Richtung gesägt. Die beiden unterschiedlichen Schnittrichtungen waren notwendig, um die Farbpenetration an den Grenzen Schmelz/Befestigungskomposit und Keramik/Befestigungskomposit (vestibulo-orale Richtung) bzw. Dentin/Befestigungskomposit und Keramik/Befestigungskomposit (mesio-

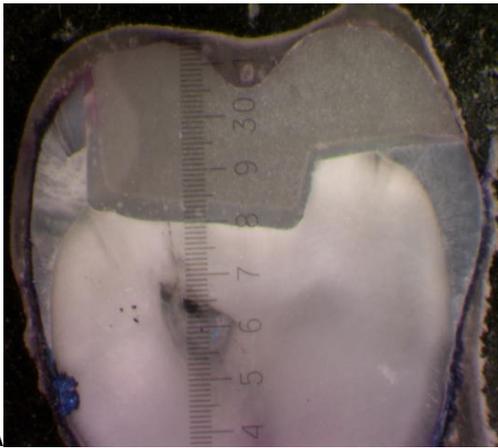
distale Richtung) beurteilen zu können (s. Abbildung 14 und 15). Die gesägten Schnitte der einzelnen Zähne wurden jeweils nummeriert und bis zur photographischen Dokumentation in mit angefeuchtetem Zellstoff ausgelegten, Petrischalen [M32] aufbewahrt, um eine Austrocknung zu verhindern. Jeweils beide Seiten eines Schnittes wurden zusammen mit einem Maßstab unter dem Binokular-Mikroskop bei 50-facher Vergrößerung mittels einer JVC-Kamera [M33] aufgenommen und gespeichert. Dann erfolgte die Übertragung des Bildes an die Auswertungs-Software (Optimas) des angeschlossenen Rechners. Von den einzelnen Seiten wurden eine Übersichtsaufnahme und jeweils eine Detailaufnahme der Restaurationsgrenzen gemacht (s. Abbildung 14 und 15). Die Auswertung erfolgte durch die Optimas-Bildanalyse [M34] und das Excel-Programm. Analysiert wurde die Farbpenetration an den Grenzflächen Keramik/Befestigungskomposit, Schmelz/Befestigungskomposit und Dentin/Befestigungskomposit. Die Tiefe der maximal möglichen Farbpenetration entlang der Grenzflächen wurde gemessen und als 100% gesetzt und die tatsächliche Farbpenetration entlang der jeweiligen Grenzfläche (Keramik, Schmelz, oder Dentin/Befestigungssystem) dazu jeweils ins Verhältnis gesetzt (s. Abbildung 14B und 15B). Die Eindringtiefe der Farbe wurde in Prozent ausgedrückt.



14A
Abbildung 14A: Übersichtsaufnahme (mesio-distale Schnittrichtung)

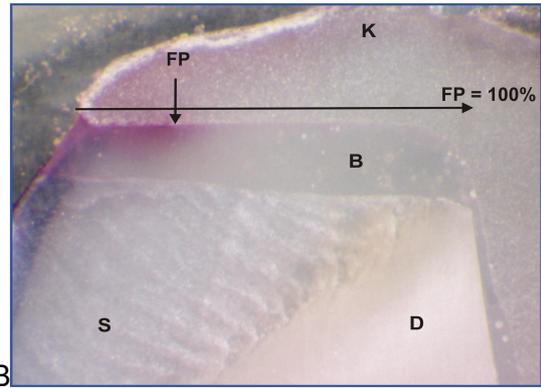


14B
Abbildung 14B: Detailaufnahme approximal im Dentin (S=Schmelz; K=Keramik; B=Befestigungsmaterial; FP=Farbpenetration)



15A

Abbildung 15A: Übersichtsaufnahme (vestibulo-orale Schnittrichtung)



15B

Abbildung 15B: Detailaufnahme oral an der Grenze Keramik/Befestigungsmaterial (S= Schmelz; K=Keramik; D=Dentin; B= Befestigungsmaterial; FP=Farbpenetration)

4.6 Dokumentation der Risse

Vor Präparation, vor thermomechanischer Wechselbelastung (*vor TCML*) und nach thermomechanischer Wechselbelastung (*nach TCML*) wurden die Zähne zur Dokumentation von Schmelzrissen in einen Halter (reproduzierbare Positionierung) von vestibulär und oral mittels Videokamera [M33] und 25-facher Vergrößerung exemplarisch aufgenommen (s. Abbildung 16). Zudem wurde unter einem Auflichtmikroskop [M6] bei zwölf-facher Vergrößerung vestibulär und oral vorhandene Schmelzrisse gezählt und skizziert, um die Rissanzahl, Rissgröße und Risslokalisation festzuhalten. Diese Tätigkeit wurde sowohl in dieser, auch in einer parallel durchgeführten Studie mit gleicher Fragestellung für Inlays, von derselben Person durchgeführt, um eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu erzielen.

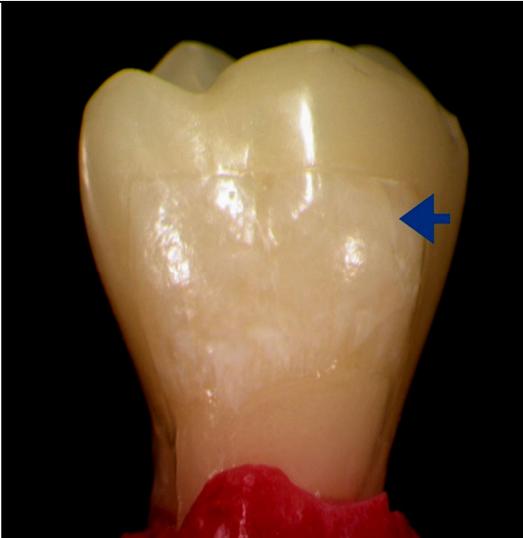
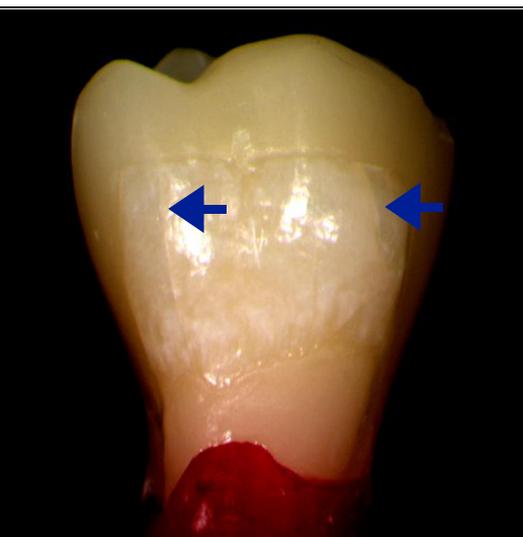
	vestibulär	oral
<i>vor Präparation</i>		
<i>vor TCML</i>		
<i>nach TCML</i>		

Abbildung 16: Ansicht von vestibulär und von oral zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ (Die Risse sind durch blaue Pfeile gekennzeichnet).

4.7 Statistische Auswertung

In der vorliegenden Arbeit wurde bei mit Variolink II befestigten, vollkeramischen Teilkronen der Einfluss der Überkuppelung des nichttragenden Höckers bei ausgedehnten Kavitäten an jeweils 24 Zähnen untersucht. In Tabelle 4 sind die in der vorliegenden in vitro Untersuchung verwendeten Parameter mit Erklärungen und Abkürzungen dargestellt.

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

Tabelle 4: Parameter der vorliegenden in vitro Untersuchung

Für die Farbpenetration wurden aus den Daten der einzelnen Befestigungsgrenzen Schmelz/Befestigungssystem, Keramik/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem für jeden Zahn an den multiplen Schnitten ein Median (Prinzip Median) und ein Maximum (Prinzip Maximum) ermittelt. Jeweils beide Seiten eines Schnittes wurden ausgewertet.

Für die Rissauswertung wurde die Anzahl an Rissen an der vestibulären und oralen Zahnfläche eines jeden Zahnes ermittelt und aus diesen Daten ein Median (Prinzip Median) und ein Maximum (Prinzip Maximum) für jeden Zahn errechnet. Aus diesen gewonnenen Werten der Farbpenetration und der Risse wurde für die Farbpenetration (n=12) und für die Risse (n=24) der Median ermittelt. Aufgrund der fehlenden Normalverteilung wurde ein nicht

parametrisches Testverfahren zur Analyse der Daten angewandt. Der Mann-Whitney U-Test wurde zum paarweisen Vergleich hinsichtlich des Einflusses der einzelnen Parameter für unabhängige Stichproben herangezogen. Der Wilcoxon-Rang-Summen-Test wurde zum paarweisen Vergleich innerhalb derselben Probe verwendet. Mit Hilfe des Chi-Square-Tests wurden die Risszahlen in Abhängigkeit von der Zeit analysiert. Das Signifikanzniveau für die paarweisen Vergleiche wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Zur Bewertung des Einflusses eines einzelnen Parameters unabhängig von den anderen Parametern wurde das Signifikanzniveau α gemäß der Error-Rates Methode zu $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$ 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 α^* war. Die gesamte statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des SPSS (Version 15)-Programms [M35].

5 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Farbpenetration und der Schmelzrisse sind in den Tabellen im tabellarischen Anhang (8.2) aufgeführt. Nullwerte werden zur Kenntlichmachung in den verwendeten Graphen als Balken in einer Größe von 0,4% angegeben. Zu den Medianen der Farbpenetration und der Schmelzrisse werden im Text, in den Tabellen und in den Graphen auch die 25% und 75% Perzentilen aufgeführt.

In den folgenden Abbildungen 17-28 sind die in der Abszisse verwendeten Abkürzungen in der Tabelle 4 beschrieben.

5.1 Farbpenetration

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

1. Um den Einfluss der Präparation zu verdeutlichen, werden zunächst alle Farbpenetrationswerte für die Präparation A und B – unabhängig von den Parametern Grenze und Ort – zu einem Medianwert mit 25%- 75%- Perzentile zusammengefasst. Darüber hinaus werden für jede Präparation die Farbpenetrationswerte an den Orten vestibulär, oral und approximal einzeln ermittelt und dargestellt. Schließlich werden die Farbpenetrationswerte über den Einfluss der Präparation abhängig vom Ort und der Grenze (Keramik, Schmelz, Dentin) dargestellt¹.
2. Zur Übersicht des Einflusses der Grenze werden zu Beginn alle Farbpenetrationswerte für die Restaurationsgrenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem – unabhängig von den Parametern Präparation und Ort – dargestellt. Danach werden für jede Grenze die Farbpenetrationswerte für die

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

Präparation A und B dargelegt. Schließlich werden die Daten über den Einfluss der Grenze abhängig von der Gruppe und dem Ort ermittelt und aufgezeigt¹.

- Um den Einfluss des Ortes (vestibulär, oral und approximal) zu verdeutlichen, erfolgt eine Zusammenfassung der Farbpenetrationswerte zu einem Medianwert mit 25%- 75%- Percentile, unabhängig von den Parametern Grenze und Präparation. Weiterhin werden für jeden Ort die Werte der Präparation A und B zusammengefasst. Schließlich erfolgt eine Darstellung der Farbpenetrationswerte abhängig von den Parametern Präparation und Grenze¹.

5.1.1 Einfluss der Präparation

5.1.1.1 Übersicht

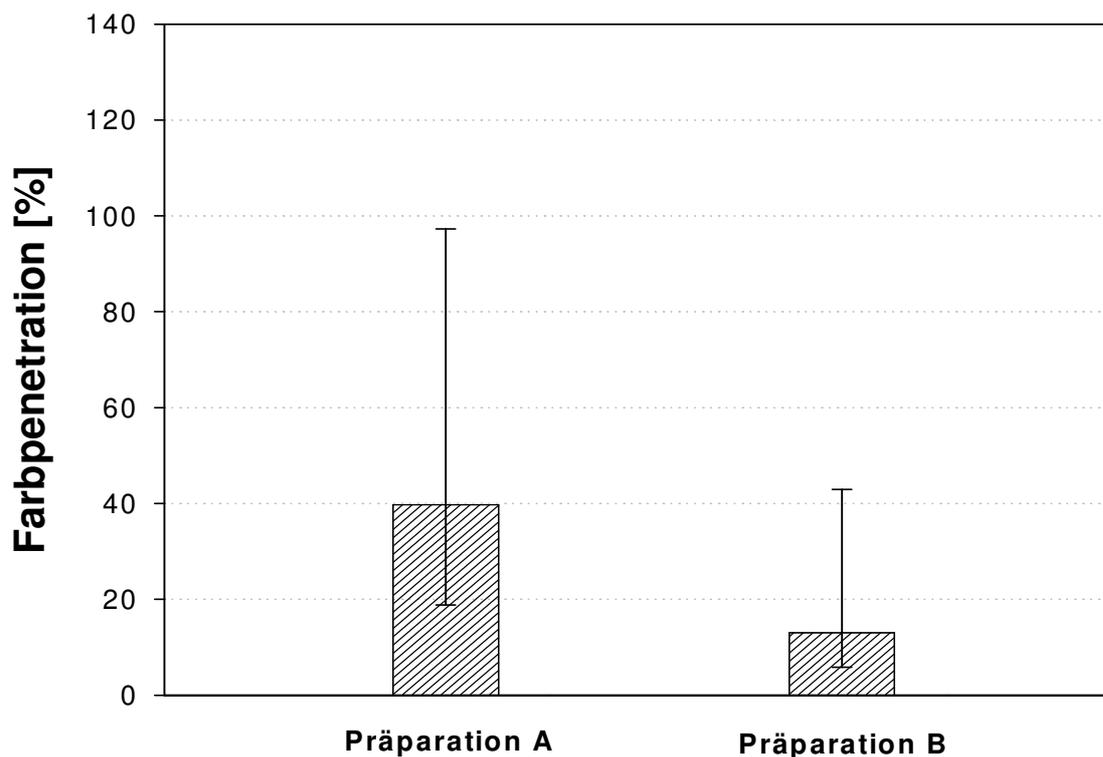


Abbildung 17: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Grenze und Ort – für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und für die Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion); (Median, 25/75% Percentile).

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

Abbildung 17 (vgl. Tab.6) zeigt eine Übersicht der Farbpenetration, zusammengefasst für alle Grenzen (Keramik, Schmelz, Dentin) und Orte (vestibulär, oral und approximal) für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion).

Der Median der Maxima beträgt bei Präparation A 39,7% (25%-Percentile/Median/75%-Percentile: 18,8/39,7/97,3) und bei Präparation B 13,0% (5,8/13,0/42,9). Zwischen den beiden Präparationen kann ein statistisch höchstsignifikanter Unterschied (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$) von 0,000 (vgl. Tab. 15) festgestellt werden. Die Präparation mit horizontaler Reduktion (B) zeigt statistisch signifikant geringere Farbpenetrationswerte als die Präparation A.

5.1.1.2 Einfluss der Präparation abhängig vom Ort

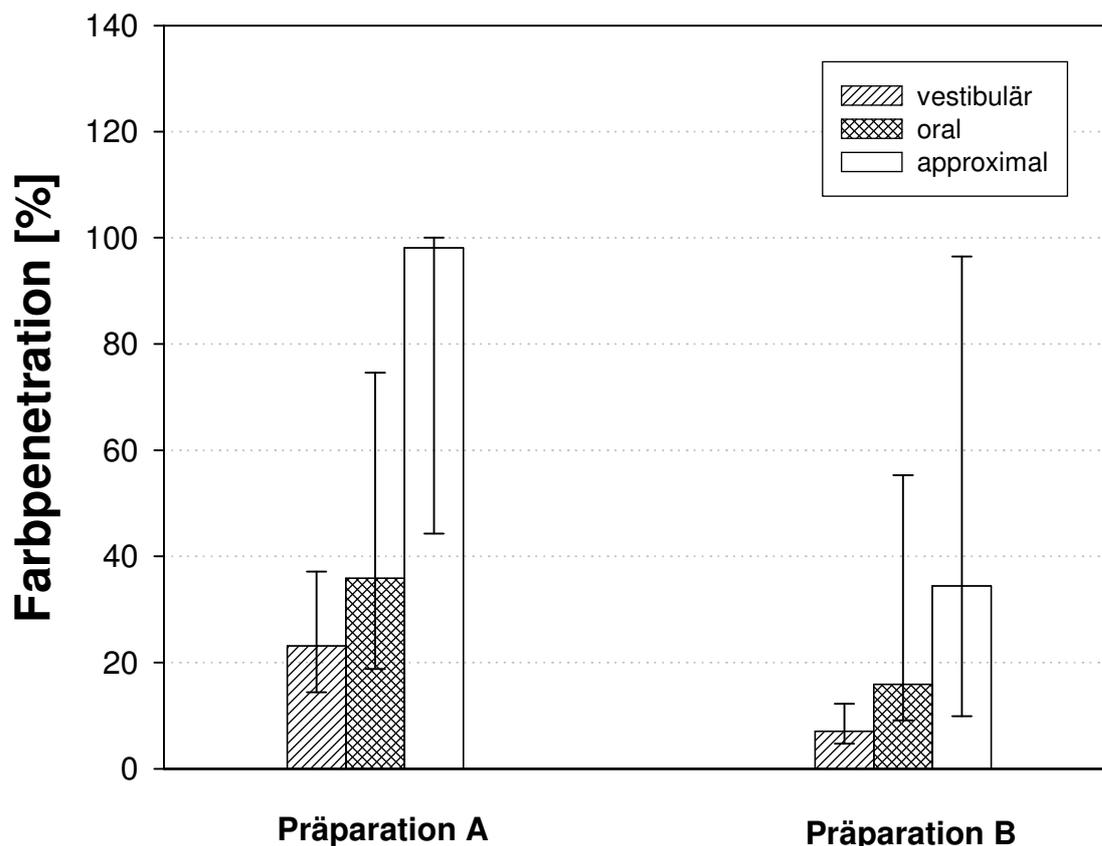


Abbildung 18: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion); (Median, 25/75% Percentile).

Abbildung 18 (vgl. Tab. 7) zeigt eine Zusammenfassung der Farbpenetrationswerte für die Präparation A und B, getrennt für die Orte vestibulär, oral und approximal.

Die Farbpenetration beträgt approximal bei Präparation A 98,1% (25%-Percentile/Median/75%-Percentile: 44,3/98,1/100) und bei Präparation B 34,4% (9,9/34,4/96,4). Vestibulärer und oraler Höcker weisen jeweils niedrigere Farbpenetrationswerte auf als der Ort approximal. Vestibulär belaufen sich diese auf 23,1% (14,4/23,1/37,1) bei Präparation A und auf 7,1% (4,7/7,1/12,2) bei Präparation B. Die entsprechenden Werte oral betragen 35,9% (18,8/35,9/74,6) bei Präparation A und 15,9% (9,1/15,9/55,3) bei Präparation B. Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied oral ($p=0,034$ /vgl. Tab. 15), vestibulär ($p=0,000$ /vgl. Tab. 15) und approximal ($p=0,005$ /vgl. Tab. 15) zwischen den Präparationen A und B (Signifikanzniveau $p\leq 0,05$). Die Farbpenetrationswerte bei Präparation A sind vestibulär und oral, sowie approximal signifikant höher als bei Präparation B.

5.1.1.3 Einfluss der Präparation abhängig vom Ort und der Grenze

In der Abbildung 19 (vgl. Tab.8) sind die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal, abhängig von der Grenze (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem) graphisch dargestellt.

Die Farbpenetration im Dentin erreicht bei der Präparation A einen Wert von 100% (25%-Percentile/Median/75%-Percentile: 97,3/100/100) und 84,1% (34,3/84,1/99,9) bei der Präparation B. Bei Betrachtung der Farbpenetration an der approximalen Keramikgrenze findet man bei Präparation A einen Wert von 54,8% (21,9/54,8/99,3) und bei Präparation B einen Wert von 11,9% (4,8/11,9/38,1). Zwischen den beiden Präparationen gibt es approximal im Dentin einen statistisch signifikanten Unterschied ($p=0,010$ /vgl. Tab. 15). Die Farbpenetration ist bei Präparation B signifikant niedriger als bei Präparation A. Einen weiteren statistisch signifikanten Unterschied ($p=0,033$ /vgl. Tab. 15) zwischen den beiden Präparationen erhält man an der approximalen Keramikgrenze, an der bei Präparation A die Farbpenetrationswerte signifikant höher sind als bei Präparation B (Signifikanzniveau $p\leq 0,05$).

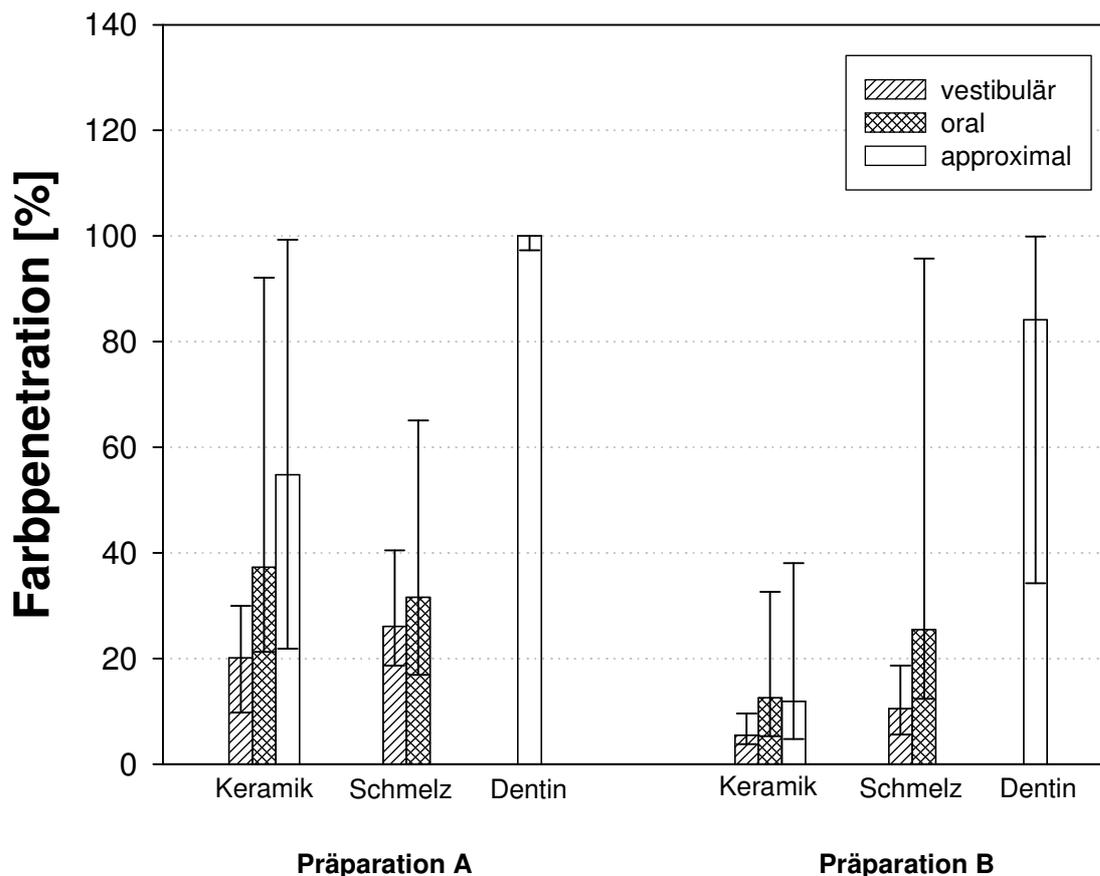


Abbildung 19: Darstellung der Farbpenetration (%) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) abhängig vom Ort (vestibulär, oral und approximal);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

Die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem erreicht bei Präparation A vestibulär 20,1% (9,8/20,1/30,0) und oral 37,3% (21,3/37,3/92,1). Bei Präparation B beträgt die Farbpenetration vestibulär 5,5% (3,8/5,5/9,6) und oral 12,6% (5,3/12,6/32,6). Es kann zwischen den beiden Präparationen an der Grenze Keramik/Befestigungssystem am vestibulären Höcker ein statistisch signifikanter Unterschied von $p=0,006$ (vgl. Tab. 15) und am oralen Höcker ein statistisch signifikanter Unterschied von $p=0,013$ (vgl. Tab. 15) ermittelt werden. Die Farbpenetration ist bei Präparation B an der Grenze Keramik/Befestigungssystem sowohl oral, als auch vestibulär signifikant geringer als bei Präparation A.

An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem ist eine Farbpenetration von 26,1% (18,7/26,1/40,5) bei Präparation A und 10,5% (5,6/10,5/18,7) bei Präparation B vestibulär vorhanden. Oral fällt bei Präparation A der Wert für die Farbpenetration mit 31,6%

(16,9/31,6/65,1) höher als bei Präparation B mit 25.5% (12,4/25,5/95,7) aus. Aus diesen Werten ergibt sich zwischen den beiden Präparationen ein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,001$ /vgl. Tabelle 15) vestibulär. Die Farbpenetration ist an schmelzbegrenzten Restaurationsabschnitten bei Präparation A signifikant höher als bei Präparation B.

Die Anwendung der Error-Rates-Methode hinsichtlich des Einflusses der Präparation unabhängig von den Parametern Grenze und Ort ergab einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 15; $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.1.2 Einfluss der Grenze

5.1.2.1 Übersicht

Abbildung 20 (vgl. Tab. 9) zeigt die zusammengefassten Werte der Farbpenetration für die einzelnen Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem) – unabhängig von der Präparation und dem Ort.

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem ergeben sich Farbpenetrationswerte von 17,7% (25%-Percentile/Median/75%-Percentile: 6,9/17,7/44,6), für die Grenze Schmelz/Befestigungssystem von 19,8% (11,8/19,8/40,8) und für die Grenze Dentin/Befestigungssystem von 99,3 (53,7/99,3/100). Sowohl zwischen dentin- und schmelzbegrenzten Restaurationsabschnitten ($p=0,000$ /vgl. Tab. 26), als auch zwischen dentin- und keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten ($p=0,000$ /vgl. Tab. 26) ergeben sich statistisch höchstsignifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p\leq 0,05$). Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem ist signifikant höher als an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem. An keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten wurden niedrigere Farbpenetrationswerte als an schmelzbegrenzten Restaurationsabschnitten ermittelt. Diese Unterschiede sind jedoch statistisch nicht signifikant (vgl. Tab. 16).

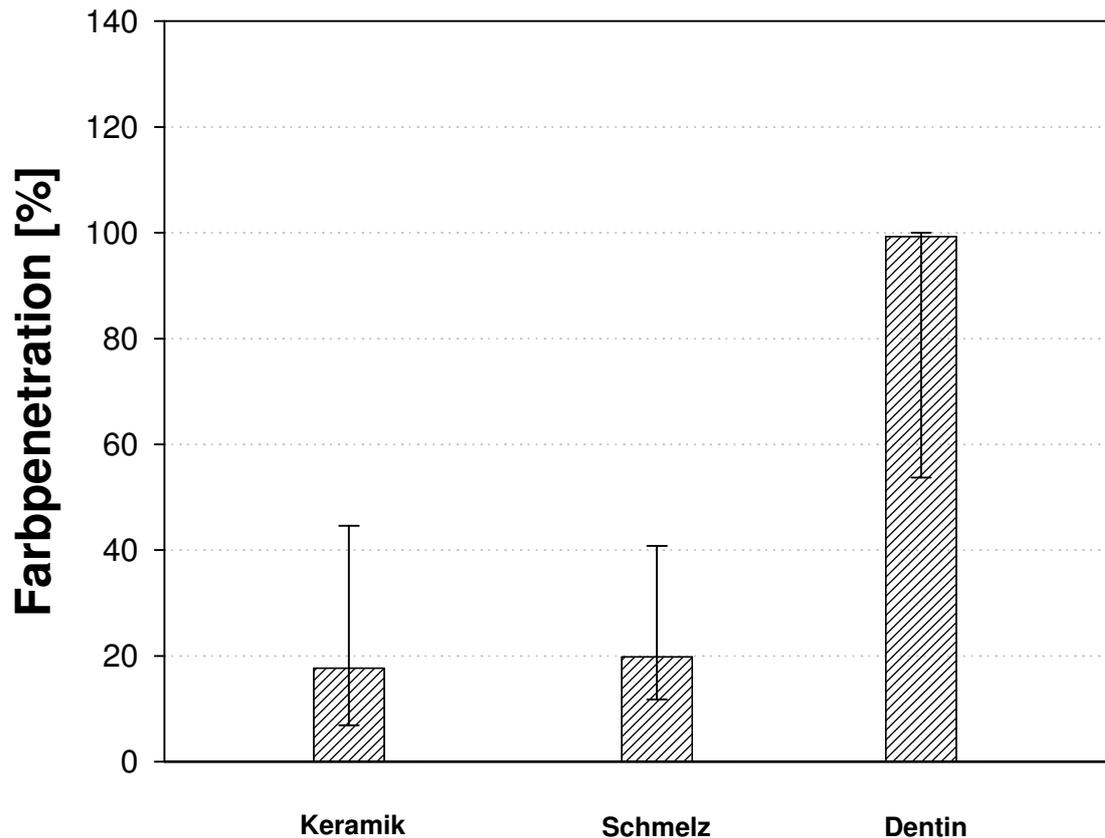


Abbildung 20: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation und Ort – an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25/75% Percentile).

5.1.2.2 Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation

In der Abbildung 21 (vgl. Tab. 10) sind die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und für die Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Restaurationsgrenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem unabhängig vom Ort dargestellt.

Die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem beträgt bei Präparation A 100% (97,3/100/100) und bei Präparation B 84,1% (34,3/84,1/99,9). Die Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem weisen niedrigere Werte auf. An der Grenze Keramik/Befestigungssystem erreicht die Farbpenetration 32,4% (16,5/32,4/72,4) bei Präparation A und 9,7% (4,6/9,7/20,1) bei Präparation B. Die

entsprechenden Werte an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem betragen bei der Präparation A 26,9% (17,7/26,9/41,8) und bei Präparation B 13,7% (8,2/13,7/33,1).

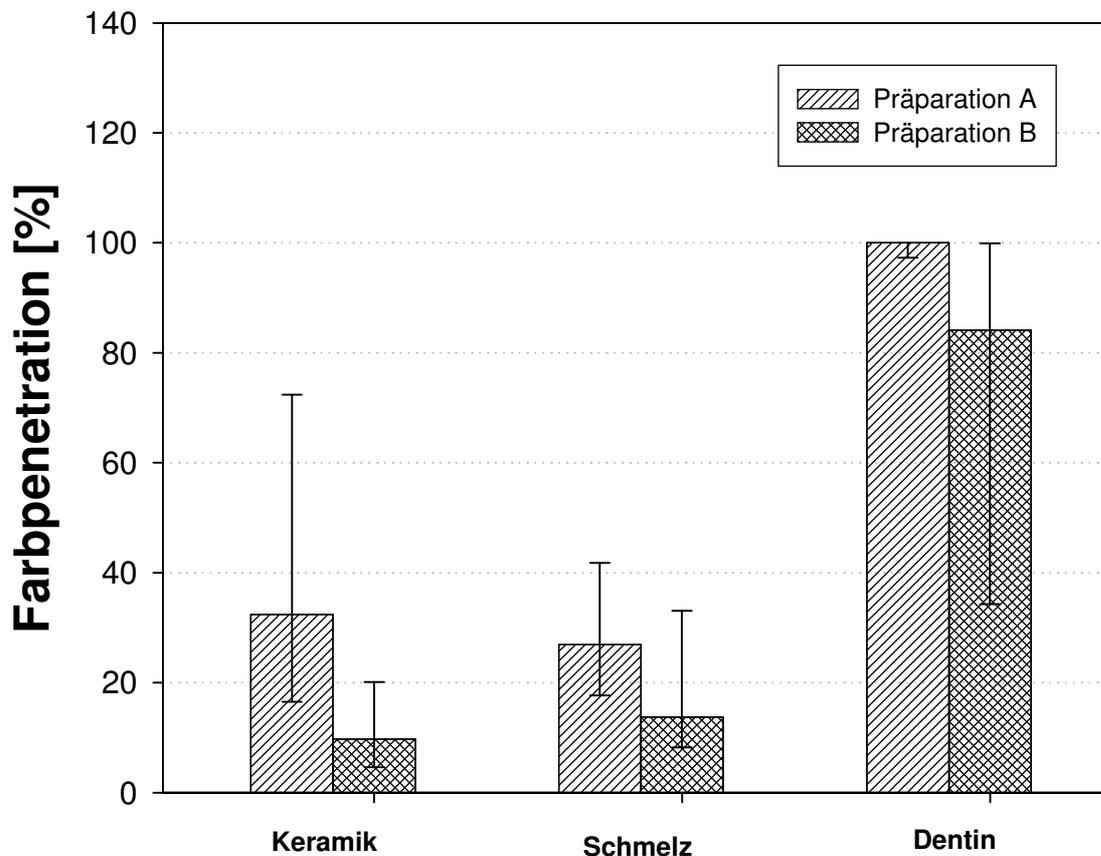


Abbildung 21: Darstellung der Farbpenetration (%) für Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem, unabhängig vom Ort (Median, 25/75% Percentile).

Es wurden zwischen den einzelnen Grenzen statistisch signifikante Unterschiede ermittelt (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$). Zwischen den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem ergeben sich sowohl für Präparation A, als auch für Präparation B höchstsignifikante Unterschiede ($p=0,000$ /vgl. Tab. 16). Die Farbpenetration ist bei beiden Präparationen an dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten statistisch signifikant höher als an keramikbegrenzten. Ferner besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen schmelz- und keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten bei Präparation B ($p=0,049$ /vgl. Tab. 16), bei der die Farbpenetration an der Grenze Keramik/Befestigungssystem signifikant niedriger als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem ist. Beim Vergleich der beiden Restaurationsgrenzen Schmelz und Dentin ergeben sich statistisch signifikante Unterschiede bei Präparation A ($p=0,000$ /vgl. Tab. 16) und bei Präparation B ($p=0,001$ /vgl. Tab. 16). Die

Farbpenetration ist an dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten signifikant höher als an schmelzbegrenzten.

5.1.2.3 Einfluss der Grenze abhängig von der Präparation und Ort

Die Ergebnisse der Farbpenetration für die Präparation A und B abhängig vom Ort (vestibulär, oral und approximal) sind in Abbildung 22 (vgl. Tab.11), getrennt für die Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem graphisch dargestellt.

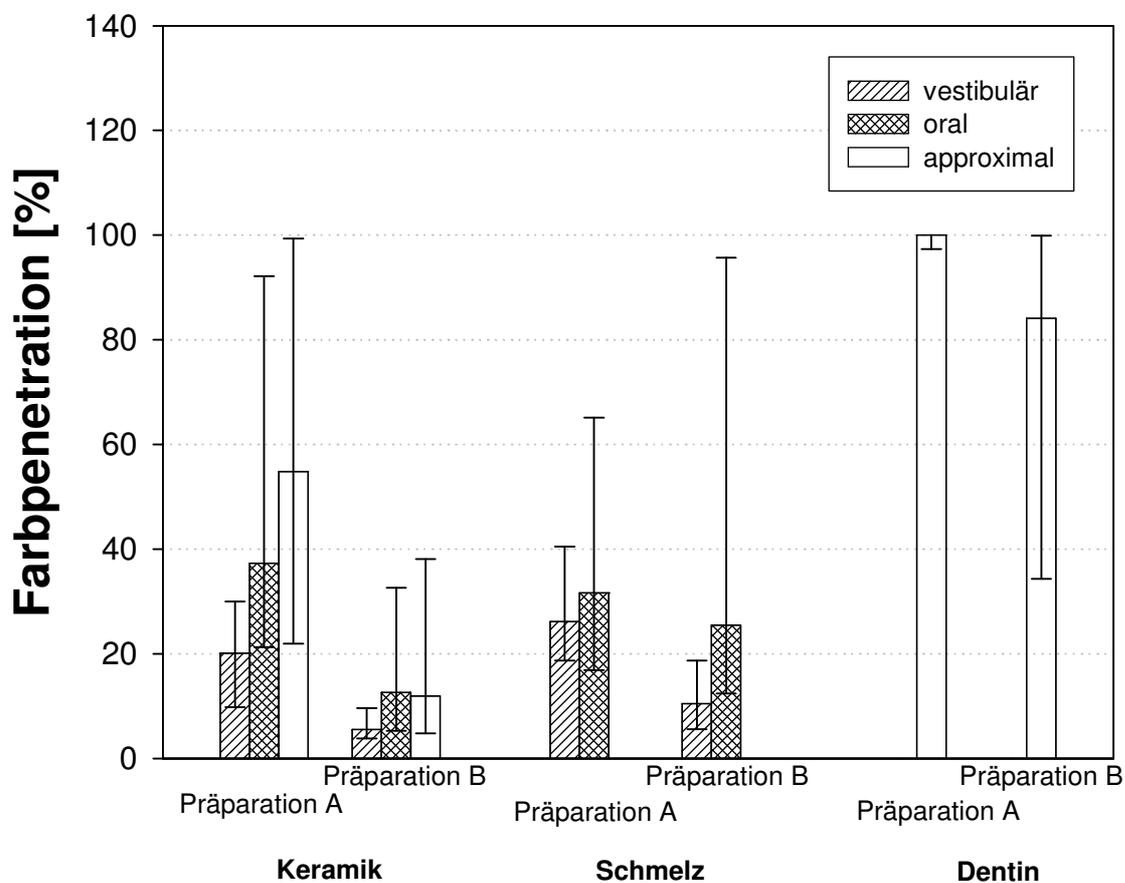


Abbildung 22: Darstellung der Farbpenetration (%) für Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem in Abhängigkeit vom Ort (vestibulär, oral und approximal);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

Für die Grenze Keramik/Befestigungssystem der Präparation A zeigen sich Farbpenetrationswerte approximal von 54,8% (21,9/54,8/99,3), oral von 37,3% (21,3/37,3/92,1) und vestibulär von 20,1% (9,8/20,1/30,0). An der Grenze

Schmelz/Befestigungssystem der Präparation A sind Farbpenetrationswerte von 26,1% (18,7/26,1/40,5) vestibulär und von 31,6% (16,9/31,6/65,1) oral zu verzeichnen. Demgegenüber ergeben sich an der Grenze Dentin/Befestigungssystem Farbpenetrationswerte für die Präparation A von 100% (97,3/100/100). Zwischen den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem bestehen für den oralen und vestibulären Höcker bei Präparation A keine statistisch signifikanten Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$). Beim Vergleich von keramik- und dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten ergibt sich ein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,010$ /vgl. Tab. 16). Die Farbpenetrationswerte an der Grenze Keramik/Befestigungssystem sind signifikant niedriger als die Farbpenetrationswerte an der Grenze Dentin/Befestigungssystem.

An der Grenze Keramik/Befestigungssystem der Präparation B zeigen sich Farbpenetrationswerte approximal von 11,9% (4,8/11,9/38,1), oral von 12,6% (5,3/12,6/32,6) und vestibulär von 5,5% (3,8/5,5/9,6). An der Grenze Schmelz/Befestigungssystem ergab die Auswertung der Farbpenetration einen Wert von 10,5% (5,6/10,5/18,7) am vestibulären und 25,5% (12,4/25,5/95,7) am oralen Höcker. Bei Präparation B ist die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem 84,1% (34,3/84,1/99,9). Beim Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem ist oral ($p=0,026$ /vgl. Tab. 16) ein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen. Die Farbpenetrationswerte an der Grenze Keramik/Befestigungssystem sind bei Präparation B signifikant höher als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Ebenso ist die Farbpenetration an der Grenze Dentin/Befestigungssystem statistisch signifikant höher als an der Grenze Keramik/Befestigungssystem ($p=0,002$ /vgl. Tab. 16).

Die Anwendung der Error-Rates-Methode hinsichtlich des Einflusses der Grenze unabhängig von den Parametern Präparation und Ort ergab einen statistisch signifikanten Einfluss sowohl an keramik- und dentinbegrenzten, als auch an schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten (vgl. Tab. 16: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.1.3 Einfluss des Ortes

5.1.3.1 Übersicht

Abbildung 23 (vgl. Tab. 12) zeigt eine Übersicht über die zusammengefassten Daten der Farbpenetration für die einzelnen Orte vestibulär, oral und approximal – unabhängig von der Präparation und der Grenze.

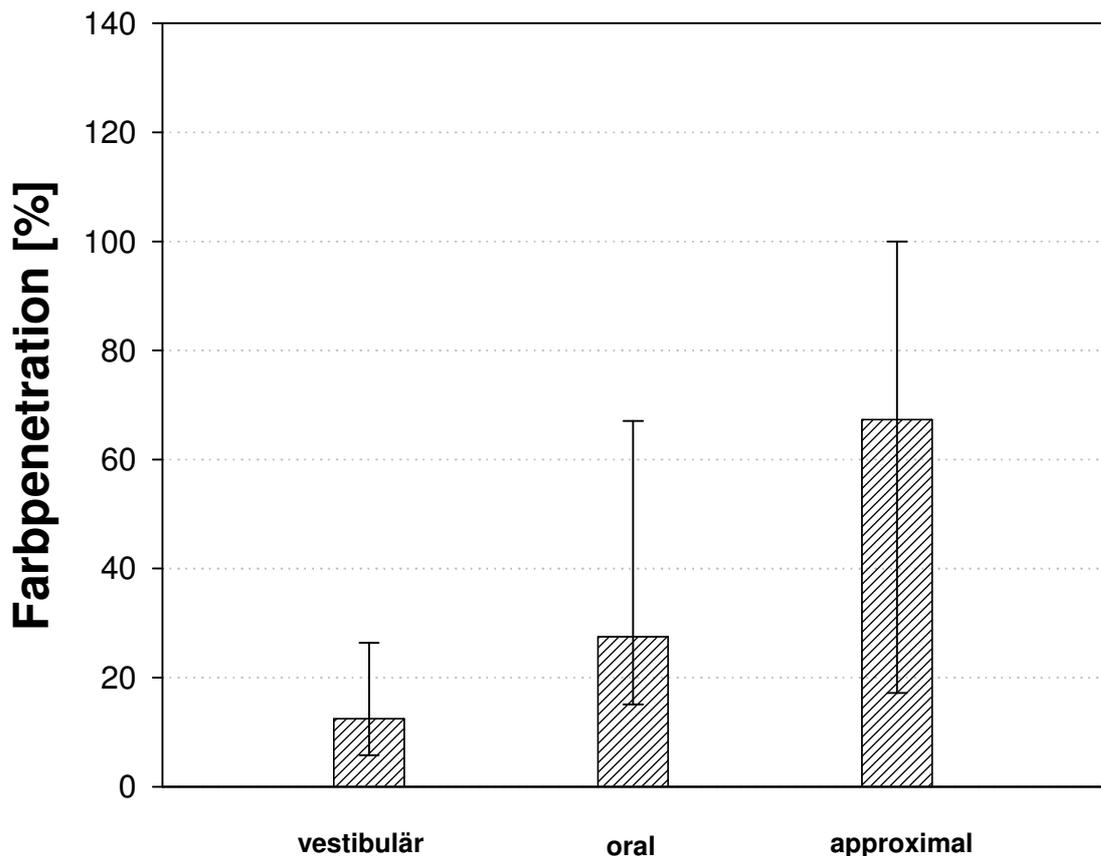


Abbildung 23: Darstellung der zusammengefassten Daten der Farbpenetration (%) – unabhängig von Präparation und Grenze – für die Orte vestibulär, oral und approximal (Median, 25/75% Percentile).

Es wurde vestibulär eine Farbpenetration von 12,5% (5,8/12,5/26,4), oral eine Farbpenetration von 27,5% (15,1/27,5/67,1) und approximal eine Farbpenetration von 67,3% (17,2/67,3/100) festgestellt. Zwischen vestibulär und oral zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied von $p=0,001$ (vgl. Tab. 17; Signifikanzniveau $p \leq 0,05$). Die Farbpenetration ist am oralen Höcker signifikant höher als am vestibulären Höcker. Ferner kann ein statistisch signifikanter Unterschied sowohl zwischen vestibulär und approximal ($p=0,000$ /vgl. Tab. 17), als auch zwischen oral und approximal ($p=0,009$ /vgl. Tab. 17)

ermittelt werden. Die Farbpenetration ist approximal statistisch signifikant höher als vestibulär und oral.

5.1.3.2 Einfluss des Ortes abhängig von der Präparation

Abbildung 24 (vgl. Tab. 13) zeigt die Ergebnisse der Farbpenetration an den Orten vestibulär, oral und approximal bei Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig vom Parameter Grenze.

Für die Präparation A erhält man vestibulär 23,1% (14,4/23,1/37,1) und oral 35,9% (18,8/35,9/74,6) Farbpenetration. Approximal beträgt die Farbpenetration 98,1% (44,3/98,1/100). Für die Präparation B ergeben sich Farbpenetrationswerte vestibulär von 7,1% (4,7/7,1/12,2). Approximal wurde eine Farbpenetration von 34,4% (9,9/34,4/96,5) festgestellt und oral beträgt die Farbpenetration 15,9% (9,1/15,9/55,3).

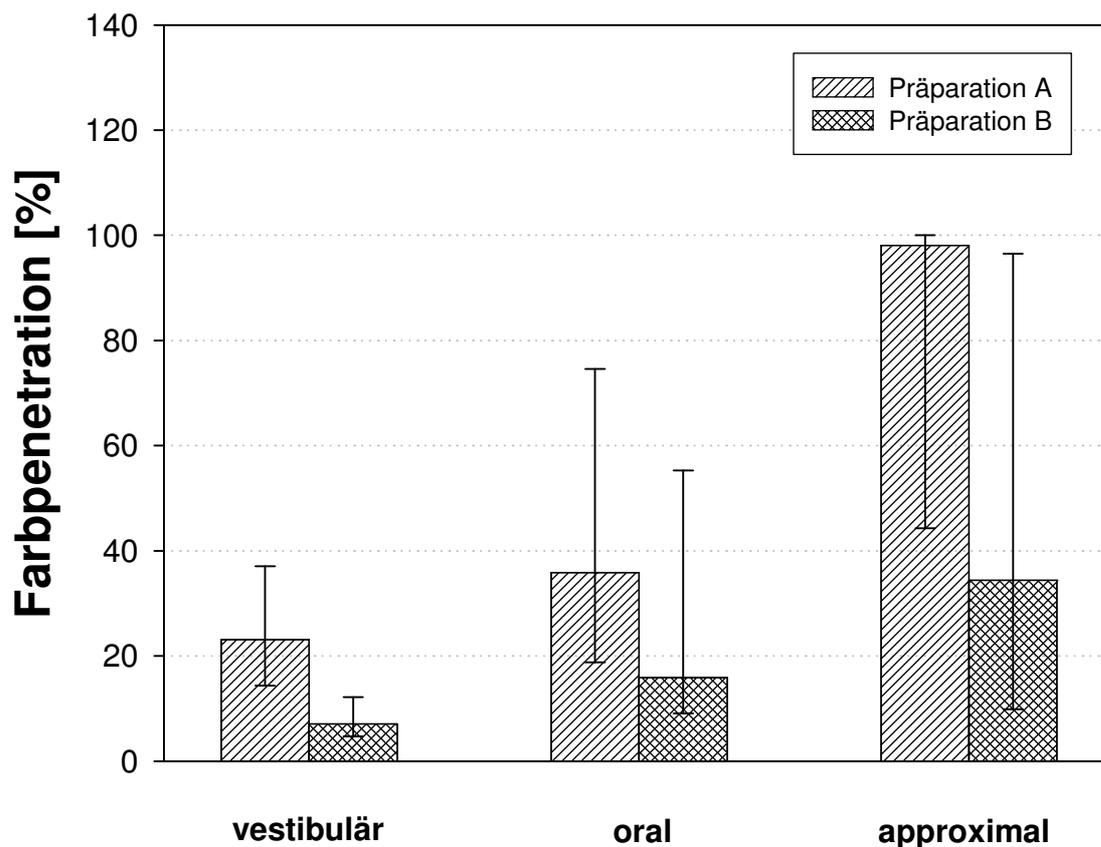


Abbildung 24: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal, unabhängig von der Grenze (Median, 25/75% Percentile).

Im Vergleich der drei Orte finden sich statistisch signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$). Die Farbpenetration ist vestibulär bei Präparation B statistisch signifikant geringer als oral ($p=0,003$ /vgl. Tab. 17) und approximal ($p=0,001$ /vgl. Tab. 17). Bei Präparation A sind statistisch signifikante Unterschiede sowohl zwischen approximal und oral ($p=0,002$ /vgl. Tab. 17), als auch zwischen approximal und vestibulär ($p=0,000$ /vgl. Tab. 17) vorhanden. Die Farbpenetration ist approximal bei Präparation A statistisch signifikant höher als vestibulär und oral.

5.1.3.3 Einfluss des Ortes abhängig von der Präparation und Grenze

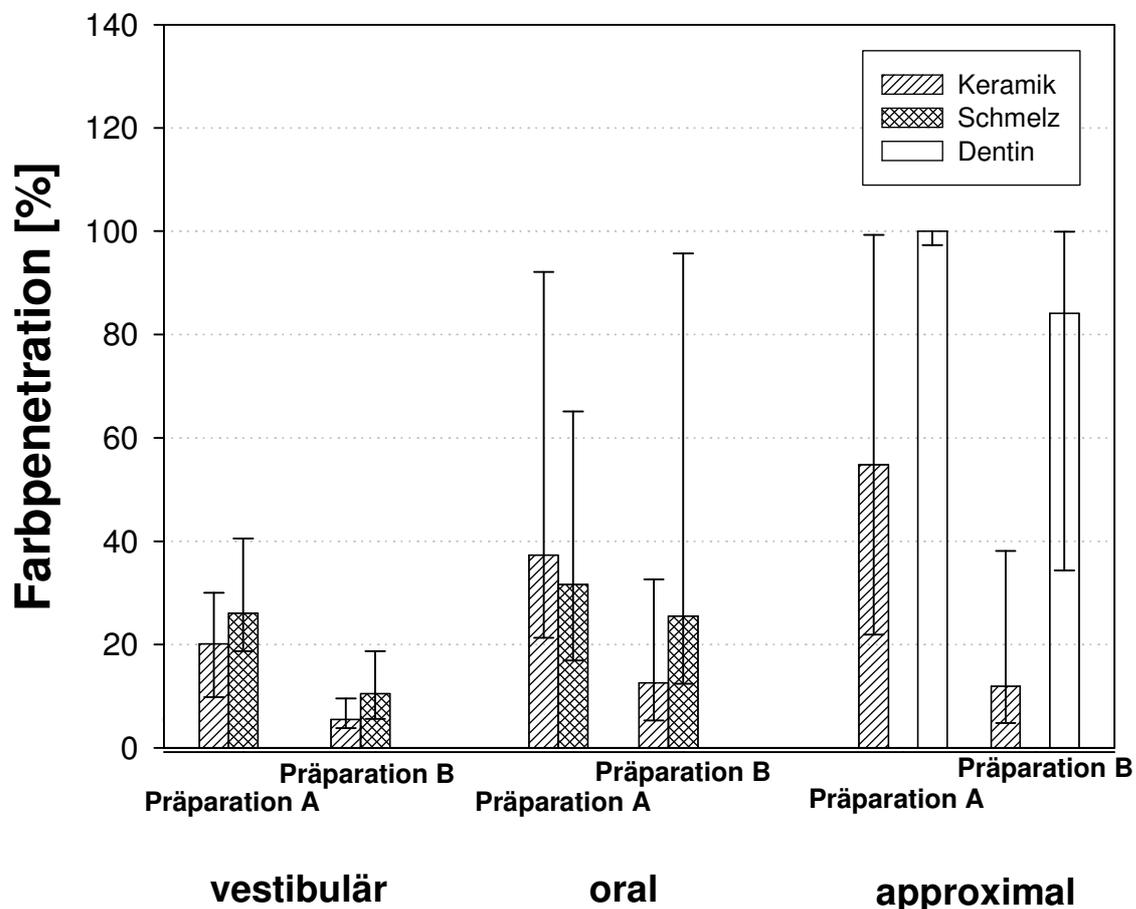


Abbildung 25: Darstellung der Farbpenetration (%) für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär, oral und approximal, getrennt für die einzelnen Grenzen (Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem),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

In der Abbildung 25 (vgl. Tab. 14) sind die Ergebnisse der Farbpenetration an den untersuchten Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A (1,0 mm

Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/ Befestigungssystem zusammengefasst.

Für die Präparation A erhält man Farbpenetrationswerte vestibulär von 20,1% (9,8/20,1/30,0) an keramik- und von 26,1% (18,7/26,1/40,5) an schmelzbegrenzten Restaurationsabschnitten. Oral erstrecken sich die Werte von 31,6% (16,9/31,6/65,1) an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem bis auf 37,3% (21,3/37,3/92,1) an der Grenze Keramik/Befestigungssystem. Approximal an der Grenze Dentin/Befestigungssystem ist die Farbpenetration mit 100% (97,3/100/100) bei Präparation A am höchsten. An der keramikbegrenzten Approximalfuge erhält man eine Farbpenetration von 54,8% (21,9/54,8/99,3). Beim Vergleich der Orte besteht kein statistisch signifikanter Unterschied an schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten bei Präparation A (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$). An der Grenze Keramik/Befestigungssystem hingegen ergibt sich ein statistisch signifikanter Unterschied von $p=0,050$ (vgl. Tab. 17) zwischen vestibulär und approximal, sowie zwischen vestibulär und oral ($p=0,019$ /vgl. Tab. 17). Die Farbpenetration ist bei Präparation A an keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten approximal signifikant höher als vestibulär. Oral ergeben sich an der Grenze Keramik/Befestigungssystem Farbpenetrationswerte, die im Vergleich zu vestibulär signifikant höher sind.

Bei Betrachtung der Farbpenetrationswerte bei Präparation B ergeben sich für die proximale Grenze Dentin/Befestigungssystem 84,1% (34,3/84,1/99,9) und für die proximale Grenze Keramik/Befestigungssystem 11,9% (4,8/11,9/38,1). Die Farbpenetrationswerte vestibulär an der Grenze Keramik/Befestigungssystem betragen 5,5% (3,8/5,5/9,6) und an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem 10,5% (5,6/10,5/18,7). Im Gegensatz zu Präparation A sind die Farbpenetrationswerte oral mit 12,6% (5,3/12,6/32,6) an keramikbegrenzten und mit 25,5% (12,4/25,5/95,7) an schmelzbegrenzten Restaurationsrändern bei Präparation B geringer. Zwischen den untersuchten Orten lässt sich für die Grenze Schmelz/Befestigungssystem bei Präparation B ein statistisch signifikanter Unterschied feststellen. An schmelzbegrenzten Restaurationsabschnitten ist die Farbpenetration vestibulär statistisch signifikant niedriger als oral ($p=0,010$ /vgl. Tab. 17).

Betrachtet man beide Präparation (Präparation A und B) zusammen, bestehen beim Vergleich der Orte keine statistisch signifikanten Unterschiede an keramik-, schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten (vgl. Tab. 17).

Die Anwendung der Error-Rates-Methode hinsichtlich des Einflusses des Ortes unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze ergab einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 17: $k=8$, $\alpha^*:0,00639115$).

5.2 Rissauswertung

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 einzeln ermittelt und dargestellt. Schließlich wird die absolute Rissanzahl (%) über den Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort (vestibulär, oral) dargestellt¹.
2. Um eine Übersicht über die Änderung der Anzahl an Schmelzrissen zu erhalten, werden die Ergebnisse zusammengefasst und zwar nach dem Prinzip „Änderungen ≥ 1 “ und „Änderungen ≤ 0 “. Diese Darstellung erfolgt zu den Zeiten „vor Präparation“ und „nach TCML“ im Vergleich zu „vor TCML“.

5.2.1 Übersicht

Die Anzahl an Schmelzrissen an den vestibulären und oralen Orten lag zu allen Zeitpunkten („vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“) zwischen keinem und zwölf Schmelzrissen. Minimal waren zum Zeitpunkt „vor Präparation“ an einem Ort ein Schmelzriss und maximal elf Schmelzrisse an zwei Orten zu beobachten. Nach dem Einsetzen der Restaurationen und der Politur der Zähne („vor TCML“) war ein Ort ohne Schmelzriss vorhanden. An drei Orten waren elf Schmelzrisse. Zum Zeitpunkt „nach TCML“ gab es an fünf Orten zwei Schmelzrisse. Maximal zwölf Schmelzrisse wurden an zwei Orten gefunden (Tabelle 18 und 19).

Sowohl bei den Zähnen der Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) als auch bei den Zähnen der Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) kam es durch die thermomechanische Wechselbelastung (TCML) zu einer Erhöhung der Anzahl der Schmelzrisse. Die TCML führte in keinem Fall zur Verminderung der Rissanzahl.

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

Zum Zeitpunkt „vor TCML“ gegenüber dem Zeitpunkt „vor Präparation“ waren bei beiden Präparationen sowohl eine Zu-, als auch eine Abnahme an Schmelzrissen zu verzeichnen. Bei Präparation B wurden an einem Ort sechs, an einem drei, an vier zwei und an einem zehn Schmelzrisse weniger gefunden als zum Zeitpunkt „vor Präparation“. Auch bei Präparation A waren an zwei Orten zwei Schmelzrisse und an acht Orten ein Schmelzriss weniger zu finden.

Abbildung 26 (vgl. Tab. 18) zeigt eine Übersicht der absoluten Rissanzahl, zusammengefasst für beide Präparationen (Präparation A und B) und Orte (vestibulär und oral) zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“. Der Median der Maxima beträgt zum Zeitpunkt „vor Präparation“ 5% (25%-Percentile/Median/75%-Percentile: 4,0/5,0/7,0), vor TCML 5,5% (4,0/5,5/7,0) und „nach TCML“ 6% (5,0/6,0/8,75). Es besteht ein statistisch höchstsignifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Zeiten von $p=0,000$ (vgl. Tab. 24-26). Die Rissanzahl zur Zeit „vor TCML“ ist statistisch signifikant höher als zur Zeit „vor Präparation“. Auch zum Zeitpunkt „nach TCML“ ist die Anzahl an Schmelzrissen signifikant höher als zum Zeitpunkt „vor TCML“ und „vor Präparation“.

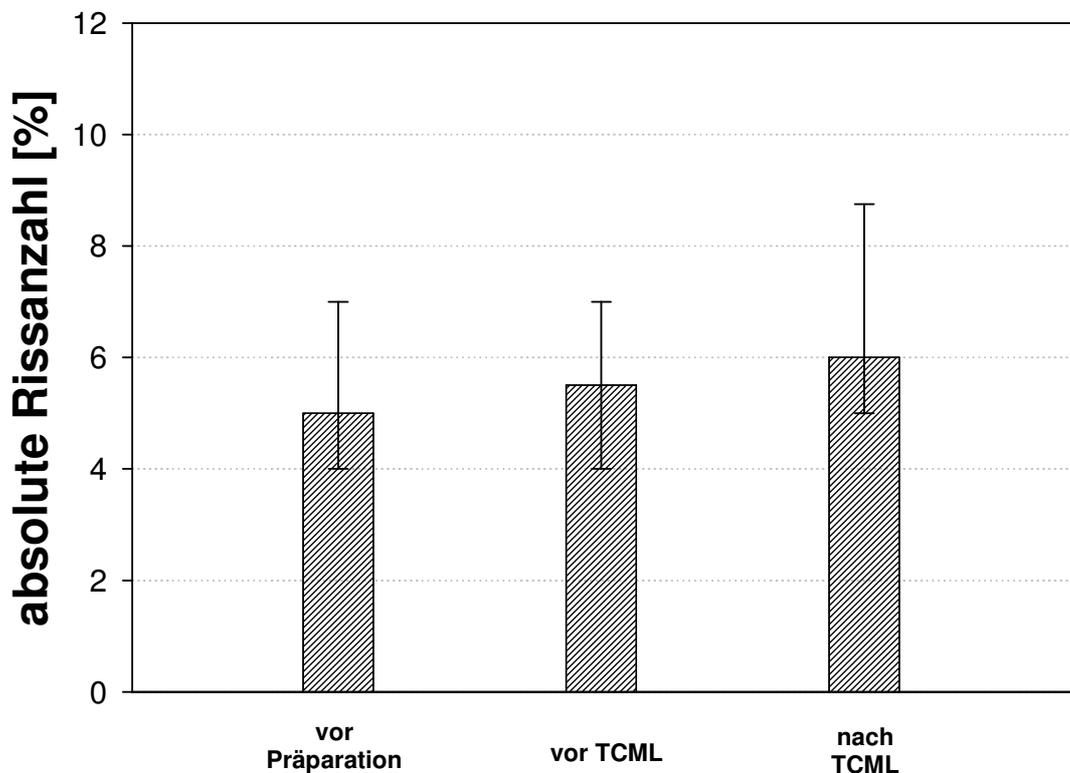


Abbildung 26: Darstellung der absoluten Rissanzahl (%) zu den Zeitpunkten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“, unabhängig von der Präparation und dem Ort (Median, 25/75% Percentile).

Die Anwendung der Error-Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Zeit unabhängig von den Parametern Präparation und Ort ergab einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 24-26: $k=4$, $\alpha^*:0,01274146$).

5.2.1.1 Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation

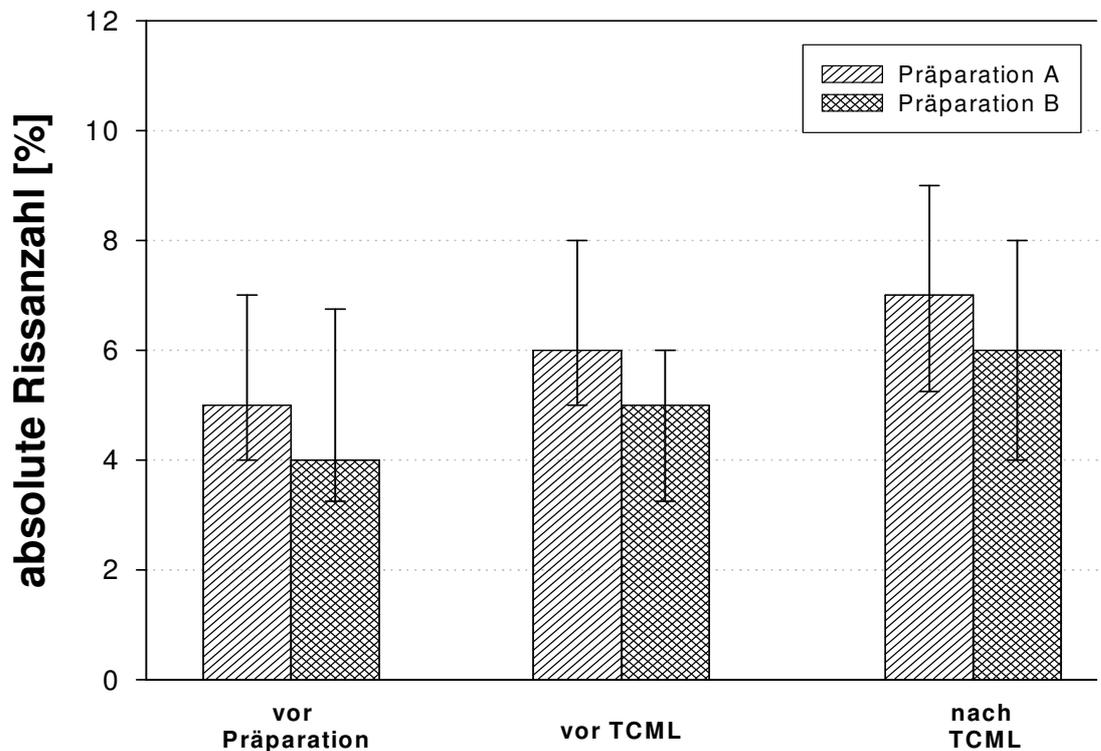


Abbildung 27: Darstellung der absoluten Rissanzahl (%) zu den Zeitpunkten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ abhängig von der Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion), unabhängig vom Ort (Median, 25/75% Percentile).

Abbildung 27 (vgl. Tabelle 19) zeigt eine Übersicht der absoluten Rissanzahl für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und für die Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den Zeitpunkten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“. Bei Präparation A erhält man zum Zeitpunkt „vor Präparation“ eine Rissanzahl von 5% (4,0/5,0/7,0), „vor TCML“ von 6% (5,0/6,0/8,0) und „nach TCML“ von 7% (5,25/7,0/9,0). Bei Präparation B ergaben sich geringere Werte. Diese betragen für den Zeitpunkt „vor Präparation“ 4% (3,25/4,0/6,75), „vor TCML“ 5% (3,25/5,0/6,0) und „nach TCML“ 6% (4,0/6,0/8,0). Es konnte zwischen beiden Präparationen (Präparation A und B) zur Zeit „vor TCML“ ($p=0,009$) und zur Zeit „nach TCML“ ($p=0,010$) ein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden (vgl. Tab. 27). Die Rissanzahl ist bei Präparation A sowohl zum

Zeitpunkt „vor TCML“, als auch zum Zeitpunkt „nach TCML“ statistisch signifikant höher als bei Präparation B.

Die Anwendung der Error-Rates Methode hinsichtlich des Einflusses der Präparation unabhängig von den Parametern Ort und Zeit ergab einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 27: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.2.1.2 Einfluss der Zeit abhängig von der Präparation und dem Ort

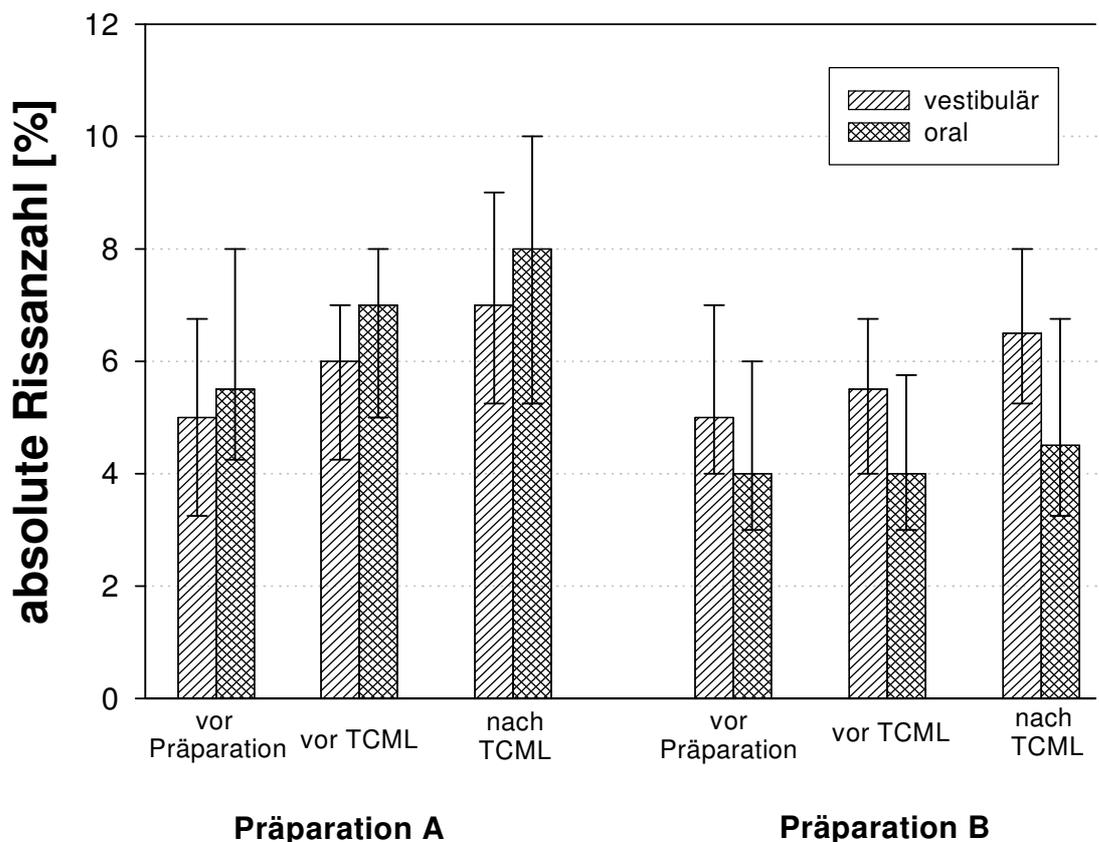


Abbildung 28: Darstellung der absoluten Rissanzahl (%) zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“, abhängig von der Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) und dem Ort (vestibulär und oral); (Median, 25/75% Percentile).

Die Ergebnisse der absoluten Rissanzahl für die Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den verschiedenen Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ abhängig von den Orten vestibulär und oral sind in Abbildung 28 (vgl. Tab. 20) dargestellt.

„Vor Präparation“ beträgt die absolute Rissanzahl bei Präparation A vestibulär 5% (3,25/5,0/6,75). „Vor TCML“ beträgt der Wert 6% (4,25/6,0/7,0) und „nach TCML“ 7% (5,25/7,0/9,0). Demgegenüber war die Rissanzahl oral bei Präparation A höher als bei Präparation B. Die Anzahl erhöhte sich von 5,5% (4,25/5,5/8,0) „vor der Präparation“ auf 7% (5,0/7,0/8,0) „vor TCML“ und auf 8% (5,25/8,0/10,0) „nach TCML“. Bei Präparation B (mit horizontaler Reduktion) ergaben sich – außer vestibulär „vor Präparation“ – bezüglich der absoluten Rissanzahl sowohl oral als auch vestibulär insgesamt niedrigere Werte als bei Präparation A. Die Rissanzahl „vor Präparation“ vestibulär wies einen Wert von 5% (4,0/5,0/7,0) auf, der sich „vor TCML“ auf 5,5% (4,0/5,5/6,75) und „nach TCML“ auf 6,5% (5,25/6,5/8,0) erhöhte. Bei Betrachtung von vestibulärem und oralem Höcker bei Präparation A und B, ergeben sich bei Präparation B niedrigere Werte für die absolute Rissanzahl am oralen Höcker als bei Präparation A. Sowohl „vor Präparation“ (3,0/4,0/6,0), als auch „vor TCML“ (3,0/4,0/5,75) liegt der Wert bei 4% und steigt „nach TCML“ auf 4,5% (3,25/4,5/6,75) an.

Im Vergleich beider Präparationen finden sich signifikante Unterschiede am oralen Höcker zum Zeitpunkt „vor TCML“ ($p=0,002$ /vgl. Tab. 27), sowie zum Zeitpunkt „nach TCML“ ($p=0,002$ /vgl. Tab. 27). Die Rissanzahl ist am oralen Höcker bei Präparation A zur Zeit „vor TCML“ und zur Zeit „nach TCML“ signifikant höher als am oralen Höcker bei Präparation B. Es wurde zwischen oral und vestibulär kein statistisch signifikanter Unterschied für beide Präparationen gefunden. Es lassen sich jedoch beim Vergleich der Orte (vestibulär und oral) bei Präparation B statistisch signifikante Unterschiede festhalten: Die Anzahl an Schmelzrissen ist am oralen Höcker zum Zeitpunkt „vor TCML“ ($p=0,027$ /vgl. Tab. 28) und zum Zeitpunkt „nach TCML“ ($p=0,004$ /vgl. Tab.28) statistisch signifikant niedriger als am vestibulären Höcker.

Die Anwendung der Error-Rates Methode ergab hinsichtlich des Einflusses des Ortes unabhängig von den Parametern Präparation und Zeit einen statistisch signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 28: $k=6$, $\alpha^*:0,00851244$).

5.2.2 Änderung der Rissanzahl

Um eine Übersicht über die Änderung der Rissanzahl zu erhalten, wurden die oben aufgeführten Ergebnisse als Änderung der Rissanzahl dargestellt. „Änderung ≥ 1 “ bedeutet eine Zunahme von mindestens einem Schmelzriss, wohingegen eine „Änderung ≤ 0 “ darlegt,

dass die Anzahl an Schmelzrissen konstant blieb oder sich verringerte. Diese Werte sind in Tabelle 5 und 20 aufgeführt.

	<i>vor TCML/vor Präparation</i>		<i>nach TCML/vor TCML</i>		<i>nach TCML/vor Präparation</i>	
<u>vestibulär</u>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
Änderungen ≤ 0	14	14	5	6	6	8
Änderungen ≥ 1	10	10	19	18	18	16
<u>oral</u>	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B	Präparation A	Präparation B
Änderungen ≤ 0	13	19	13	12	9	14
Änderungen ≥ 1	11	5	11	12	15	10

Tabelle 5: Anzahl an Zähnen mit einer Änderung der Rissanzahl kleiner/gleich null und größer/gleich eins, zum Zeitpunkt „vor Präparation“ und „nach TCML“ bezogen auf den Zeitpunkt „vor TCML“ bei Präparation A und B, betrachtet am vestibulären und oralen Höcker (n=24 Stichproben bei Präparation A, n=24 Stichproben bei Präparation B).

5.2.2.1 Änderung der Rissanzahl „vor Präparation“/ „vor TCML“

Bei Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) kam es vestibulär bei zehn Zähnen zu einer Änderung der Rissanzahl ≥ 1 , an acht Zähnen blieb diese unverändert und bei sechs Zähnen verringerte sie sich. Oral war eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 bei 13 Zähnen (Verringerung in vier Fällen) festzustellen, bei elf Zähnen vergrößerte sich die Anzahl der Schmelzrisse.

Demgegenüber wurde bei Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 am vestibulären Höcker in 14 Zähnen ermittelt (Verringerung bei acht Zähnen). Eine Änderung der Rissanzahl ≥ 1 wurde an zehn Zähnen notiert. Bei Betrachtung des oralen Höckers konnte festgestellt werden, dass eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 bei 19 Zähnen eintrat. Davon blieb bei elf Zähnen die Rissanzahl gleich. In fünf Fällen stieg die Anzahl an Schmelzrissen um ≥ 1 (vgl. Tab. 5 und 20).

5.2.2.2 Änderung der Rissanzahl „vor TCML“/„nach TCML“

Bei Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) blieb vestibulär bei fünf Zähnen die Rissanzahl konstant, bei 19 Zähnen wurde ein Anstieg an Schmelzrissen verzeichnet (Änderung ≥ 1). Oral wurde bei 13 Zähnen keine Änderung der Risszahl (Änderung ≤ 0) registriert, wohingegen bei elf Zähnen eine Änderung der Schmelzrisse ≥ 1 vorhanden war.

Bei Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) ergab sich am vestibulären Höcker keine Änderung der Rissanzahl bei insgesamt sechs Zähnen. Bei 18 Zähnen erhöhte sich die Anzahl der Schmelzrisse. Betrachtet man den oralen Höcker, so konnte jeweils bei zwölf Zähnen eine Änderung der Rissanzahl von ≤ 0 (Verringerung in keinem Fall) und ≥ 1 festgestellt werden (vgl. Tab. 5 und 20).

5.2.2.3 Änderung der Rissanzahl „vor Präparation“/„nach TCML“

Bei Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) kam es vestibulär bei 18 Zähnen zu einer Änderung der Rissanzahl ≥ 1 , an sechs Zähnen blieb diese unverändert. Oral war eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 bei neun Zähnen zu ermitteln (Verringerung bei drei Zähnen), bei 15 Zähnen wurden mehr Schmelzrisse gezählt.

Bei Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) trat vestibulär an acht Zähnen eine Änderung der Rissanzahl ≤ 0 auf. Davon verringerte sich an fünf Zähnen die Anzahl an Schmelzrisen. Eine Änderung der Rissanzahl ≥ 1 wurde an 16 Zähnen notiert. Untersuchte man den oralen Höcker, so konnte festgehalten werden, dass eine Änderung der Rissanzahl von ≤ 0 an 14 Zähnen vorkam (Verringerung an vier Zähnen). Im Gegensatz dazu stieg die Anzahl der Schmelzrisse (Änderung ≥ 1) bei zehn Zähnen (vgl. Tab. 5 und 20).

6 Diskussion

Die Qualität der marginalen Adaptation zwischen Keramik, Befestigungssystem und Zahn lässt neben dem Befestigungsmaterial, der Art der Keramik, dem Präparationsdesign und der verbleibenden Zahnhartsubstanz Rückschlüsse auf die Haltbarkeit von vollkeramischen Restaurationen zu. Eine mangelhafte marginale Adaptation kann zu vermehrter Bakterienansammlung, Verfärbung, postoperativen Hypersensibilitäten und Sekundärkaries führen, welche den Verlust der Restauration zur Folge haben kann. Insuffizienter Randschluss führt zur Penetration von Bakterien über Dentintubuli in das Pulpenkavum und zu Pulpaschädigungen.

Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit vollkeramischen Restaurationen, in denen die marginale Integrität bei verschiedenen Befestigungssystemen oder mit metallischen Einlagefüllungen verglichen wird. Inwieweit eine reduzierte Restwandstärke und deren Präparation einen Einfluss auf die marginale Adaptation der vollkeramischen Teilkrone und die Frakturanfälligkeit des Schmelzes haben, war Ziel dieser in vitro Studie.

6.1 Methodik

6.1.1 Untersuchungsgut

Im Labor kliniknahe Bedingungen zu simulieren und eine Vergleichbarkeit zu anderen in vitro Studien zu schaffen, ist das Ziel von in vitro Studien (109). Es wurden menschliche, dritte Oberkiefermolaren als Untersuchungsgut verwendet, da sie in ausreichender Menge verfügbar sind. Sie finden aus diesem Grund in vielen in vitro Studien Anwendung (4,33,35,42,48). Als Lagerungsmedium für die extrahierten Zähne diente Chloraminlösung. Nachdem die Zähne gründlich gereinigt worden sind, wurden sie in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Diese Vorgehensweise hat sich in vielen wissenschaftlichen Untersuchungen durchgesetzt (4,33,35,36,48,72,109). Die Insertion der vollkeramischen Teilkronen erfolgte gemäß Herstellerangaben und ähnlicher anderer Studien unter Simulation klinischer Verhältnisse in einer approximalkontaktsimulierenden Haltevorrichtung (4,33,35,36,48).

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 (54). Zur Versorgung dieser ausgedehnten Zahnhartsubstanzdefekte haben sich Gussrestaurationen aus Metall oder Metallkeramikrestaurationen klinisch als der Goldstandard bewährt. Es besteht aber auch die Möglichkeit ausgedehnte Läsionen mittels zahnfarbener vollkeramischer Restaurationsmaterialien wiederherzustellen. Dabei sollte die Präparation möglichst substanzschonend und defektorientiert erfolgen, was allerdings durch eine Kronenpräparation nicht immer erreicht werden kann. Aus diesem Grund kann eine Versorgung mit einer Keramikteilkrone erwogen werden. Davon spricht man, laut einer Stellungnahme der DGZMK, wenn ein oder mehrere Höcker in die Präparation einbezogen werden (5,37,94). Diese sind bei größeren okklusalen, approximalen und vestibulären Defekten, mit nicht unterstützten Kavitätenwänden im Höckerbereich, sowie zur Okklusionstherapie indiziert (32,37).

Bislang existieren jedoch keine allgemeinen Richtlinien dafür, wie diese Präparation gestaltet sein soll. Die Beschreibungen reichen von den allgemeinen Präparationsprinzipien für Gussrestaurationen bis hin zur rein defektbezogenen Kavität unter Verzicht auf retentive Elemente (36,37). In der Literatur existieren im Wesentlichen drei Konzepte zu Keramikteilkronenpräparationen. Dabei konnten *Federlin et al.* (35) feststellen, dass das Präparationsdesign keinen Einfluss auf die marginale Integrität besitzt. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen der Untersuchungen von *van Dijken et al.* (24,27). Sie untersuchten klinisch im Rahmen großer schmelz- und dentinbegrenzter Defekte mit Vollkeramik-Teilkronen verschiedene Präparationsformen und konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen. In der vorliegenden *in vitro* Studie fand eine dieser Präparationsformen Verwendung. Es wurde der orale (tragende) Höcker im Sinne einer horizontalen Reduktion eingekürzt und der vestibuläre (nichttragende) Höcker in beiden Untersuchungsgruppen auf 1,0 mm Restzahndicke ausgedünnt. Die vestibulären (nichttragenden) Höcker wurden nicht gefasst und sollten durch die adhäsive Befestigung der vollkeramischen Restauration stabilisiert werden. Die Möglichkeit der Stabilisierung der Zahnhartsubstanz durch die adhäsive Eingliederung wird in der Literatur mehrfach beschrieben (4,37,48,73-75,84,85). Bei der Präparation B erfolgte zusätzlich zur Ausdünnung auf 1,0 mm eine Überkuppelung des vestibulären (nichttragenden) Höckers, und zwar soweit, dass darüber eine Keramikschichtstärke von 2,0 mm zu realisieren war. Die Restwandstärke des nichttragenden Höckers lag somit unter der von *Mehl et al.* (85) geforderten Mindestschichtstärke von 1,3 mm. Bei der Simulation von Extremsituationen der

Kavitätenpräparation stellten *Mehl et al.* (85) fest, dass kein signifikanter Unterschied der Randspaltanalyse mittels REM an den schmelzbegrenzten Ränder zwischen Wandstärken von 1,3 mm und 2,4 mm besteht. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von *Fritzsch* (48) und *Anthofer* (4), die bei einer Restwandstärke des vestibulären, nichttragenden Höckers von 1,0 mm keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die marginale Randadaptation feststellten.

6.1.3 Das Cerec 3 System

In der vorliegenden Studie wurden die vollkeramischen Teilkronen mittels dem im Jahr 2000 vorgestellten Cerec 3 System der Firma Sirona (Bensheim) aus industriell hergestellten Keramikrohlingen (Vita Mark II Feldspatkeramik) herausgearbeitet. 2003 wurde als Weiterentwicklung das Cerec 3D System eingeführt, welches nun ein farbiges, quasi-reales Modell in zwölfacher Vergrößerung erzeugt. Das 3D-Bild ist auf dem Bildschirm frei dreh- und verschiebbar, so dass der Zahnarzt seine Präparation und die von ihm konstruierten Restaurationen von allen Seiten kontrollieren kann. Cerec 3D erlaubt eine automatische Einstellung der gestalteten digitalen Krone auf eine individuelle Präparation, auf den Approximalkontakt und auf die Okklusion (86). Inzwischen liegen zahlreiche in vivo- und in vitro Studien vor, die die Qualität von Cerec In- und Onlays, sowie Teilkronen bestätigen (4,7,8,15,32-35,38,42,48,66,85,88,92,106). Das Cerec-System ist wissenschaftlich anerkannt und mittlerweile ein Routineverfahren in zahnärztlichen Praxen (26,32,37,40,87).

6.1.4 Adhäsive Befestigung und vollkeramische Versorgung

Entscheidend für den Erfolg einer adhäsiven Keramikrestauration ist der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, dem Befestigungssystem und der Keramik. In der Literatur wird den Befestigungskompositen der Vorzug gegeben, da mit diesen momentan eine gute marginale Integrität erzielt werden kann (35,36,75). In der vorliegenden Studie wurde das dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II verwendet, welches sich in vorausgegangenen Studien bewährt hat (4,35,36,48).

Gegenwärtig wird bei der Anfertigung von vollkeramischen Teilkronen der Feldspatkeramik aufgrund der hervorragenden Ästhetik und der klinischen Erfahrung der Vorzug gegeben (32,37,104). Durch die technische Herstellung von Restaurationen aus Sinter- und Glaskeramiken entstehen Inhomogenitäten (Poren und chemische Verunreinigungen) im

Material. Ferner bestehen sogenannte Mikrorisse, die sich bei den notwendigen Schleifmaßnahmen (Anpassen der Restauration) bilden und unter Belastung ausbreiten und zur Fraktur der Restauration führen können (56,63,105). In dieser Studie wurden industriell vorgefertigte Preforms (Vita Mark II Feldspatkeramik) verwendet, da diese aufgrund der Perfektionierung des Sintervorgangs einen hohen Grad an Homogenität und verbesserte mechanische Eigenschaften (Bruchzähigkeit, Festigkeit) besitzen (56,63,77,83,87,105). Durch diese fehlerfreien Materialien kann die Gefahr des unterkritischen Risswachstums bis zum Bruchversagen reduziert werden (63).

6.1.5 Thermomechanische Wechselbelastung (TCML)

Um in vitro das Mundhöhlenmilieu zu simulieren, werden bei Randspaltuntersuchungen und Haftprüfungen die Restaurationen in extrahierten Zähnen zyklischen Temperaturwechselbelastungen und mechanischen Belastungen ausgesetzt. Diese simulierte Kaubelastung erfolgte durch mechanische, punktuelle Druckbelastung bei 72,5N, sowie Temperaturwechsel zwischen 5°C und 55°C. Diese Vorgehensweise korreliert mit anderen Studien (4,33-35,48,66,84,85,97).

Ein in vitro Test stellt immer nur eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation dar. Eine Testapparatur, die alle relevanten, auf eine Restauration in der Mundhöhle auftretenden Einflüsse simuliert und sinnvoll kombiniert, ist dabei unerlässlich. Die Resultate werden umso aussagekräftiger, je näher die einzelnen simulierten Parameter an die klinische Wirklichkeit herankommen (67). Verwendet wurde ein Kausimulator, der in der Biologie-Werkstatt der Universität Regensburg nach den von *Krejci et al.* (67) beschriebenen Vorbild eigens konstruiert worden ist. Die thermisch/mechanische Wechselbelastung wurde bereits 1990 von *Reich et al.* (97) in Kombination mit einer rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse und einer Farbpenetrationsuntersuchung für eine geeignete Prüfung von adhäsiven Füllungssystemen befunden, da bei in vivo-Untersuchungen an zahnfarbenen Inlays ähnliche Randqualitäten beobachtet worden sind, wie bei in vitro-Untersuchungen mit dieser Versuchsanordnung.

6.2 Farbpenetration

Die Farbpenetration stellt eine Möglichkeit dar, die marginale Integrität zu überprüfen. In zahlreichen Untersuchungen werden mit Hilfe der Diffusion von Lösungen entlang der

Grenzfläche zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz Randdichtigkeiten untersucht (41,97). Eine quantitative Analyse ist aufgrund der Darstellung der Anfangs- und Endpunkte (Farbpenetration/keine Farbpenetration) mit manchen Verfahren nur bedingt möglich. Diese kann zum einen in einer Einteilung von Penetrationsgraden und zum anderen in der direkten Vermessung der absoluten Farbpenetration entlang der untersuchten Grenzflächen in Bezug zu einer 100% Strecke anhand von Mikroskop oder Fotografien erfolgen (23).

In der vorliegenden Studie wurde die Farbpenetration einer 0,5%igen basischen Fuchsinlösung gemessen. Fuchsin hat sich aufgrund seiner leichten Handhabung und eines guten Penetrationsvermögens als Farbstoff bewährt (97). Allerdings erweisen sich die Wasserlöslichkeit und die geringe Farbstabilität als Nachteil. Aus diesem Grund wurden die Zähne – nach der 16 stündigen Lagerung im Penetrationsmedium – unverzüglich mit einer wassergekühlten Innenlochsäge in 300 µm dicke Schnitte zersägt und ohne Zeitverzögerung am Auflichtmikroskop photographisch dokumentiert und auf Datenträger gespeichert.

6.3 Rissbeurteilung

Die Rissbeurteilung von Zähnen stellt sich als schwierig heraus, denn Methoden zur Darstellung und Auswertung von Schmelzrissen sind in der Literatur nur in geringem Maße beschrieben. Drei mögliche Verfahren nennen *Zachrisson et al.* (4,118). Es besteht die Möglichkeit, die Zähne mittels FOTI (Fiber Optic Transillumination) auszuleuchten. Dabei wird der Leuchtkopf mit einer Entfernung von ca. 1,0 cm über den Zahn hin- und herbewegt, um die Schmelzrisse im Reflexionsgebiet des Lichtstrahls sichtbar zu machen. Neben dieser Methode, können Risse im Schmelz entweder durch Auftragen von Farbstoffen wie Methylenblau oder durch die „Fingermethode“ kenntlich gemacht werden. Bei der „Fingermethode“ bewegt man mehrmals den Finger auf der Fazialfläche der Zähne von apikal nach koronal bzw. inzisal und zurück, so dass die Schmelzrisse auch hier im Lichtspiel zwischen hellen und dunklen Bereichen sichtbar werden. *Lutz et al.* (81) 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.

In der vorliegenden Studie erfolgte die Rissbeurteilung nach derselben Methodik wie in vorausgegangenen Studien bei *Anthofer* und *Fritzsich* (4,48). 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 Skizze deren Anzahl, Größe und Lokalisation festgehalten. Diese Dokumentation der Risse wurde zur besseren Reproduzierbarkeit und um Abweichungen zwischen zwei Beobachtern auszuschließen, sowohl in dieser, als auch in einer parallel durchgeführten Studie mit gleicher Fragestellung für Inlays von derselben Person durchgeführt. Im Vorfeld wurde die Reproduzierbarkeit der Rissbeurteilung überprüft.

Der Einfluss der Präparation auf die Rissanzahl im Schmelz ist komplex. Einerseits ist die Ausdehnung der Kavität im approximalen Bereich schwer abzuschätzen und somit eine exakte Grenzfläche nicht ohne weiteres festzulegen, bis zu der man Risse dokumentiert. Andererseits ist schwer beurteilbar, ob bereits vorhandene, nicht sichtbare Risse vor der Präparation, nach der Präparation, durch eine Möglichkeit der besseren Ausleuchtung des Zahnes, sichtbar werden können. Deshalb wurde auf eine Rissbeurteilung zum Zeitpunkt „nach der Präparation“ verzichtet und der Zeitpunkt „vor TCML“ als *Baseline* festgelegt. Erhöht sich nun die Anzahl an Schmelzrissen im Zeitintervall „vor der Präparation“ und *Baseline*, so wurden durch Präparation und adhäsives Einkleben der Restauration weitere Risse hinzugefügt. Bei Abnahme der Anzahl wurden durch die Präparation, Ausarbeitung und Politur der Teilkrone Risse entfernt.

Ausgehend von der Schmelz-Zement-Grenze besitzt jeder Zahn viele kleine Risse bzw. Sprünge in der Größe von weniger als 1,0 mm Länge (81). Diese wurden daher in der vorliegenden Studie nicht dokumentiert.

6.4 Einfluss der Überkuppelung stark ausgedünnter Resthöcker auf die marginale Adaptation

6.4.1 Einfluss der Präparation

Federlin et al. (33,35) konnten feststellen, dass die Präparationsform einer Teilkrone keinen Einfluss auf die marginale Integrität ausübt. Den Einfluss der Präparation in Bezug auf die Randqualität untersuchten auch *van Dijken et al.* (24,27) im Rahmen der Restauration großer schmelz- und dentinbegrenzter Defekte mit vollkeramischen Teilkronen. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Präparationsformen festgestellt werden.

In der Literatur sind kaum Hinweise zu finden, inwieweit die verbliebene Restzahnhartsubstanz reduziert werden kann (Inlay-Präparation) und ab welcher Zahnhartsubstanzstärke der verbliebenen Kavitätenwand diese im Sinne einer Teilkronenpräparation reduziert bzw. überkuppelt werden soll. Die Adhäsivtechnik soll durch einen kraftschlüssigen Verbund zwischen Vollkeramik und Zahnhartsubstanz eine dauerhafte Stabilisierung des Zahnes hervorrufen (4,35,37,48,73-75,84,85). Dennoch existieren keine Richtlinien dafür, wann für vollkeramische Restaurationen eine „kritische Kavitätengröße“ erreicht ist, die eine Teilkronen- anstelle einer Inlaypräparation notwendig machen (32).

Präparationen für Inlayrestaurationen mit stark reduzierter Restwandstärke von 1,3 und 2,4 mm wurden von *Mehl et al.* (85) untersucht. Sie bezeichneten bereits Höckerstärken von 2,4 mm mit approximaler Dentinbegrenzung als Extremsituation der adhäsiven Höckerstabilisierung. *Fritsch* (48), der bei Teilkronen den vestibulären, nichttragenden Höcker auf 2,0 mm bzw. auf 1,0 mm Restzahndicke reduzierte, stellte in einer in vitro Untersuchung fest, dass zwischen den beiden Höckerstärken bezüglich der Farbpenetration kein statistisch signifikanter Unterschied besteht. Parallel hierzu führte *Anthofer* (4) die gleiche Untersuchung für Cerec-Inlays durch und konnte auch keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Restzahndicken feststellen. Tendenziell war festzustellen, dass eine zunehmende Ausdünnung des vestibulären, nichttragenden Höckers (1,0 mm) die Farbpenetration im Dentin erhöhte. Dies bestätigt die Ergebnisse von *Mehl et al.* (84), die bei Keramik-Inlays mit einer Restzahnhartsubstanzstärke von 1,3 mm hohe Farbpenetrationswerte im Dentin feststellten und daher weitere Abklärung forderten. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie untersucht, ob bei einem „worst-case“-Fall von 1,0 mm Restzahndicke eine zusätzliche horizontale Reduktion die marginale Adaptation verbessert. Die Ergebnisse dieser in vitro Studie zeigen, dass die Präparationsform des vestibulären, nichttragenden Höckers unabhängig von den Parametern Grenze und Ort einen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Randadaptation hat. Dies zeigt sich sowohl bei der Zusammenfassung der Daten für die einzelnen Parameter, als auch mittels der Überprüfung der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen.

6.4.2 Einfluss der Grenze

In einer Studie von *Thonemann et al.* (112) wurde das Randspaltverhalten von Keramikinlays untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Grenze Keramik/Befestigungssystem höhere Farbpenetrationswerte aufweist, als die Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Dies

steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von *Fritzs* (48) und *Anthofer* (4), die die niedrigste Farbpenetration an keramikbegrenzten Restaurationsabschnitten ermittelten und die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigen. Parallel zu *Fritzs* (48) und *Anthofer* (4) zeigten sich signifikant höhere Farbpenetrationswerte an der Grenze Dentin/Befestigungssystem im Vergleich zu den Grenzen Keramik/Befestigungssystem und Schmelz/Befestigungssystem. Diese Tatsache wird von mehreren Autoren beschrieben (4,34,35,48,84,85). Bezüglich des Einflusses des Parameters „Grenze“ unabhängig von den Parametern Präparation und Ort zeigte sich ein statistisch signifikanter Einfluss auf die marginale Adaptation. 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. Die Begründung für Unterschiede von im Schmelz und Dentin liegenden Füllungsändern liegt in der unterschiedlichen Zusammensetzung dieser beiden Zahnhartsubstanzen: Der Zahnschmelz besteht zu 93-98% aus anorganischen Verbindungen (60). Durch Säurekonditionierung (selektive Demineralisierung von prismenstrukturiertem Schmelz) wird die für ein Komposit nichtretentive Schmelzoberfläche auf mikroskopischer Ebene verändert (59). Es kommt zu einer Oberflächenvergrößerung und besserer Benetzbarkeit des Schmelzes, so dass ein Kunststoff ohne zusätzliche makroskopische Verankerung adhäsiv am Zahn verankert werden kann. Die Haftung am Dentin gestaltet sich aufgrund des durch den hohen Wassergehalt (ca. 10%) bedingten hydrophilen Charakters und der bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins entstehenden Schmierschicht (smear layer) schwierig (51,59,60,113). Zu diesem Zweck wurden die Dentinadhäsive entwickelt, die einen Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin einerseits und dem hydrophoben Kunststoff andererseits vermitteln sollen (9,10,113).

6.4.3 Einfluss des Ortes

In der vorliegenden Untersuchung besteht beim Vergleich der drei Orte vestibulär, oral und approximal ein statistisch signifikanter Einfluss. Dies zeigt sich auch bei Überprüfung mittels der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen. Durch die horizontale Reduktion des vestibulären, nichttragenden Höckers kam es zu signifikant niedrigeren Farbpenetrationswerten. Mit zunehmender Breite und Tiefe einer Kavität kann es bei Belastung zu einer Aufbiegung aufgrund der Keilwirkung der Restauration kommen (73,74,76). Dagegen wird bei Einbeziehung des Höckers die Belastung auf den Rand der Restauration durch Druckbelastung verursacht und die Verbiegungsgefahr wird vermindert (37,73). Dies kann erklären, warum in der vorliegenden Studie die drei untersuchten Orte nach der horizontalen Reduktion des vestibulären, nichttragenden Höckers geringere

Farbpenetrationswerte aufweisen als vor der horizontalen Reduktion (33,73,74,113). Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von *Fritzsich* (48) und *Anthofer* (4), die mit zunehmender Ausdünnung der Höcker (1,0 mm) höhere Farbpenetrationswerte erhielten als bei größerer Restwandstärke (2,0 mm).

Zusammenfassend zeigt die Grenze Keramik/Befestigungssystem die geringsten Farbpenetrationswerte, die Grenze Dentin/Befestigungssystem die höchsten Farbpenetrationswerte. Es konnte ein statistisch signifikanter Unterschied beim Vergleich beider Präparationen A und B festgestellt werden. Dies zeigte sich sowohl bei der Zusammenfassung der Daten für die einzelnen Parameter, als auch mittels Überprüfung der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen, so dass zur Verbesserung der marginalen Adaptation empfohlen werden kann, stark ausgedünnte Resthöcker zu überkuppeln oder ganz zu reduzieren.

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 einer extrem geringen 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.* (81) festgestellt werden, dass kein Zahn ohne Riss existiert. Es traten bei den von *Lutz et al.* (81) untersuchten Zähnen sowohl vertikale und als auch horizontale Risse unterschiedlicher Größe auf, wobei die vertikalen Schmelzsprünge dominierten (81,118). 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.* (117) 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. *Anthofer* und *Fritzsich* (4,48) konnten in ihren in vitro Studie zeigen, dass adhäsives Einsetzen eine Erhöhung der Anzahl an Rissen im Schmelz zur Folge hat. Außerdem wird eine Rissbildung im Schmelz durch die

Polymerisationsschrumpfung bei Befestigungskompositen von verschiedenen Autoren beschrieben (70,82).

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 *Anthofer* und *Fritzs* (4,48). Die Entstehung von Schmelzrissen durch die thermomechanische Wechselbelastung, d. h. durch plötzliche und wiederholte Temperaturschwankungen, ist in der Literatur mehrfach belegt (16,78,79).

6.5.2 Einfluss der Präparation

Ausgedehnte mod-Präparationen führen zu einer Reduktion der Biegefestigkeit und Biegesteifigkeit der verbleibenden Höcker und somit zu einer erhöhten Frakturgefahr der Restzahnhartsubstanz (54). Zur Stabilisierung der Zahnhartsubstanz bietet sich die Adhäsivtechnik in Kombination mit vollkeramischen Restaurationen (Inlays oder Teilkronen) an. Durch den Verbund zwischen Zahn und Restauration kann eine Höckerstabilisierung erreicht werden (4,48,58,74,108). Zusätzlich hat diese Art der Versorgung neben der hervorragenden Ästhetik den Vorteil der Zahnhartsubstanzschonung im Vergleich zu konventionellen Methoden, wie z.B. Kronen (52,73-75,84,85). Ergebnisse von in vitro Studien bestätigen, dass adhäsiv befestigte Restaurationen den Zahn bzw. die Resthöcker stabilisieren können (4,48,58,74,108). Ungeklärt ist aber, inwieweit die Restwandstärke des vestibulären, nichttragenden Höckers reduziert werden kann (Inlay-Präparation) und ab welcher Restwandstärke der Kavität dieser in die Präparation einbezogen werden sollte, um Rissbildung, die zu einer Fraktur führen kann, zu vermeiden. Experimentelle Ergebnisse von *Anthofer* (4) für vollkeramische Inlays und von *Fritzs* (48) für vollkeramische Teilkronen geben Hinweise darauf, dass die verbliebene Kavitätenwand eine Dicke von mindestens 2,0 mm haben sollte, ansonsten ist trotz Adhäsivtechnik mit vermehrten Schmelzrissen oder sogar Frakturen der Zahnhartsubstanz zu rechnen. Auch *Mehl et al.* (85) untersuchten die Mindestschichtstärke der Kavitätenwand und forderten eine Resthöckerstärke von weniger als 2,4 mm nur dann zuzulassen, wenn approximal keine Dentinbegrenzung der Restauration vorliegt. Dies steht im Gegensatz zu der Untersuchung von *Fonseca et al.* (43), die keine statistisch signifikant höhere Frakturrate der Zahnhartsubstanz bei schmaler und breiter Isthmusbreite der Kavität und bei zusätzlicher Überkuppelung von ein oder mehreren Höckern feststellen konnten.

Die adhäsive Befestigung erlaubt, auftretende Kräfte auf die gesamte verbliebene Zahnhartsubstanz zu verteilen und den Zahn dadurch zu stabilisieren und zu festigen (84,85). Dabei wird bei extrem geringer Restzahndicke ein ungekuppelter Höcker stärker belastet als ein gekuppelter Höcker. Das Maß der Verformung wird von der verbliebenen Zahnhartsubstanz bestimmt, wie es *Lang et al.* (74), *Fritzsch* (48) und *Anthofer* (4) in ihren Studien beweisen konnten. *Lang et al.* (74) empfehlen deshalb bei „kritischen“ Kavitätengrößen den nichttragenden Höcker im Sinne einer Teilkronenpräparation horizontal einzukürzen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen diese Empfehlung, da zum Zeitpunkt „vor TCML“ und „nach TCML“ eine signifikant geringere Anzahl an Schmelzrisen durch die Präparation mit horizontaler Reduktion vorhanden war. Durch die Überprüfung mittels der Error-Rates Methode konnte dies zusätzlich bestätigt werden.

6.5.3 Einfluss des Ortes

Im Vergleich beider Orte lassen sich statistisch signifikant weniger Schmelzrisse „nach TCML“ bei Präparation B am oralen, tragenden Höcker nachweisen. Am vestibulären, nichttragenden Höcker hingegen zeigt sich, dass eine horizontale Reduktion tendenziell weniger Risse nach sich zieht. Dies zeigt sich auch mittels der Überprüfung der Error-Rates Methode bei den multiplen paarweisen Vergleichen. Durch die Überkuppelung eines stark ausgedünnten, vestibulären Höckers verringert sich das Maß der Verformung, so dass bei Druckbelastung die Verbiegungsgefahr vermindert wird (73,74). Dies kann erklären, warum in der vorliegenden Studie am oralen, tragenden Höcker eine statistisch signifikant geringere Anzahl an Schmelzrisen „vor TCML“ und „nach TCML“ vorhanden war.

Bei extrem geringer Restzahndicke sollte der vestibuläre, nichttragende Höcker horizontal eingekürzt werden, da es zu erhöhten Rissbildungen im Schmelz, zu Zahnfrakturen oder im schlimmsten Fall zum Verlust des Zahnes kommen kann. Trotz einer Zunahme der Rissanzahl der vestibulären und oralen Resthöckerwänden, sind in der vorliegenden Studie keine Fraktur der Zahnhartsubstanz oder Schmelzabplatzung aufgetreten. Dennoch sollte bedacht werden, dass derartig geringe Restzahndicken, auch wenn sie überkuppelt werden, nur dann belassen werden können, wenn im Rahmen einer chairside-Behandlung eine provisorische Versorgung der 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 Keramikteilkronen versorgt wurden, durch unterschiedliche Präparationsformen nach thermomechanischer Wechselbelastung beeinflusst werden. Zwei unterschiedliche Präparationen wurden gewählt, wobei der vestibuläre, nichttragende Höcker auf 1,0 mm Restzahndicke ausgedünnt wurde (Präparation A). Bei Präparation B wurde dieser zusätzlich um ca. 2,0 mm horizontal reduziert, so dass darüber eine Keramikschichtstärke von 2,0 mm zu realisieren war. Die Schmelzrissbildung wurde sowohl unter dem Auflichtmikroskop bei 12-facher Vergrößerung, als auch mittels Videokamera bei 25-facher Vergrößerung von vestibulär und oral zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ untersucht und dokumentiert. Die marginale Integrität wurde mittels Farbpenetration an den Grenzen Schmelz/Befestigungssystem, Dentin/Befestigungssystem und Keramik/Befestigungssystem und an den Orten vestibulär, oral und approximal ermittelt.

Bei Betrachtung der *Farbpenetrationswerte* konnte bei einer Zusammenfassung der Daten für den Parameter „Präparation“, unabhängig von den Parametern „Grenze“ und „Ort“ ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Präparationen, Präparation A (39,7%) und B (13,0%), bezüglich der marginalen Randadaptation festgestellt werden. Die reduzierte Restwandstärke mit horizontaler Reduktion (Präparation B) zeigt statistisch signifikant geringere Farbpenetrationswerte als die Präparation A.

Im Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem beträgt die Farbpenetration an keramikbegrenzten Restaurationsgrenzen 7,7%, an schmelzbegrenzten Restaurationsgrenzen 19,8% und an dentinbegrenzten Restaurationsabschnitten 99,3%. 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 niedrigere Farbpenetrationswerte als schmelzbegrenzte auf. Dieser Unterschied ist jedoch statistisch nicht signifikant.

Die Ergebnisse für die drei Orte ergeben in der Übersicht 12,5% vestibulär, 27,5% oral und 67,3% approximal. Approximal zeigen sich im Vergleich zum vestibulären Höcker und oralen Höcker statistisch signifikant höhere Farbpenetrationswerte. Vestibulär sind statistisch signifikant niedrigere Farbpenetrationswerte als oral festzustellen.

Bezüglich der *Rissbildung* im Schmelz konnte bei der Zusammenfassung der Daten für den Parameter „Zeit“, unabhängig von den Parametern „Präparation“ und „Ort“ ein statistisch höchstsignifikanter Unterschied zwischen den drei Zeitpunkten „*vor Präparation*“, „*vor TCML*“ und „*nach TCML*“ ermittelt werden. Im Vergleich beider Präparationen zeigte sich sowohl zum Zeitpunkt „*vor TCML*“, als auch „*nach TCML*“ eine statistisch signifikante Verringerung der Rissanzahl durch die Präparation mit horizontaler Reduktion. Beim Vergleich beider Orte (vestibulär und oral) ergab sich bei Präparation B am oralen Höcker eine signifikant geringe Anzahl an Schmelzrissen im Vergleich zum vestibulären Höcker zum Zeitpunkt „*vor TCML*“ und „*nach TCML*“. Die in dieser Studie aufgetretenen Schmelzrisse haben in der Folge nicht zu einer Fraktur der Zahnhartsubstanz oder Schmelzabplatzung geführt.

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

8 Anhang

8.1 Materialliste

- M1 Chloramin, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M2 Stangenguttapercha, Fa. Vivadent, D-Ellwangen
- M3 Pattern Resin, GC Corporation, Tokyo, Japan
- M4 TCML-Maschine, Technische Werkstatt der Universität Regensburg
- M5 Kochsalzlösung, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M6 Lichtmikroskop, Makroskop M420, Fa. Wild, D-Heerbrugg
- M7 Präparationsdiamanten, Nr. 011 (Cerinlay Präparationsset), Fa. Intensiv, I.Legnano
- M8 Rotes Winkelstück, Fa. Sirona, D-Bensheim
- M9 ds-Tasterzirkel, Nr.628750, Fa. Demedis, D-Passau
- M10 Vita Mark II Keramik, LOT 7642, LOT 7905, LOT 7016, LOT 7399, LOT 7530, LOT 7642, LOT 7816, LOT 7992, LOT 23671, LOT 7607, Fa. Vita, D-Bad Säckingen
- M11 Cerec 3, Fa. Sirona, D-Bensheim
- M12 Cerec Dentaco scan spray, Fa. Dentaco, D-Bad Homburg
- M13 Fitchecker, GC Corporation, Tokyo, Japan
- M14 Vita Ceramics Etch, LOT 20891, Fa. Vita, D-Bad Säckingen
- M15 Monobond S, LOT 615672, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan
- M16 Applicator Tips, Fa. Dentsply DeTrey GmbH, CH-Konstanz
- M17 Total Etch, LOT H 36568, Fa. Ivoclar Vivadent, FL-Schaan
- M18 Excite Advanced Adhesive Technology, Soft Touch™ Single Dose, LOT H 29090, Fa. Ivoclar-Vivadent FL-Schaan
- M19 Polymerisationslampe Spectrum Curing Light, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL- Schaan
- M20 Variolink II Base + Catalyst (high viscosity), LOT H-20794, Fa. Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan
- M21 Heidemannspatel, Nr. DE 408 R, Fa. Aesculap
- M22 ds-Kugelstopfer, Nr. 6304158, Fa. Demedis, D-Passau
- M23 Wärmeschrank Typ U10, F-Nr. 832212, Fa. Memmert
- M24 Feinkorndiamantfinierer, Nr. 234528/016, Fa. Komet, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, D-Lemgo
- M25 Sof-Lex-Scheiben, Fa. 3M Medica, D-Borken
- M26 Lupenbrille, Fa. Zeiss, D-Oberkochen
- M27 Kuhhornsonde, Fa. Hu-Friedy, USA-Chicago
- M28 Nagellack, Fa. Chicogo GmbH, D-Düsseldorf

- M29 Fuchsinlösung, 0,5%ig basisch
- M30 Innenlochsäge (Sägemikrotom) 1600, Fa. Leitz, D-Wetzlar
- M31 Paladur, Fa. Heraeus-Kulzer GmbH & Co KG, D-Wehrheim
- M32 Petrischalen, Fa. Merk, D-Darmstadt
- M33 3-CCD-Videokamera, JVC: Victor Company of Japan. Limited
- M34 Optimas 6.1, Fa. Bioscan, USA-Washington
- 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	2,1	6,4	16,9
Präparation B	0,4	1,8	5,7

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Präparation A	18,8	39,7	97,3
Präparation B	5,8	13,0	42,9

Tabelle 6: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparation A und B, unabhängig von den Parametern Grenze und Ort (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median	vestibulär			oral			approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	2,0	4,9	8,1	2,3	5,2	7,5	1,9	20,4	76,6
Präparation B	1,4	2,1	3,6	0,0	0,3	2,7	0,6	10,3	39,2

Prinzip Maximum	vestibulär			oral			approximal		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	14,4	23,1	37,1	18,8	35,9	74,6	44,3	98,1	100
Präparation B	4,7	7,1	12,2	9,1	15,9	55,3	9,9	34,4	96,5

Tabelle 7: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Präparation A und B an den Orten vestibulär, oral und approximal, unabhängig von der Grenze (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median		vestibulär			oral			approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	0,2	2,2	8,7	4,0	6,5	8,7	0,7	1,9	14,8
	Schmelz	4,4	6,4	8,1	1,7	3,8	6,7			
	Dentin							66,8	75,6	99,1
Präparation B	Keramik	1,2	1,5	2,4	0,0	0,2	0,4	0,4	0,6	1,1
	Schmelz	1,8	8,5	20,5	0,0	0,5	4,8			
	Dentin							16,0	29,5	63,2

Prinzip Maximum		vestibulär			oral			approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	Keramik	9,8	20,1	30,0	21,3	37,3	92,1	21,9	54,8	99,3
	Schmelz	18,7	26,1	40,5	16,9	31,6	65,1			
	Dentin							97,3	100	100
Präparation B	Keramik	3,8	5,5	9,6	5,3	12,6	32,6	4,8	11,9	38,1
	Schmelz	5,6	10,5	18,7	12,4	25,5	95,7			
	Dentin							34,3	84,1	99,9

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

Prinzip Median	25%	Med	75%
Keramik	0,4	1,4	6,2
Schmelz	2,0	4,1	6,6
Dentin	26,7	66,0	92,0

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
Keramik	6,9	17,7	44,6
Schmelz	11,8	19,8	40,8
Dentin	53,7	99,3	100

Tabelle 9: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem, unabhängig von den Parametern Präparation und Ort (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	0,7	4,1	9,0	0,3	0,9	1,7
Schmelz	2,8	4,9	7,1	0,4	2,2	5,6
Dentin	66,8	75,6	99,1	16,0	29,5	63,2

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	16,5	32,4	72,4	4,6	9,7	20,1
Schmelz	17,7	26,9	41,8	8,2	13,7	33,1
Dentin	97,3	100	100	34,3	84,1	99,9

Tabelle 10: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem für die Präparation A und B, unabhängig vom Ort (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median		vestibulär			oral			approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	0,2	2,2	8,7	4,0	6,5	8,7	0,7	1,9	14,8
	Präparation B	1,2	1,5	2,4	0,0	0,2	0,4	0,4	0,6	1,1
Schmelz	Präparation A	4,4	6,4	8,1	1,7	3,8	6,7			
	Präparation B	1,2	1,5	2,4	0,0	0,5	4,8			
Dentin	Präparation A							66,8	75,6	99,1
	Präparation B							16,0	29,5	63,2

Prinzip Maximum		vestibulär			oral			approximal		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Keramik	Präparation A	9,8	20,1	30,0	21,3	37,3	92,1	21,9	54,8	99,3
	Präparation B	3,8	5,5	9,6	5,3	12,6	32,6	4,8	11,9	38,1
Schmelz	Präparation A	18,7	26,1	40,5	16,9	31,6	65,1			
	Präparation B	5,6	10,5	18,7	12,4	25,5	95,7			
Dentin	Präparation A							97,3	100	100
	Präparation B							34,3	84,1	99,9

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

Prinzip Median	25%	Med	75%
vestibulär	1,6	3,0	6,3
oral	0,2	2,4	6,5
approximal	1,1	16,7	66,1

Prinzip Maximum	25%	Med	75%
vestibulär	5,8	12,5	26,4
oral	15,1	27,5	67,1
approximal	17,2	67,3	100

Tabelle 12: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % für die Orte vestibulär, oral und approximal, unabhängig von den Parametern Präparation und Grenze (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	2,0	4,9	8,1	1,4	2,1	3,6
oral	2,3	5,2	7,5	0,0	0,3	2,7
approximal	1,9	20,4	76,6	0,6	10,3	39,2

Prinzip Maximum	Präparation A			Präparation B		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	14,4	23,1	37,1	4,7	7,1	12,2
oral	18,8	35,9	74,6	9,1	15,9	55,3
approximal	44,3	98,1	100	9,9	34,4	96,5

Tabelle 13: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A und B, unabhängig von der Grenze (Median, 25% und 75% Percentile).

Prinzip Median		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	Präparation A	0,2	2,2	8,7	4,4	6,4	8,1			
	Präparation B	1,2	1,5	2,4	1,8	8,5	20,5			
oral	Präparation A	4,0	6,5	8,7	1,7	3,8	6,7			
	Präparation B	0,0	0,2	0,4	0,0	0,5	4,8			
approximal	Präparation A	0,7	1,9	14,8				66,8	75,6	99,1
	Präparation B	0,4	0,6	1,1				16,0	29,5	63,2

Prinzip Maximum		Keramik			Schmelz			Dentin		
		25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	Präparation A	9,8	20,1	30,0	18,7	26,1	40,5			
	Präparation B	3,8	5,5	9,6	5,6	10,5	18,7			
oral	Präparation A	21,3	37,3	92,1	16,9	31,6	65,1			
	Präparation B	5,3	12,6	32,6	12,4	25,5	95,7			
approximal	Präparation A	21,9	54,8	99,3				97,3	100	100
	Präparation B	4,8	11,9	38,1				34,3	84,1	99,9

Tabelle 14: Farbpenetration (Prinzip Median, Prinzip Maximum) in % an den Orten vestibulär, oral und approximal für die Präparation A und B an der Grenze Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem (Median, 25% und 75% Percentile).

8.2.1.2 Signifikanztabellen

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

8.2.1.2.1 Präparationen gegeneinander

Präparation A: Präparation B	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2
V/O/A	0,000			0,000		
V/O/A	0,000	0,015	0,010	0,001	0,015	0,006
V	0,000			0,048		
O	0,034			0,000		
A	0,005					
V	0,006	0,001				
O	0,012			0,001		
A	0,033		0,010			0,006

Tabelle 15: Vergleich der Präparationen abhängig von den Grenzen Keramik/Befestigungssystem (Grenze 0), Schmelz/Befestigungssystem (Grenze 1) und Dentin/Befestigungssystem (Grenze 2), sowie den Orten vestibulär (V), oral (O) und approximal (A); (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

8.2.1.2.2 Grenzen gegeneinander

Keramik: Schmelz	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	V	O	A	V	O	A
Präparation A						
Präparation B		0,026		0,002		
Präparation A						
Präparation B	0,049			0,015		
Präparation AB				0,035		

Keramik: Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	V	O	A	V	O	A
Präparation A			0,010			0,002
Präparation B			0,002			0,002
Präparation A	0,000			0,000		
Präparation B	0,000			0,000		
Präparation AB	0,000			0,000		

Schmelz: Dentin	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	V	O	A	V	O	A
Präparation A						
Präparation B						
Präparation A	0,000			0,000		
Präparation B	0,001			0,000		
Präparation AB	0,000			0,000		

Tabelle 16: Vergleich der Grenzen Keramik/Befestigungssystem, Schmelz/Befestigungssystem und Dentin/Befestigungssystem, abhängig von den Orten vestibulär (V), oral (O) und approximal (A), sowie den Präparationen A und B (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

8.2.1.2.3 Orte gegeneinander

A-V	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2
Präparation AB	0,000			0,004		
Präparation A	0,000			0,005		
Präparation B	0,001					
Präparation AB	0,032					
Präparation AB						
Präparation A	0,050					
Präparation B				0,010		

A-O	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2
Präparation AB	0,009			0,000		
Präparation A	0,002			0,007		
Präparation B				0,000		
Präparation AB						
Präparation AB						
Präparation A						
Präparation B				0,024		

V-O	Prinzip Maximum			Prinzip Median		
	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2	Grenze 0	Grenze 1	Grenze 2
Präparation AB	0,001					
Präparation A						
Präparation B	0,003			0,002		
Präparation AB	0,014	0,034			0,018	
Präparation AB					0,003	
Präparation A	0,019					
Präparation B		0,010			0,050	

Tabelle 17: Vergleich der Orte vestibulär (V), oral (O) und approximal (A), abhängig von den Grenzen 0 (Keramik/Befestigungssystem), 1 (Schmelz/Befestigungssystem) und 2 (Dentin/Befestigungssystem), sowie den Präparationen A und B (Prinzip Maximum und Prinzip Median).

8.2.2 Risse

8.2.2.1 Ergebnistabellen

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

Tabelle 18: Anzahl der Schmelzrisse bei Präparation A (1,0 mm Restzahndicke) an den Orten vestibulär und oral zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“.

Präparation B	vor Präparation		vor TCML		nach TCML	
	vestibulär	oral	vestibulär	oral	vestibulär	oral
25	8	7	8	7	10	8
26	11	4	5	3	6	4
27	6	5	6	5	8	5
28	5	3	6	4	8	5
29	5	5	7	5	12	5
30	8	9	11	11	12	11
31	4	6	5	7	8	8
32	3	4	5	6	7	7
33	4	3	4	3	7	7
34	4	4	3	4	4	4
35	7	6	6	3	6	3
36	8	6	7	5	8	5
37	4	3	5	4	6	4
38	6	4	4	4	5	4
39	6	3	6	3	6	4
40	7	6	8	6	8	6
41	4	4	5	3	6	4
42	3	8	4	8	4	9
43	4	7	4	5	5	5
44	7	4	8	2	9	2
45	3	2	3	2	5	2
46	4	2	3	1	3	2
47	2	1	6	1	7	3
48	7	2	6	0	6	2

Tabelle 19: Anzahl der Schmelzrisse bei Präparation B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) an den Orten vestibulär und oral zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“.

		vor Präparation/vor TCML				vor Präparation/ nach TCML				vor TCML/nach TCML			
	An- zahl	Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B		Präparation A		Präparation B	
		F	%	F	%	F	%	F	%	F	%	F	%
vestibulär	-6			1	4,2								
	-5							1	4,2				
	-4												
	-3												
	-2	1	4	1	4,2								
	-1	5	21	6	25			4	16,7				
	0	8	33	6	25	6	25	3	12,5	5	20,8	6	25
	1	5	21	6	25	8	33,3	3	12,5	11	45,8	10	41,7
	2	3	13	2	8,3	2	8,3	6	25	4	16,7	5	20,8
	3	2	8	1	4,2	4	16,7	2	6,3	2	8,3	2	8,3
	4			1	4,2	3	12,5	3	12,5	2	8,3		
	5							1	4,2			1	4,2
	6					1	4,2						
	7							1	4,2				
oral	-3			1	4,2			1	4,2				
	-2	1	4,2	3	12,5			2	8,3				
	-1	3	12,5	4	16,7	3	12,5	1	4,2				
	0	9	37,5	11	45,8	6	25	10	41,7	13	54,2	12	50
	1	2	8,3	3	12,5	4	16,7	4	16,7	8	33,3	9	37,5
	2	5	20,8	2	8,3	3	12,5	4	16,7	1	4,2	2	8,3
	3	2	8,3			2	8,3	1	4,2	1	4,2		
	4	2	8,3			5	20,8	1	4,2			1	4,2
	5									1	4,2		
	6					1	4,2						

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

	vor Präparation			vor TCML			nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
alle Risse	4,0	5,0	7,0	4,0	5,5	7,0	5,0	6,0	8,75

Tabelle 21: Absolute Rissanzahl (Prinzip Maximum) in (%) zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ für beide Präparationen (Präparation A und B) zusammengefasst (Median, 25% und 75% Percentile).

	vor Präparation			vor TCML			nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
Präparation A	4,0	5,0	7,0	5,0	6,0	8,0	5,25	7,0	9,0
Präparation B	3,25	4,0	6,75	3,25	5,0	6,0	4,0	6,0	8,0

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

Präparation A	vor Präparation			vor TCML			nach TCML		
	25%	Med	75%	25%	Med	75%	25%	Med	75%
vestibulär	3,25	5,0	6,75	4,25	6,0	7,0	5,25	7,0	9,0
oral	4,25	5,5	8,0	5,0	7,0	8,0	5,25	8,0	10,0

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

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

8.2.2.2 Signifikanztabellen

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

8.2.2.2.1 Zeiten gegeneinander

• „vor TCML“/„nach TCML“

Präparation A und B	vestibulär + oral	0,000
Präparation A	vestibulär	0,009
Präparation A	oral	0,019
Präparation B	vestibulär	
Präparation B	oral	0,000

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

• „vor Präparation“/„vor TCML“

Präparation A und B	vestibulär + oral	0,000
Präparation A	vestibulär	
Präparation A	oral	
Präparation B	vestibulär	
Präparation B	oral	0,007

Tabelle 25: Vergleich der Zeiten „vor Präparation“/„vor TCML“ für die Orte vestibulär und oral für die Präparation A und B sowie für beide Präparationen (Präparation A und B) zusammen.

• „vor Präparation“/„nach TCML“

Präparation A und B	vestibulär + oral	0,000
Präparation A	vestibulär	
Präparation A	oral	
Präparation B	vestibulär	
Präparation B	oral	0,001

Tabelle 26: Vergleich der Zeiten „vor Präparation“/„nach TCML“ für die Orte vestibulär und oral für die Präparation A und B sowie für beide Präparationen (Präparation A und B) zusammen.

8.2.2.2 Präparationen gegeneinander

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
vestibulär			
oral		0,002	0,002
vestibulär + oral		0,009	0,010

Tabelle 27: Vergleich der beiden Präparationen A (1,0 mm Restzahndicke) und B (1,0 mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion) zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ für vestibulär und oral sowie für beide Orte (vestibulär + oral) zusammen.

8.2.2.3 Orte gegeneinander

	vor Präparation	vor TCML	nach TCML
Präparation A			
Präparation B		0,027	0,004
Präparation A + B			

Tabelle 28: Vergleich der Orte vestibulär und oral zu den Zeiten „vor Präparation“, „vor TCML“ und „nach TCML“ für die Präparation A und für die Präparation B, sowie für beide Präparationen (Präparation A und B) zusammen.

9 Literaturverzeichnis

1. Abdalla AL, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II composite restorations. *J Dent* 21: 158-162, 1993.
2. Abou-Rass M. Crack lines: the precursors of tooth fractures - their diagnosis and treatment. *Quintessence Int* 4: 437-447, 1983.
3. Alani AH, Toh CG. Detection of mikroleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 22: 173-185, 1997.
4. Anthofer T. Einfluss der Wandstärke ausgedehnter Kavitäten auf Rissbildung in der Zahnhartsubstanz und die marginale Adaptation von Cerec 3 Inlays in Vitro. Diss Universität Regensburg, 2005.
5. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V, Kurbad A, Reichel K. CAD/CAM und Vollkeramik: Ästhetische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis. Berlin, 2007.
6. Behr M. Zemente in der Zahnmedizin. *Quintessenz* 54-8: 829-837, 2003.
7. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 111: 163-9, 2003.
8. Blatz M. Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz* 52: 887-900, 2001.
9. Blunk U. Marktübersicht Adhäsivsysteme. *Zahn Prax* 6: 424-449, 2003.
10. Blunk U, Haller B. Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50-10: 1021-1033, 1999.
11. Braly BV, Maxwell EH. Potential for tooth fracture in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 45-4: 411-414, 1981.
12. Braun AR, Frankenberger R, Krämer N. Cinical performance and margin analysis of Ariston pHc versus Solitaire I as posterior restorations after 1 year. *Clin Oral Investig* 5: 139-47, 2001.
13. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlay or resin-based composites. *Am J Dent* 14: 216-20, 2001.

14. Broderson SP. Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int* 25-8: 535-539, 1994.
15. Bronwasser PJ, Mörmann WH, Krejci I, Lutz F. Marginale Adaptation von Cerec-Dicor-MGC-Restaurationen mit Dentinadhäsiven. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101: 162-9, 1991.
16. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 51: 461-9, 1972.
17. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 834, 1955.
18. Burke FJT. Tooth fracture in vivo and in vitro. *J Dent* 20: 131-139, 1992.
19. Burke FJT, Fleming GJP, 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 Rest Dent* 14-4: 185-188, 2006.
20. Clark DJ, Sheets CG, Paquette JM. Definitive diagnosis of early enamel and dentin cracks based on mikroskopische evaluation. *J Esthet Restor Dent* 15-7: 391-401, discussion 401. 2003.
21. Dalpino PHFCE, Ishikiriama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with the ceramic materials. *Am J Dent* 15: 389-94, 2002.
22. Datzmann G. CEREC Vitablocs Mark II Machinable Ceramics, in: Mörmann W.H.(Ed.), *In CAD/CIM in Aesthetic Dentistry. Cerec 10 year Anniversary Symposium.* Quintessence Publishing Co Inc, Berlin 205-15, 1996.
23. Dietrich T, Krämer M, Lösche GM, Roulet J-F. Marginal integrity of large compomer class II restorations with cervical margins in dentin. *J Dent* 28: 399-405, 2000.
24. Dijken van JWV. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 20: 1115-1136, 1999.
25. Dijken van JWV, Hasselrot L, Örmín A, Olofsson A-L. Clinical evaluation of extensive dentin/enamel-bonded all-ceramic onlays and onlay-crowns. *J Dent Res* 79: 445-51, 1999.

26. Dijken van JWV, Hasselrot L, Örmín A, Olofsson A-L. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A5-year follow-up. *Eur J Oral Sci* 109: 222-9, 2001.
27. Dijken van JWV, Ormin A, Olofsson A-L. Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *J Prosthet Dent* 82: 529-535, 1999.
28. Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res* 66A: 103-9, 2003.
29. Eakle WS. Effect of thermal cycling on fracture strength and mikroleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dent Mater* 2-3: 114-117, 1986.
30. Ehrenfeld M, Schwenzer N, Hickel R. Traumatologie der Zähne und des Zahnhalteapparates. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, eds. *Zahn-Mund- und Kieferheilkunde. Zahnärztliche Chirurgie*. Thieme Verlag: p. 61-74, 2000.
31. Eichner K, Kappert HF. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und ihre Verarbeitung*. Hüthig Verlag, 1996.
32. Federlin M, Geurtsen W, Haller B, Schmalz G. Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und DGZMK. *Dtsch Zahnärztl Z* 62: 9, 2007.
33. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller K-A, Schmalz G. Partial ceramic crowns: Influence of ceramic Thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent* 32: 251-60, 2007.
34. Federlin M, Männer T, Hiller K-A, Schmidt S, Schmalz G. Two-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 10: 126-33, 2006.
35. Federlin M, Schmidt S, Hiller K-A, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaption. *Oper Dent* 29: 560-70, 2004.
36. Federlin M, Sipos C, Hiller K-A, 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* 8: 11-7, 2004.

37. Federlin M, Thonemann B, Schmalz G. Teilkronen aus Keramik. Alternative für die Restauration großflächiger Defekte. BZB 5: 36-8, 2004.
38. Federlin M, Wagner J, Männer T, Hiller K-A, Schmalz G. Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. Clin Oral Investig 11-4: 345-352, 2007.
39. Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller K-A. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. Clin Oral Investig 2: 161-7, 1998.
40. Felden A, Schmalz G, Hiller K-A. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. Clin Oral Investig 4: 199-205, 2000.
41. Finger W, Thiemann J. Correlation of in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. Dent Mater 3: 280-6, 1987.
42. Fischer J. Vollkeramische CEREC 3 Teilkronen: Einfluss der Präparationsform, des Befestigungsmaterials und der Keramikdicke auf die marginale Adaptation (Rasterelektronenmikroskopische Auswertung). Eine in vitro Studie. Diss Universität Regensburg, 2005.
43. 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 98: 277-84, 2007.
44. Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. Dtsch Zahnärztl Z 57: 154-171, 2002.
45. Frankenberger R, Kern M. Dentinadhäsive und adhäsives Befestigen. ZWR 10: 556-8, 2002.
46. Frankenberger R, Krämer N, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years - a clinical study. J Dent 27: 325-31, 1999.
47. Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N. Leucite-Reinforced Glass Ceramic Inlays and Onlays after six years: Clinical behaviour. Oper Dent 25: 459-65, 2000.
48. Fritsch M. Einfluss der Höckerstärke ausgedehnter Kavitäten auf Riss-/Frakturresistenz der Restzahnhartsubstanz und die marginale Adaptation von Cerec 3 Teilkronen. Diss Universität Regensburg, 2005.

49. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent Res* 27: 89-99, 1999.
50. Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Trauma der Zähne. In: *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Georg Thieme Verlag, p. 80-106, 2005.
51. Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Zahnärztliche Prothetik*. 3 ed. Thieme Verlag, 2007.
52. Geurtsen W, Orth M, Gartner A. Die Frakturfestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam- oder -Kompositfüllung. *Dtsch Zahnärztl Z* 44: 108-9, 1989.
53. Geurtsen W, Schwarze T, Günay H. Diagnosis, therapy and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence Int* 34: 409-17, 2003.
54. 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* 99-1: 1-7, 1991.
55. Habekost LV, Camacho GB, Pinto MB, Demarco FF. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. *Oper Dent* 31: 204-11, 2006.
56. Hahn R, Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 659-64, 1992.
57. Haller B, Ernst CP, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Reiss B, Wiedhahn K. Bewertung von Keramikrestorationen nach der CEREC-Methode: Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Computergestützte Zahnheilkunde. 1-3, 2005.
58. Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 660-3, 1990.
59. Heidemann D. Kariologie und Füllungstherapie. Erschienen in der Reihe "Praxis der Zahnheilkunde", Band 2, 4. Auflage. Urban & Schwarzenberg, 1999.
60. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Auflage. Urban & Fischer, 2006.

61. Imbeni V, Kruzic JJ, Marshal SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mat* 4-3: 229-232, 2005.
62. Iwami Y, Yamamoto H, Ebisu S. A new electrical method for detecting marginal leakage of in vitro resin restorations. *J Dent* 28: 241-7, 2000.
63. Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. *Zahnärztl Mitt* 93: 802-6, 2003.
64. Koch A, Kröger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller K-A, Friedl K-H, Schmalz G. Influence of ceramic translucency on curing efficiency of different light curing units. *J Adhesive Dent* 9-5: 449-462, 2007.
65. Krejci I, Lutz F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme; 3.Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 1445-9, 1990.
66. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Marginal adaption and fit of adhesive ceramic inlays. *J Dent* 21: 39-46, 1993.
67. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme; 1.Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 953-60, 1990.
68. Kröncke A. Zur Klinik und Problematik traumatischer Infraktionen im Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 38: 600-4, 1983.
69. Kunzelmann KH. Moderne Füllungstherapie mit keramischen Werkstoffen, Keramikinserts, -inlays, -teilkronen im Seitenzahnbereich. Zbay, Online Service der BLZK, 1999.
70. Kunzelmann KH, Hickel R. Spannungsentwicklung durch Polymerisationschrumpfung bei Komposit-Klebern. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 699-700, 1990.
71. Kunzelmann KH, Hickel R. *Keramikinlays und Veneers*. Carl Hanser Verlag, 1997.
72. Kuramoto M, Matos AB, Matson E, Eduardo CP, Powers JM. Mikroleakage of resin-based composite restorations with ceramic inserts. *Am J Dent* 13: 311-4, 2000.
73. Lang H, Schüler N, Nolden R. Keramikinlay oder Keramikteilkrone. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 53-6, 1998.

74. Lang H, Schwan R, Nolden R. Die Verformung gefüllter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 49: 812-5, 1994.
75. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glasionomer-, Kompomer- und Kompositzementen. Dtsch Zahnärztl Z 55: 540-3, 2000.
76. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Oper Dent 6: 2-5, 1981.
77. Laurer HC. Vollkeramische Restaurationen in der Hand der Generalisten. Zahnärztl Mitt 9: 40-3, 2003.
78. Llyod BA, Christensen DO, Jacobs HR, Brown WS. Heat transfer in teeth during restoration. Am Ist Chem Eng Sym Ser 70: 215-25, 1975.
79. Llyod BA, Mc Ginley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. J Dent Res 57: 571-82, 1978.
80. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz. ZWR, 110 Jahrg 11: 747-54, 2001.
81. Lutz F, Mörmann WH, Lutz T. Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlensäureschnee? Schweiz Monatsschr Zahnmed 84: 709-25, 1974.
82. Martin N, Jedyakiewicz NM, Williams DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays. J Dent 27: 29-36, 1999.
83. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48: 229-36, 1993.
84. Mehl A, Godescha P, Kunzelmann KH, Hickel R. Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 51-11: 701-704, 1996.
85. Mehl A, Pfeiffer A, Kremers L, Hickel R. Randständigkeit von Cerec-II-Inlay-restaurationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. Dtsch Zahnärztl Z 53: 57-60, 1998.
86. Mörmann WH. The evolution of the CEREC System. J Am Dent Assoc 137: 7-13, 2006.

87. Mörmann WH. Technischer Stand und klinische Bewährung. 20 Jahre keramische CEREC CAD/CAM Restaurationen. Zahnärztl Mitt 96-11: 58-65, 2006.
88. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD-CIM. Quintessence Int 27-12: 821-828, 1996.
89. Mörmann WH, Bindl A. The Cerec 3 - A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. Quintessence Int 31: 699-712, 2000.
90. Mörmann WH, Bindl A. Erste Erfahrungen mit Cerec 3D: 3D CAD/CAM für jedermann in Praxis und Labor. Zahnärztl Mitt 3: 228-30, 2004.
91. Mörmann WH, Bindl A, Aphold W. Cerec 3 Computer-Restaurationen - erste klinische Erfahrungen. Zahnärztl Mitt 23: 48-60, 2000.
92. Mörmann WH, Brandestini M, Ferru A, Krejci I. Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 95: 1118-29, 1985.
93. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 92: 491-5, 2004.
94. Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. Dtsch Zahnärztl Z 56: 575-6, 2001.
95. Qualthrough AJE, Wilson NHF, Smith GA. The porcelain inlay: A historical review. Oper Dent 15: 61-70, 1990.
96. Rasmussen ST. Fracture Properties of human teeth in proximity to the dentinoenamel junction. J Dent Res 63: 1279-83, 1984.
97. Reich E, Federlin M, Schmalz G. Marginal fit of ceramic and composite inlays in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 45-10: 656-660, 1990.
98. 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 135: 605-12, 2004.
99. Reiss B. Das Cerec System: Die 18-Jahres Studie. Zahnärztl Mitt 97: 130-4, 2007.
100. Richter B, Mörmann WH. CEREC 3, vollkeramische CAD-CAM-Inlays und Teilkronen - Konstruktion und Fertigung per Computer. SFCZ-Verlag Zürich, 2001.

101. Roh BD. Analysis of 154 cases of teeth with cracks. *Dent Traum* 22: 118-123, 2006.
102. Rosen H. Cracked tooth syndrome. *J Prosthet Dent* 47-1: 36-43, 1982.
103. Roulet J-F, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. *Zahnärztl Mitt* 79: 908-13, 1989.
104. Roulet J-F, Janda R. Future Ceramic Systems. *Oper Dent Supplement* 6: 211-28, 2001.
105. Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 197-208, 1994.
106. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaption of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 73: 392-9, 1995.
107. Schmidseder J, Rateitschak KH, Wolf HF. *Ästhetische Zahnmedizin*. Band 15, Thieme-Verlag, 1998.
108. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer J, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int* 35: 281-286, 2004.
109. 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* 7: 74-83, 1991.
110. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* 89: 551-7, 2003.
111. Taylor MJ, Lynch E. Mikroleakage. *J Dent* 20: 3-10, 1992.
112. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Schams A. Clinical evaluation of heat-pressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. *Clin Oral Investig* 1-1: 17-34, 1997.
113. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen*. Urban & Fischer, 2002.

114. Wagner J, Hiller K-A, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 7: 80-5, 2003.
115. Wagner J, Schmalz G, Hiller K-A. Partial crowns: Clinical performance and longevity of gold vs. ceramic. *J Dent Res* 81 (Spec. Iss.): A-333 (Abstr. No.2651), 2002.
116. Wu W, Dermann K. Detecting margin leakage of dental composite restorations. *Biomed Mater Res* 17: 37-43, 1983.
117. Xu HHK, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *J Dent Res* 76: 1698-706, 1997.
118. Zachrisson BU, Skogan Ö, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod* 77: 307-19, 1980.

10 Danksagung

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

Meine besonderen Dankeswünsche gelten Frau Oberärztin Dr. M. Federlin und Frau Dr. S. Krifka für die wertvolle Betreuung, die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und ihren zahlreichen Anregungen bei der Erstellung der vorliegenden Arbeit.

Den Mitarbeiterinnen des Forschungsbereiches der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie danke ich für die Unterstützung bei der Versuchsdurchführung. Herzlicher Dank gilt Frau Brigitte Bey und Frau Helga Ebensberger für die Einführung in die Methodik sowie die Beratung und Hilfestellung bei der Auswertung der Untersuchung.

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

Frau Sarah Wiesbauer möchte ich für die hervorragende Zusammenarbeit danken.

Bei allen, die mir mit Rat und Tat bei Seite standen und mich unterstützten, insbesondere bei meinen Eltern und meiner Freundin Judith bedanke ich mich herzlichst.

11 Lebenslauf

Name: Martin Stangl
Wohnort: Bahnhofstraße 9
92439 Bodenwöhr
Geburtsdatum: 08.09.1981
Geburtsort: Amberg
Staatsangehörigkeit: Deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung:

09/1988 – 07/1992 Grundschole in Bodenwöhr
09/1992 – 06/2001 Joseph-von-Fraunhofer Gymnasium in Cham

Wehrdienst:

07/2001 – 05/2002 Zivildienst als Helfer im Rettungsdienst beim Roten Kreuz in Cham

Studium:

04/2002 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität in Regensburg
03/2003 Naturwissenschaftliche Vorprüfung (Vorphysikum)
09/2004 Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)
02 – 06/2007 Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)

Berufspraxis:

seit 10/2007 Vorbereitungsassistent in der Praxis von Dr. M. Stimmelmayer in Cham/Oberpfalz