

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARODONTOLOGIE

DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ

DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Vollkeramische Restaurationen: Teilkronen – Einfluss der Wandstärke der
Restzahnhartsubstanz auf die marginale Integrität**

Eine in vitro Studie

INAUGURAL-DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DES DOKTORGRADES
DER ZAHNHEILKUNDE

DER
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

VORGELEGT VON

STEFAN ULRICI

2014

Dekan:

Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. Gottfried Schmalz

2. Berichterstatter:

Prod. Dr. Claudia Reicheneder

Tag der mündlichen Prüfung:

01. Dezember 2014

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	7
2	LITERATURÜBERSICHT	8
2.1	DENTALKERAMIK	8
2.1.1	<i>Geschichte der Dentalkeramik</i>	8
2.1.2	<i>Übersicht der Dentalkeramik</i>	9
2.2	VOLLKERAMISCHE TEILKRONEN	12
2.2.1	<i>Ästhetische Restaurationen</i>	12
2.2.2	<i>Definition</i>	12
2.2.3	<i>Präparation</i>	12
2.3	COMPUTERGESTÜTZTE HERSTELLUNG – CEREC - SYSTEM	16
2.3.1	<i>Klinische Überlebensraten von Cerec – Restaurationen</i>	17
2.4	BEFESTIGUNG VON VOLLKERAMISCHEN RESTAURATIONEN	17
2.4.1	<i>Adhäsive Befestigung</i>	17
2.5	KERAMIKRESTAURATIONEN IN VITRO UND IN VIVO	24
2.5.1	<i>Keramikrestaurationen in vitro</i>	24
2.5.2	<i>Keramikrestaurationen in vivo</i>	26
2.6	TESTVERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DER MARGINALEN ADAPTATION	28
2.6.1	<i>In vitro - Methoden zur Bestimmung der Randqualität</i>	29
2.6.2	<i>Quantitative Auswertungsmethoden der marginalen Adaptation</i>	29
3	FRAGESTELLUNG	31
4	MATERIAL UND METHODE	32
4.1	UNTERSUCHUNGSGUT	33
4.2	PRÄPARATION UND TEILKRONENHERSTELLUNG (134)	33
4.2.1	<i>Präparation</i>	33
4.2.2	<i>Teilkronenherstellung</i>	36
4.3	ADHÄSIVE BEFESTIGUNG (134)	36
4.4	THERMOMECHANISCHE WECHSELBELASTUNG	37
4.5	ABFORMUNG	38
4.6	REPLIKAHERSTELLUNG	38
4.7	PROBENKÖRPERHERSTELLUNG	39
4.8	RASTERELEKTRONENMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG	39
4.9	KRITERIEN DER QUANTITATIVEN RANDANALYSE	40
4.10	STATISTIK	41

5	ERGEBNISSE	42
5.1	EINFLUSS DER PRÄPARATION	43
5.1.1	<i>Integritätsverlust (IV) gesamt unabhängig von den Grenzen</i>	43
5.1.2	<i>Integritätsverlust abhängig von den Grenzen Keramik/Zahnhartsubstanz</i>	44
5.1.3	<i>Integritätsverlust abhängig von den Grenzen Schmelz/Dentin</i>	45
5.1.4	<i>Perfekter Rand (PR) allgemein</i>	46
5.1.5	<i>Perfekter Rand abhängig von den Grenzen Schmelz/Dentin/Keramik</i>	47
5.1.6	<i>Material- und Verarbeitungsbedingte Mängel (MV) allgemein</i>	48
5.1.7	<i>Material- und Verarbeitungsbedingte Mängel abhängig von den Grenzen Schmelz/Dentin/Keramik</i>	49
5.2	ERROR RATES METHODE	50
6	DISKUSSION	51
6.1	DISKUSSION ZU MATERIAL UND METHODE	51
6.1.1	<i>Untersuchungsgut</i>	51
6.1.2	<i>Präparation</i>	52
6.1.3	<i>Teilkronenherstellung mittels Cerec 3</i>	53
6.1.4	<i>Keramik</i>	53
6.1.5	<i>Adhäsive Befestigung</i>	54
6.1.6	<i>Thermomechanische Wechselbelastung</i>	54
6.1.7	<i>Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung</i>	55
6.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	56
6.2.1	<i>Einfluss der Präparation</i>	56
6.2.2	<i>Einfluss der Grenze</i>	58
6.2.3	<i>Einfluss der thermomechanischen Wechselbelastung</i>	59
6.3	ZUSAMMENFASSENDER DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG	60
7	ZUSAMMENFASSUNG	61
8	ANHANG	62
8.1	MATERIALLISTE	62
8.2	SIGNIFIKANZTABELLEN	64
8.2.1	<i>Präparation gegeneinander</i>	64
8.2.2	<i>Grenzen gegeneinander</i>	65
8.2.3	<i>Zeiten gegeneinander (TCML)</i>	66
9	LITERATURVERZEICHNIS	67
10	DANKSAGUNG	78

1 Einleitung

Das gestiegene ästhetische Bewusstsein der Patienten und der Wunsch nach schönen Zähnen als Zeichen für Gesundheit, Jugend, Schönheit und Würde erhöhte die Nachfrage nach nicht sichtbaren Zahnrestorationen sowohl im Front- als auch im Seitenzahnggebiet. Durch die Verunsicherung der Patienten gegenüber Amalgam als Füllungsmaterial, welche durch die anhaltende zum Teil kontrovers geführte öffentliche Diskussion gefördert wird, stieg der Bedarf an alternativen zahnärztlichen Restaurationsmaterialien besonders im Seitenzahnggebiet. Neben den plastischen Füllungsmaterialien stehen Gold und Keramik als Materialien zur Verfügung, um ausgedehnte Zahnhartsubstanzdefekte im Seitenzahnggebiet langlebig mit Restaurationen zu versorgen.

Wichtige Vorteile der keramischen Materialien gegenüber den Vollgußrestorationen sind neben der Ästhetik eine höhere Biokompatibilität gegenüber Pulpa und Parodont, eine schmelzähnliche thermische Leitfähigkeit, geringere Plaqueakkumulation und eine hohe Form- und Farbbeständigkeit. Trotz anfänglich hoher Mißerfolgsraten konnte durch neue Verarbeitungstechnologien, kontinuierlicher Weiterentwicklung der dentalen Keramiken und die ständige Verbesserung der adhäsiven Zementierung mittels Befestigungskomposite der ursprünglich vorgesehene Indikationsbereich für vollkeramische Restaurationen signifikant erweitert werden.

In der Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK)(39) gelten adhäsiv befestigte keramische Einlagefüllungen als wissenschaftlich anerkannt. Bei größeren Zahnhartsubstanzdefekten, die nicht mit einem Inlay versorgt werden können, sind vollkeramische Teilkronen indiziert. Durch die adhäsive Befestigung können bisher gültige Präparationsformen, die sich an den traditionellen gegossenen Goldrestorationen orientieren, variiert werden. Dennoch liegen keine eindeutigen Präparationsempfehlungen, Richtlinien und Erfahrungswerte für die Versorgung mit keramischen Teilkronen vor. Ebenso ungeklärt ist die Frage, welchen Einfluss die Kavitätenwandstärke, besonderes bei ausgedehnten Defekten, auf die Randqualität hat. Die Qualität der marginalen Adaptation zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungsmaterial sowie der Adaptation zwischen Keramik und Befestigungsmaterial bestimmt unter anderem die Langlebigkeit einer Restauration.

Ziel der vorliegenden in vitro Untersuchung war es zu ermitteln, welchen Einfluss eine Reduktion der Restzahnhartsubstanz der nichttragenden Höcker bei zwei unterschiedlichen Teilkronenpräparationsformen und bei Verwendung eines konventionellen Befestigungskomposites auf die marginale Randqualität der Restauration im Schmelz und Dentin hat.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentalkeramik

2.1.1 Geschichte der Dentalkeramik

Keramische Massen finden schon sehr lange Anwendung in der Zahnheilkunde. 1857 beschrieb Edward Maynard erstmals vollkeramische Restaurationen als Porzellaneinlagefüllungen im Seitenzahnggebiet (63). Charles Henry Land gelang mit der Entwicklung keramischer Inlays 1889 (10) und mit der ersten metallfreien vollkeramischen Krone, von ihm benannte Jacketkrone, im Jahr 1896 der erste große Schritt in Richtung ästhetischer Restaurationen (89).

Diese anfänglichen vollkeramischen Restaurationen hatten eine hohe Mißerfolgsrate. Dies wird auf den mangelnden Verbund zwischen Zahn, Zement und keramischer Restauration durch die Zementierung mittels ZinkOxid-Phosphat-Zement und die hohe Sprödigkeit der Keramik zurückgeführt (14,121,123,144). Daher wurde über einen längeren Zeitraum der Indikationsbereich für vollkeramische Restaurationen auf den weniger belasteten Frontzahnbereich eingeschränkt. Erst nach Entwicklung der Adhäsivtechnik im Jahre 1955 durch Buonocore (21) konnte ein kraftschlüssiger Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik hergestellt werden (43,114). Durch den adhäsiven Verbund und die oberflächliche Konditionierung der Keramikrestaurationen konnte die Bruchfestigkeit der spröden keramischen Werkstoffe verbessert und somit das Frakturrisiko gesenkt werden (68,90,144). Seit Beginn der 80er Jahre des 20. Jahrhunderts erfolgt eine stetige Weiterentwicklung der keramischen Materialien (28). Neuste Entwicklungen und Technologien brachten industriell gesinterte Hochleistungskeramiken mit verbesserten physikalischen Eigenschaften hervor (55,127). Durch diese Entwicklung neuerer Dentalkeramiken und die Verbesserung des adhäsiven Verbundes konnte die bisher auf den Frontzahnbereich beschränkte Indikation für zahnfarbene vollkeramische Restaurationen auf das Seitenzahnggebiet ausgeweitet werden (27).

2.1.2 Übersicht der Dentalkeramik

Als Dentalkeramiken bezeichnet man verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, die schwer in Wasser löslich sind und zu mindestens 30% eine kristalline Struktur besitzen (55,83).

Die Vorteile der keramischen Werkstoffe gegenüber metallkeramischer und Vollgußrestorationen sind neben der Ästhetik die hohe Biokompatibilität gegenüber dem parodontalen und pulpalem Gewebe (22), eine geringe Löslichkeit im biologischen Milieu (4), die Form- und Farbeständigkeit, Abrasionsfestigkeit sowie fehlendes toxisches und allergenes Potenzial (22). Im Vergleich zu anderen Dentalwerkstoffen, aber auch zum Zahnschmelz, besteht eine geringere Plaqueanlagerung (18,56), welche das Risiko einer Gingivitis sowie die Entstehung einer Sekundärkaries vermindert (50,143).

Bis heute sind keine gesundheitsschädigenden Nebenwirkungen bei der Verwendung von Dentalkeramiken bekannt. Allerdings sind Keramiken sehr spröde und nicht verformbar (83), wodurch kleinste Defekte in der Gefügestruktur Ausgangspunkte für Risse und daraus resultierende Frakturen sein können. Aufgrund ihrer großen Härte besteht die Gefahr, dass es an den antagonistischen Zähne zu erhöhten Abrasionen kommt (55,96).

Eine Klassifizierung der Dentalkeramiken kann nach der werkstoffkundlichen Zusammensetzung, dem Herstellungsverfahren, dem Befestigungsverfahren oder der klinischen Anwendung erfolgen (14,114,128). Tabelle 1 zeigt die unterschiedlichen Dentalkeramiken und deren Herstellungsverfahren.

Dentalkeramiken							
Sintern		Lost-Wax, Gießen/Pressen			CAD/CAM Systeme		
Pulver		Ingots			Industriell vorgefertigt		
Feldspat-keramik	Oxid-keramik	Glaskeramik			Glas-keramik	Feldspat-keramik	Zirkonoxid-keramik
Mirage, Optec	In-Ceram	Dicor	Empress 1	Empress 2	Cerec, Celay	Cerec Celay, DCS	Cercon, Procera, LAVA, DCS

Tabelle 1: Übersicht der Dentalkeramiken (134)

Hinsichtlich der werkstoffkundlich, chemischen Zusammensetzung lassen sich Dentalkeramiken in zwei unterschiedliche Gruppen einteilen (74):

- Keramiken mit Glasphase: silikatische Glaskeramiken, glasinfiltrierte Keramiken
- Keramiken ohne Glasphase: silikatfreie, polykristalline Oxidkeramiken

Die konventionellen Dentalkeramiken bestehen aus einer amorphen, transparenten Glasphase, in die kristalline Partikel eingelagert sind. Die silikatischen Glaskeramiken enthalten in der umgebenden Glasmatrix als kristalline Anteile Leuzit- und Feldspatkristalle oder Lithiumdisilikat. Die Kristalle beeinflussen die Ästhetik und die Stabilität der Dentalkeramik. Je höher der Anteil an Kristallen, je dichter und homogener die Partikelverteilung und je fester der Verbund zwischen den Kristallen und dem Glasmatrixgerüst, desto höher ist die Stabilität und desto geringer die Transluzenz, was zu Einbußen im ästhetischen Erscheinungsbild führt (74). Die glasinfiltrierten Keramiken bestehen aus einem porösen oxidkeramischen Gerüst, welches durch Infiltration mit Lanthanglas verfestigt wird. Es entsteht so ein porenfreies Mikrogerüst mit einer hohen Biegefestigkeit. Die neueren Dentalkeramiken ohne Glasphase bestehen aus einem rein kristallinen Gerüst aus Aluminium- oder Zirkoniumoxid. Diese polykristalline Oxidkeramik weist ein dichtes, porenfreies Mikrogefüge auf. Durch die Erhöhung des Kristallanteils wird eine deutliche Erhöhung der Stabilität aber auch Opazität erreicht. Dadurch werden diese Dentalkeramiken in der Regel als Gerüstwerkstoff verwendet. Ähnlich wie beim Metallgerüst erfolgt anschließend eine Verblendung mit Silikatkeramik (74).

Bei der Einteilung nach Herstellungsverfahren wird das Sintern, Gießen, Heißpressen, Kopierschleifen und die computergestützte Herstellung (CAD/CAM/CIM) unterschieden (114). Beim Sintern wird die Restauration aus einem Pulver-Flüssigkeits-Schlacker auf einem feuerfesten Duplikatstumpf individuell geschichtet und bei 900°C gebrannt. Der Sintervorgang geht mit einem Volumenverlust von 25-30% einher, was zu Mikroporositäten führt, die sich zu Mikrorissen entwickeln können. Wegen der geringen Biegefestigkeit sind größere Restaurationen nicht indiziert (28,144). Ebenso können glaskeramische Restaurationen im Guß- oder Heißpressverfahren mit der Lost-Wax-Technik hergestellt werden. Allerdings hat sich die Technik des Gußverfahrens nicht bewährt und wurde durch das Pressverfahren ersetzt. Dabei wird die Wachsmodellation eingebettet und durch Wachaustreibung im Vorwärmofen eine Hohlform erzeugt. Im Heißpressverfahren wird industriell vorgesinterte Keramikrohlinge erhitzt und im plastischen Zustand in die Hohlform gepresst (13,14,74,91,123). Beim manuellen Kopierschleifverfahren wird ein Restaurationsmodell aus Kunststoff taktil abgetastet und synchron in einem Kopierschleifgerät aus einem Keramikrohling geschliffen (74). Dieses Verfahren wurde durch die computergestützte Herstellung aus industriell vorgefertigten Keramikrohlingen

weitgehend abgelöst. Das Gefüge vorgefertigter Keramikblöcke ist gegenüber den herkömmlichen Dentalkeramiken optimiert, da sie industriell unter standardisierten Bedingungen hergestellt werden (127). Dadurch erhält man eine Keramik mit gleichbleibender Qualität, verbesserter mechanischer Eigenschaften, wie eine erhöhte Bruchzähigkeit und Festigkeit und Verringerung der rissinduzierter Poren oder Verunreinigungen. Die homogenen Keramikblöcke stehen z.B. als industriell gesinterte Blöcke (InCeram – Spinell/Alumina/Zirconia/AL/YZ [Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säcking, D]) zur Gerüstherstellung, aus Feldspatkeramik (VitaBlocs Mark II [Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säcking, D]), aus Leuzit-Glaskeramik (IPS EmpressCAD [Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, LI]) und aus Lithium-Disilikat(LS_2) (IPS e.maxCAD [Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, LI]) zur Verfügung (9,91,92).

Die Einführung von CAD/CAM - Systemen (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) in der Zahnmedizin stellte einen technologischen Fortschritt bei der Versorgung mit ästhetischen Restaurationen und Zahnersatz dar. Durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und Weiterverarbeitung erfolgt eine weitestgehend automatisierte Herstellung der vollkeramischen Restauration. Man unterscheidet dabei die „Chaiside“- und „Labside“-Systeme. Beim CEREC-System, als ein Vertreter der „Chairside“-Systeme, kann die keramische Restauration in einer Sitzung direkt am Behandlungsstuhl hergestellt und eingesetzt werden. Neben der Verwendung industriell gefertigter, qualitativ hochwertiger Keramik (96) ist bei diesem Verfahren vorteilhaft, dass keine provisorische Versorgung notwendig ist. Die Restaurationen können in der selben Behandlungssitzung eingegliedert werden wodurch die Gefahr einer Kontamination der Dentinoberfläche während der Provisorienphase entfällt (39) und eine sofortige Zahnhartsubstanzstabilisierung erfolgen kann (57,87,98). Die meisten anderen CAD/CAM-Systeme (z.B. Cercon [Fa. Degussa Dental, DE], Lava [Fa. ESPE-Dental AG, DE], Procera [Fa. Nobel Biocare, SE]) arbeiten nach dem „Labside“-Prinzip, d.h. die Herstellung der vollkeramischen Restauration erfolgt computerunterstützt im zahntechnischen Labor.

2.2 Vollkeramische Teilkronen

2.2.1 Ästhetische Restaurationen

Die Restauration verloren gegangener Zahnhartsubstanz ist mit einer Vielzahl unterschiedlicher Materialien möglich. Als Füllungsmaterialien erweisen sich Gold und Amalgam bereits seit einigen Jahrzehnten als besonders tauglich (12,33,49). Ein Nachteil dieser Füllungsmaterialien ist, neben möglichen gesundheitlichen und umweltbelastenden Bedenken, dass sie nicht zahnfarben sind und daher den gestiegenen ästhetischen Ansprüchen der Patienten nicht mehr gerecht werden (14). Um ausgedehnte Defekte in der Zahnhartsubstanz langfristig, substanzschonend und ästhetisch, d.h. zahnfarben, zu versorgen, kommen derzeit nur Dentalkeramiken als Restaurationsmaterial in Frage. Durch die Einführung der adhäsiven Befestigung und der Weiterentwicklung der Dentalkeramiken kann dieser Werkstoff in der ästhetischen Zahnheilkunde erfolgreich angewendet werden (14,24,144).

2.2.2 Definition

Gemäß der Stellungnahmen der DGZMK von 2001 und 2007 sind adhäsiv befestigte Teilkronen im Seitenzahnbereich bei ausgedehnten okklusalen, approximalen und vestibulären Defekten mit nicht unterstützten Kavitätswänden im Höckerbereich indiziert (39,114). Ab der Beteiligung eines Höckers liegt eine Teilkrone vor (35).

2.2.3 Präparation

2.2.3.1 Allgemeine Präparationsregeln vollkeramischer Restaurationen

Ein verantwortungsbewusstes therapeutisches Handeln bei der Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten erfordert während der Präparation ein „biologisches Denken“. Dies bedeutet, dass grundsätzlich so viel gesunde Zahnhartsubstanz wie möglich erhalten werden sollte. Allerdings muss die Präparation materialgerecht und entsprechend der Eigenschaften des Restaurationsmaterials erfolgen. Dies kann unter Umständen mit einem erhöhten Verlust an Zahnhartsubstanz verbunden sein, da eine Mindeststärke der Keramik von 1,5mm gefordert wird, um Frakturen zu vermeiden. Für die Isthmusbreite wird sogar eine Mindeststärke von 2mm empfohlen (35,47,74).

Bei der Präparation für Keramikrestaurationen verzichtet man aufgrund einer erhöhten Frakturgefahr auf das Anlegen von Abschrägungen oder Federrändern. Alle Kanten

innerhalb der Kavität sollten abgerundet werden und die Präparationskavitätenwände dürfen keine spitzen Übergänge aufweisen. Eine divergierende Präparation mit einem Öffnungswinkel von 6 – 10 Grad ist anzustreben. Dadurch ergibt sich eine gute Bruchfestigkeit und eine Einprobe ohne Frakturgefahr ist möglich (20). Die Präparationsrandbereiche sollten idealerweise scharfkantig mit der Zahnoberfläche einen Winkel von 90° aufweisen (7,65). Weiterhin sollte die Präparation so gestaltet werden, dass ein spannungsfreies Eingliedern der Restauration möglich und diese eindeutig positionierbar ist. Die Keramik sollte möglichst überall eine annähernd gleiche Schichtstärke aufweisen. Da die Retention der vollkeramischen Restauration mikromechanisch über die adhäsive Haftung an der Zahnhartsubstanz erfolgt, ist eine extensive makromechanische Retentionsform nicht nötig. Auch die Schmelzbegrenzung ist nicht zwingend erforderlich, allerdings sollte bei tiefliegenden Kavitätenrändern eine absolute Trockenlegung mittels Kofferdam möglich sein (47,74).

Zur Vermeidung eines Präparationstraumas empfiehlt es sich, einen Sicherheitsabstand zur Pulpa von mindestens 0,7 mm Restdentinstärke einzuhalten (148). Weiterhin sollte mit einer ausreichenden Kühlwassermenge (50 ml/min) und einer Kühlwassertemperatur von maximal 30°C präpariert werden, um eine thermische Irritation der Pulpa zu verhindern (60,136).

Die Möglichkeit der adhäsiven Befestigung der vollkeramischen Restauration gestattet ein weitgehend defektorientiertes und substanzschonendes Präparieren. Im Bereich der okklusalen Grenzen zwischen Zahnhartsubstanz und keramischen Werkstücken sollten Kontakte mit dem Antagonisten vermieden werden. Die finierten Kavitätenwände sollten einen sauberen und eindeutigen Übergang zur nicht präparierten Zahnhartsubstanz und keine „Schmelznasen“ aufweisen (74).

Unterschnitte, die sich nach dem Entfernen der Karies darstellen, sollten im Sinne einer substanzschonenden Rehabilitation dentinadhäsiv mit plastischen Füllungsmaterialien ausgeblockt werden. Somit müssen überhängende Zahnhartsubstanzanteile nicht unnötig aufgezo-gen werden (6,47,66). In tieferen Kavitätenbereichen wird mit einer adhäsiven Aufbaufüllung eine gleichmäßige und nicht zu große Schichtstärke der Keramik gewährleistet, um die lichthärtenden Komponenten des Befestigungszementes bei der Aushärtung mit Polymerisationslampen zu erreichen. Gleichzeitig wird durch diese Dentinversiegelung eine Kontamination verhindert und eine dauerhaft gute Dentinadhäsion gefördert (47,74).

2.2.3.2 Präparationsrichtlinien für vollkeramische Teilkronen

In der Literatur existieren bislang keine allgemein gültigen Präparationsrichtlinien für vollkeramische Teilkronen (35). Derzeitig geht man davon aus, dass eine Modifikation der immer noch üblichen Standardpräparation, welche im Wesentlichen eine Kastenpräparation mit gerundeten Kanten als mechanische Retention vorsieht und sich an den allgemeinen Präparationsregeln für Vollgußeinlagefüllungen und –teilkronen orientiert, die optimale sei (6,120).

Es werden drei Präparationskonzepte unterschieden (siehe Abbildung 1) (35,36):

- A. entsprechend der klassischen Präparation von Vollgußrestorationen, mit Überkuppung geschwächter Höcker (tragender Höcker) und Stufenpräparation
- B. Höckerüberkuppung mit horizontaler Auflage, auf die Präparation einer Stufe wird verzichtet
- C. auf die Präparation von retentiven Formen wird verzichtet



Abbildung 1: Darstellung der Präparationskonzepte für vollkeramische Teilkronen im Schema (35)

Aufgrund der in den letzten Jahren rasch fortgeschrittenen Entwicklung auf dem Gebiet der vollkeramischen Werkstoffe gibt es in jüngster Zeit Überlegungen und Diskussionen, die bestehenden Präparationsrichtlinien in Frage zu stellen und neu zu überdenken. Dabei wird ein Umdenken bei der Präparation von vollkeramischen Restaurationen gefordert (6,8).

Es sollte die in den letzten Jahren rasch fortgeschrittene Entwicklung der vollkeramischen Werkstoffe und Materialien sowie deren Eigenschaften und neuere Herstellungstechnologien (CAD/CAM-Technik) berücksichtigt werden, um durch eine keramikkonforme Präparationsform für vollkeramische Teilkronen eine erhöhte Festigkeit und Frakturresistenz zu erreichen (6,8,47). Aufgrund der möglichen adhäsiven Eingliederung von keramischen Restaurationen steht bei der Präparation die notwendige Retentionsform nicht mehr im Vordergrund. Vielmehr geht man der Frage nach, wie können durch die Formgebung der Kavität, die Materialeigenschaften von Keramik positiv beeinflusst werden. Keramikgerechte

Kavitäten sollten eine möglichst einfache Grundgeometrie ohne Ecken und scharfen Kanten aufweisen. Der Kavitätenboden sollte konvex gestaltet werden, um so die Zug- in Druckspannungen umzuwandeln. Runde Übergänge, die einen großen Radius aufweisen, verhindern das Entstehen von Kerbspannungen und vermeiden Spannungsspitzen. Dabei werden auch plötzliche Querschnittsänderungen vermieden und eine gleichmäßige Schichtdicke der Keramik erzielt. Besonders am Übergang zwischen approximalem und okklusalem Kasten wird durch eine kastenförmige Präparation der Werkstoff Keramik stark beansprucht und eine plötzliche Querschnittsänderung gerade im Bereich der Zentralfissur herbeigeführt. Durch einfache Präparationsformen mit runden, fließenden Übergängen und materialgerechtem Design werden Sollbruchstellen und ungünstige Belastungsverhältnisse vermieden (6,47,53).

2.3 Computergestützte Herstellung – CEREC - System

Auf die computergestützte Herstellung von vollkeramischen Restaurationen mittels des CEREC – Verfahren (Fa. Sirona) soll hier besonders eingegangen werden, da dieses in der vorliegenden in vitro Studie zur Anfertigung der Keramikeilkronen verwendet wurde [M9].

In der Schweiz wurde zu Beginn der 80er- Jahre die Cerec-Technologie durch Prof. Dr. W. Mörmann und Dr. M. Brandestini an der Züricher Universität entwickelt. Das Konzept der Cerec – Methode, Cerec steht für Ceramic Reconstruction, entstand aus dem praktischen Bedürfnis nach randsicheren und dauerhaften zahnfarbenen Restaurationen. Heute ermöglicht das Verfahren, welches inzwischen nach steter Weiterentwicklung in der dritten Generation vorliegt, eine Behandlung nach dem „Chairside“- Konzept. Dabei können Patienten, dank der optischen digitalen Abformung, innerhalb einer Behandlungssitzung mit einer vollkeramischen Restauration versorgt werden (24,96,104). Somit erfolgt eine sofortige Stabilisierung der restlichen Zahnhartsubstanz (57,98) und die Gefahr einer Kontamination der Dentinoberfläche durch die Provisorienphase besteht nicht (39).

Beim „Chairside“ – Verfahren des Cerec 3 – Systems erfolgt mit einer dreidimensional messenden Kamera direkt im Mund ein optischer Abdruck nach dem Prinzip der aktiven Doppeltriangulation. Aus den zwei Messbildern mit unterschiedlichem Aufnahmewinkel wird die Kavität rekonstruiert (92,107). Nach dem Festlegen der Präparationsgrenzen auf dem dreidimensionalen Modell am Monitor, rekonstruiert die Software anhand vorhandener Zahnstrukturen und dem integrierten „biogenerischen“ Morphologiesystem die Restauration vollautomatisch. Diese Rekonstruktion kann am digitalen Modell modifiziert, korrigiert und individualisiert werden (100). Der Datensatz der Restauration wird an eine Schleifmaschine übermittelt, welche innerhalb weniger Minuten die vollkeramische Restauration fertigt (59,107,119).

Neben dem „Chairside“ – System gibt es ein Laborsystem, Cerec InLab. Dieses System eignet sich besonders zur Gerütherstellung von vollkeramischen Kronen und Brücken, welche anschließend verblendet werden. Dabei erfolgt eine konventionelle Abformung der Präparation um ein Modell zu erstellen, welches von einem Scanner mittels Laser (Cerec Scan) abgetastet wird. Die gewonnen Bilddaten werden am Bildschirm dargestellt, das Gerüst auf dem digitalen Modell konstruiert und anschließend geschliffen.

2.3.1 Klinische Überlebensraten von Cerec – Restaurationen

Mittlerweile wird das Cerec – System seit über 20 Jahre in der zahnärztlichen Praxis angewendet und es liegen zahlreiche Publikationen über die CAD/CAM gestützte Herstellung vollkeramischer Restaurationen mittels Cerec vor.

Die Genauigkeit der hergestellten Restauration wurde mit jeder Weiterentwicklung und Version des Cerec Gerätes verbessert (117). Mehrere Arbeitsgruppen kommen zum Schluss, dass die Präzision, die mit der neusten Cerec – Generation erreicht wird, den im zahntechnischen Labor gefertigten Restaurationen in nichts nachsteht (101,125). Für Cerec CAD/CAM Keramikinlays liegen Langzeitstudien über 15 – 18 Jahren vor, welche für adhäsiv befestigte keramische Inlays eine Überlebensrate von 93% über diesen Zeitraum dokumentieren (110,118). In der Studie über 15 Jahre sind Cerec-Inlays im klinischen Vergleich den traditionellen Goldrestaurationen ebenbürtig und besitzen durch die hochverdichtete industriell vorgefertigte Keramik eine signifikant höhere Überlebensrate als laborgefertigte Keramikinlays (5). Eine Langzeituntersuchung von Cerec CAD/CAM Inlays und Overlays dokumentiert eine klinische Überlebensrate von 88,7 % nach 17 Jahren (111). Studien über vollkeramische Teilkronen und Veneers mit einem Beobachtungszeitraum von 5 - 9 Jahren zeigen die gleiche positive Tendenz (54,113,150).

2.4 Befestigung von vollkeramischen Restaurationen

Zur Befestigung vollkeramischer Restaurationen kommen prinzipiell zwei verschiedene Arten zur Anwendung: die mechanisch retentive Zementierung und die adhäsive Befestigung. Nur vollkeramische Werkstücke aus hochfester Keramik (Oxidkeramik oder Lithiumdisilikatkeramik) mit mehr als 350 MPa Biegefestigkeit können sowohl konventionell als auch adhäsiv befestigt werden. Restaurationen aus Silikatkeramik mit sehr guten ästhetischen Eigenschaften, allerdings einer geringeren Festigkeit von unter 350 MPa, müssen ausschließlich adhäsiv befestigt werden (39,74).

2.4.1 Adhäsive Befestigung

Durch die Einführung der Säure-Ätz-Technik durch Buonocore im Jahre 1955 und die stete Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme kann ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Keramikrestauration und Zahnhartsubstanz hergestellt werden (21,43,114). Dies kann zu einer Stabilisierung der Restzahnsubstanz und zur Erhöhung der Frakturresistenz führen (97,103). Beim adhäsiven Einsetzen von vollkeramischen Restaurationen wird die Keramik makro- und mikroretentiv über einen Klebeverbund in die

Zahnhartsubstanz integriert (67). Ein stabiler Keramik-Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbund benötigt eine spezifische Oberflächenkonditionierung der Keramik und der Zahnhartsubstanzen (26).

2.4.1.1 Oberflächenkonditionierung der Keramik

Eine wesentliche Voraussetzung für die Haftung zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz ist die Oberflächenvergrößerung der Klebefläche. Dies erfolgt bei Silikatkeramiken mittels Flusssäure und bei Oxidkeramiken durch Schleifen oder Sandstrahlen mit substanzabtragenden Mitteln (74).

Neben der mikromechanischen Verankerung wird durch bifunktionelle Haftvermittler (Silane) eine zusätzliche chemische Verbindung zwischen hydrophiler Keramik und hydrophobem Befestigungskomposit erreicht (61,74). Die Restorationsinnenfläche stellt somit keine Grenzfläche mehr dar, an der Zugspannungen angreifen und Risse verursachen können. Dies ermöglicht eine deutliche Steigerung der Belastbarkeit (43,91).

2.4.1.2 Oberflächenkonditionierung der Zahnhartsubstanz

Um die Voraussetzungen für den adhäsiven Verbund zwischen Befestigungskomposit und präpariertem Zahn zu schaffen, muss die Zahnhartsubstanzoberfläche vorbehandelt werden. Dabei muss zum Einen der unterschiedlichen Zusammensetzung von Schmelz und Dentin Rechnung getragen werden, zum Anderen muss die Funktionsweise der verschiedenen Adhäsivsysteme berücksichtigt werden (58).

Der Zahnschmelz ist das am stärksten mineralisierte und härteste Zellprodukt im menschlichen Organismus. Er besteht zu 95 Gew.% aus anorganischem Hydroxylapatit, 4 Gew.% Wasser und 1 Gew.% aus organischer Matrix. Hexagonale Apatitkristalle bilden die sogenannten Schmelzprismen, die sich von der Schmelz-Dentin-Grenze bis fast zur Schmelzoberfläche ausdehnen (131).

Die Haftung am Zahnschmelz erfolgt über ein mikroretentives Relief, das durch Applikation von 30 – 40%iger Orthophosphorsäure, erreicht werden kann. Dadurch wird die Schmelzoberfläche deutlich vergrößert, die Benetzbarkeit der Oberfläche verbessert und somit eine ideale Oberflächenmorphologie für den mikromechanischen Verbund geschaffen. Dieser erfolgt über einen Haftvermittler, der in das 5 – 50 µm tiefe Ätzmuster penetriert und durch Polymerisation zur mikromechanischen Haftung führt (61,74). Alternativ kann der mikromechanische Verbund durch selbstätzende Primer, welche die Arbeitsschritte der Oberflächenvergrößerung und Haftvermittlerpenetration vereinen, erreicht werden.

Im Gegensatz zum Schmelz ist Dentin ein weniger stark mineralisiertes Gewebe. Es besteht zu 70 Gew.% aus Mineralien, 20 Gew.% organischer Matrix und 10 Gew.% Wasser. Der größte Teil des organischen Anteils besteht aus Kollagen. Aufgebaut ist das Dentin aus sog. Dentinkanälchen, die Liquor und die Odontoblastenfortsätze enthalten. Umgeben sind sie vom stärker mineralisierten peritubulären Dentin und voneinander getrennt durch das weniger dicht mineralisierte intertubuläre Dentin, welches zu 50% aus kollagenen Fasern besteht (131,137).

Um die komplette präparierte Kavitätenfläche zur retentiven Befestigung zu nutzen, die Randdichtigkeit der vollkeramischen Restauration zu verbessern und postoperative Sensibilitäten zu vermeiden, ist eine Dentinhaftung entsprechend den Haftwerten zum Schmelz anzustreben. Durch die hydrophile Eigenschaft des Dentins gestaltet sich der adhäsive Verbund mit dem hydrophoben Kompositbefestigungsmaterial im Vergleich zum Zahnschmelz schwieriger, denn mit der tubulären Mikrostruktur, der intrinsischen Feuchtigkeit und dem höheren Gehalt an organischem Material sind deutlich ungünstigere Voraussetzungen vorhanden (74). Die mechanische Bearbeitung mit zahnärztlichen Präparationsinstrumenten führt zur Ausbildung einer Schmierschicht (Smearlayer), deren Dicke zwischen 1 und 5 µm liegt, wobei die Schmierschichtzapfen (SmearPlugs) zwischen 6 µm (25,94) und 40 µm (62,112) in die Dentintubuli reichen können und diese verschließen (137). Die Schmierschicht besteht aus Hydroxylapatit- und Zelltrümmern, Bakterien, Dentinliquor, denaturiertem Kollagen, Speichelproteinen und Blutbestandteilen. Durch diese Schmierschicht wird die Permeabilität des Dentins herabgesetzt, die mikromechanische Haftung der Restauration deutlich reduziert, wodurch ein dauerhafter, spaltfreier Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit nicht gewährleistet werden kann (19,62).

Um eine stabile Adhäsion am Dentin zu gewährleisten, muss die Schmierschicht chemisch mittels Säure oder säurehaltigen Lösungen modifiziert oder möglichst entfernt werden (58). Es stehen verschiedene Systeme, bei denen entweder die Konditionierung, die Applikation des Primers und die des Adhäsivs separat einzeln erfolgt oder einzelne bzw. alle Schritte zusammengefasst werden, zur Verfügung (61). Die Klassifikation der Adhäsivsysteme erfolgt seit geraumer Zeit nicht mehr nach Generationen sondern gemäß den Applikationsschritten und ihrer Herangehensweise. Es wird prinzipiell zwischen „Etch-and-rinse“-Technik und den „Self-Etch“-Systemen unterschieden (45). Eine weitere Unterteilung basiert auf die Anzahl der notwendigen klinischen Anwendungsschritte: Vier-(Mehr-)schritt-, Drei-Schritt-, Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systeme, Zwei-Schritt-, Ein-Schritt-Self-Etch-Systeme. Bei der „Etch-and-rinse“-Technik (Ätzen und Spülen) unterscheidet man die Systeme mit der simultanen

Ätzung beider Zahnhartsubstanzen von den Systemen mit selektiver Schmelzätzung (Selective-Etching) (48).

Bei der simultanen Zahnhartsubstanzätzung mit Phosphorsäure erfolgt eine vollständige Entfernung der Schmierschicht verbunden mit einer Demineralisierung des inter- und peritubulären Dentins. Dadurch wird das kollagene Fasernetzwerk des Dentins freilegt (58,61). Anschließend wird das Dentin mit konditionierenden Agenzien (milden Säuren) und amphiphilen Substanzen zur Herabsetzung der Oberflächenspannung des Dentins behandelt (116). Durch das Einfließen des Adhäsivs in die vorbehandelten Dentinstrukturen und die eröffneten Dentintubuli entstehen nach der Polymerisation die sog. Kunststoff-Tags, die eine wirkungsvolle Versiegelung des Dentins bewirken. Es entsteht eine Hybridschicht, die als Bindeglied zwischen Dentin und Befestigungskomposit anzusehen ist (58,61). Bei der Anwendung der Etch-and-Rinse-Adhäsivtechnik besteht die Gefahr der Überätzung oder zu starke Trocknung des Dentins mit einhergehender Kollabierung des kollagenen Fasernetzwerks, was beides eine unvollständige Primerpenetration und schlechtere Adhäsion zur Folge hat (44,58,116). Ebenso besteht durch dieses suboptimale Feuchtigkeitsmanagement bei der Etch-and-Rinse-Technik eine gewisse Gefahr für das Auftreten von postoperativen Hypersensibilitäten (48). Aufgrund dieser Problematik gibt es Bestrebungen und Änderungen des Ätzprotokolls in Form von selektiver Schmelzätzung und Entwicklung von selbstätzenden Adhäsiven.

Bei der selektiven Schmelzätzung werden nur die präparierten Schmelzränder mit Phosphorsäure geätzt und danach abgespült. Die Dentinkonditionierung erfolgt mit säurehaltigen Primern. Die Schmierschicht wird dabei nicht vollständig entfernt, sondern modifiziert (58,61).

Bei den Self-Etch-Adhäsivsystemen entfällt die Applikation von Phosphorsäure. Sie enthalten säurehaltige Monomere, welche die komplette Zahnhartsubstanz, Schmelz und Dentin, in einem Schritt vorbehandeln und ätzen (44,48,58,61). Die geringere Gefahr einer übermäßigen Demineralisierung und der fehlende techniksensitive Anwendungsschritt der Dentintrocknung reduzieren das Risiko von postoperativen Beschwerden. Die Self-Etch-Technik erzielt insbesondere durch eine getrennte Mehrschrittapplikation von Primer und Bonding eine zuverlässige, weniger fehleranfällige Dentinhaftung und -versiegelung (48). Allerdings zeigen in-vitro-Studien, dass sämtliche Etch-and-Rinse-Adhäsive signifikant bessere Randqualitäten aufweisen als alle Self-Etch-Adhäsive, was auf eine zuverlässigere Schmelzhaftung durch die Vorbehandlung der Schmelzoberfläche mit Phosphorsäure zurückgeführt wird (48). Frankenberger et al (48) empfehlen daher eine Kombination aus selektiver Schmelzätzung und Self-Etch-Adhäsiven auf Mehrschrittbasis. Dies führt zu einer

deutlich besseren Randqualitäten im Schmelz, jedoch auch einer Reduzierung der Dentinhaftung. Eine Kontamination des Dentins sollte daher vermieden werden.

2.4.1.3 Komposite für die adhäsive Befestigung

Befestigungskompositmaterialien werden zum adhäsiven Einsetzen von vollkeramischen Restaurationen verwendet. Sie sollen den festen, randdichten und dauerhaften Verbund zwischen der Restauration und der Zahnhartsubstanz herstellen und dabei deren unterschiedliches Verhalten bei mechanischer und thermischer Belastung ausgleichen, ohne dabei die marginale Integrität zu beeinträchtigen (98,121). Definiert werden sie als zahnfarbene Füllungsmaterialien, welche aus einer Kunststoffmatrix mit verstärkenden Füllern zusammengesetzt sind (61). Wie die Komposite aus der zahnärztlichen Füllungstherapie bestehen die adhäsiven Befestigungskomposite aus Monomeren (Bis-GMA / TEGDMA), organischen oder anorganischen Füllstoffen, Initiatoren, Co-Initiatoren, Stabilisatoren und anderen Zusätze. Unterschiedlich zu den Füllungskompositen ist ein geringerer Füllstoffgehalt und somit eine niedrigere Viskosität. Dies gewährleistet die Fließfähigkeit und eine gleichmäßige Verteilung des Befestigungsmaterials zwischen vollkeramischer Restauration und Zahnhartsubstanz. Die Einteilung der Befestigungskomposite erfolgt nach Füllergröße in Makro- (ca. 10µm), Mikro- (ca. 0,04 µm) oder Hybridfüllerkomposite (ca. 2-3 µm), nach der Polymerisationsart in chemisch-, licht- oder dualhärtende und nach der Viskosität in niedrig-, mittel- oder hochvisköse Befestigungskomposite (69,85).

Gegenüber den konventionellen Zementen weisen die adhäsiven Befestigungskomposite, bei entsprechender Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen und der vollkeramischen Restauration, bessere mechanische Eigenschaften und größere Haftwerte am Schmelz und Dentin auf. Durch diesen adhäsiven Verbund kommt es zur Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz und zur Verminderung des Frakturrisikos (57,103,106,145).

Bei der Polymerisation des Befestigungsmaterials kommt es zu einer unerwünschten Schrumpfung des Materials, die zwischen 1,7 und 6 % liegt. Die Zusammensetzung der Befestigungskomposite beeinflusst den Grad der Polymerisationsschrumpfung. Ein höherer Matrixgehalt, d.h. ein verringerter anorganischer Füllergehalt, wie dies bei visköseren und Mikrofüllerkompositen der Fall ist, erhöhen die Schrumpfung (31,61). Sind die bei der Polymerisationsschrumpfung auftretenden Spannungen größer als die Adhäsionskräfte des Befestigungsmaterials und des Adhäsivs, kann dies zu Abrissen von der Kavitätenwand

oder zu Rissen im Befestigungskomposit führen. Dieser Retentionsverlust hat Randspalten, Mikroleakage, Sekundärkaries und damit einen Misserfolg der Restauration zur Folge (23).

Vollkeramische Restaurationen können mit chemisch härtenden, lichthärtenden oder kombiniert chemisch-lichthärtenden (dualhärtenden) Befestigungskompositen eingesetzt werden. Die rein chemisch härtenden Befestigungskomposite haben eine feste Verarbeitungszeit und eignen sich zum adhäsiven Befestigen von Keramik auf Metallgerüsten und sehr opaken Keramiken (15). Nachteilig ist die vergleichsweise lange Härtungszeit, die sich vom Behandler nicht beeinflussen lässt. Die Ausarbeitung ist aufwendig und die Verbundfestigkeit geringer als die bei dual- oder lichthärtenden Befestigungsmaterialien (124,149). Lichthärtende Komposite haben anwendungs- und materialtechnische, aber auch klinische Vorteile gegenüber den chemisch härtenden. Die Polymerisationsreaktion wird erst nach Eintritt von Licht durch freiwerdende Radikale gestartet (32). Ein manuelles Anmischen entfällt, eingebrachte Luftblasen oder Dosierfehler werden dadurch vermieden. Sie können einfach appliziert werden, besitzen eine lange Verarbeitungs- sowie schnelle Abbindezeit, die Ausarbeitung ist sofort möglich (93). Als Nachteil kann die fragliche vollständige Polymerisation in tiefen Bereichen einer Kavität angesehen werden (149). Es besteht eine Wechselbeziehung zwischen der Lichtdurchlässigkeit des vollkeramischen Werkstücks, die durch die Stärke bzw. Schichtdicke und der Opazität der Keramik bestimmt wird, und der Lichtqualität, die zur Aushärtung des Adhäsivs bzw. Komposit an der Basis der Restauration zur Verfügung steht (102). Bei Keramikschichtstärken von über zwei Millimetern härten die Befestigungskomposite nicht mehr vollständig aus und besonders unter opaken Restaurationen kann so unvollständig gehärtetes Befestigungsmaterial verbleiben (39,72). Dies beschränkt die Anwendung auf Restaurationen mit geringer Schichtstärke sowie vorzugsweise auf silikatkeramische Restaurationen, da diese eine geringere Opazität bei gleichzeitig höherer Transparenz aufweisen (75). Die Befestigung von vollkeramischen Restaurationen mit dualhärtenden Kompositen hat sich in den letzten Jahren aufgrund der vorteilhaften klinischen Handhabung gegenüber rein chemisch- und rein lichthärtenden Befestigungsmaterialien durchgesetzt (70,72). Bei diesem Materialtyp wurden die positiven Eigenschaften der chemisch härtenden Zemente mit denen der rein lichthärtenden Komposite kombiniert. Sie ermöglichen auch bei dickeren keramischen Werkstoffen eine ausreichende Polymerisation. Dabei zu beachten ist, daß zur Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz keine selbstkonditionierenden Adhäsive verwendet werden, da deren saure Bestandteile den Selbsthärtemechanismus der dualhärtenden Befestigungskomposite beeinträchtigen können. Daher sollten hier Bondingsysteme mit Mehrschrittapplikation angewendet werden (39). Durch Licht erfolgt eine Aktivierung der Lichtinhibitoren im Befestigungskomposit und eine initiale Polymerisation. Parallel dazu und anschließend verläuft die chemische Nachhärtung. Allerdings wird die

Endhärte des Befestigungsmaterials durch die primäre Lichthärtung bestimmt und durch die chemische Härtung ergänzt. Demnach sollte auf eine ausreichende Bestrahlungszeit geachtet werden, denn nur so kann eine vollständige Aushärtung des Befestigungsmaterials gewährleistet werden (29,30,71,124).

Der Wunsch nach einer einfacheren Handhabung und weniger zeitintensiven Insertion vollkeramischer Werkstücke förderte die Entwicklung von selbstadhäsiven Universal-Befestigungsmaterialien. Bei diesen Zementen ist eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure und Bonding nicht erforderlich und somit die Risiken wie beim techniksensitiven, mehrschritt-adhäsiven Einsetzen von vollkeramischen Restaurationen deutlich vermindert (74). Bei einer jüngeren in vitro Studie wiesen die mit einem selbstadhäsiven Universalzement eingegliederten Restaurationen geringere Befestigungsverlustwerte im Dentin auf, als Restaurationen, die mit adhäsiv dualhärtenden Befestigungsmaterialien in konventioneller bzw. Resin-Coating-Technik eingegliedert wurden (126).

In der vorliegenden in vitro Studie wurde das hochvisköse Befestigungsmaterial Variolink II (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, LI) verwendet. Nach den Angaben des Herstellers handelt es sich um einen dualhärtenden Befestigungszement zur adhäsiven Befestigung von Vollkeramik- und Kompositorestaurationen. Dieses Material ist in sechs verschiedenen Farben und drei Transparenzstufen, sowie drei unterschiedlichen Konsistenzen (dünn-, dickflüssig und hochviskös) erhältlich. Durch diese hohe Farbvariabilität wird eine gute Farbanpassung der Restauration an den natürlichen Zahn ermöglicht.

Lafuente et al. (84) konnten in einer in vitro Studie signifikant höhere Verbundhaftwerte von Variolink II im Vergleich zu drei weiteren dualhärtenden Adhäsivzementen sowohl im Schmelz, als auch im Dentin nachweisen.

Zwei unterschiedliche Systeme zur Befestigung von Keramikinlays und -teilkronen, das Mehrschritt-Adhäsivsystem SyntacClassic / Variolink II und der selbstadhäsive Befestigungszement RelyX Unicem, wurden in einer klinischen Studie von Taschner et al. (138) beurteilt. Die 2-Jahresergebnisse zeigen keine signifikanten Unterschiede bei den Kriterien Oberflächenrauigkeit, Farbanpassung und Unversehrtheit der Restauration. Bessere Ergebnisse bei den Parametern marginale Integrität und Intaktheit der Zähne lieferte das Befestigungssystem SyntacClassic / Variolink II.

Lang et al. (88) untersuchten schmelz- und dentinbegrenzte Restaurationen und stellten fest, dass bei Verwendung des Befestigungsmaterials Variolink II eine dentinbegrenzte Präparation zu keinem Verlust der marginalen Integrität führt.

Variolink II ist seit mehr als 15 Jahren auf dem Markt und wurde in zahlreichen Studien erfolgreich verwendet (36,38,46,135).

2.5 Keramikrestorationen in vitro und in vivo

Die Langlebigkeit vollkeramischer Restorationen und die Beständigkeit des adhäsiven Verbundes wurden in zahlreichen Studien untersucht. Durch die Weiterentwicklung der Dentalkeramiken und der Befestigungssysteme konnte der Indikationsbereich der vollkeramischen Versorgungen ausgedehnt werden. Dentinbegrenzte Restaurationsränder stellen in der Regel keine Kontraindikation mehr dar (76).

Ausgedehnte Defekte der Zahnschubstanz bewirken eine Destabilisierung mit einer verstärkten Verformbarkeit der betroffenen Zähne bzw. deren Höcker. Der adhäsive Verbund schränkt diese ein, solange die Verbundkräfte höher als die einwirkenden Kräfte, die eine Verformung der Höcker bewirken, sind. Adhäsiv befestigte Restorationen bewirken somit eine Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz. Bei großen Substanzdefekten ist als Alternative zur Goldrestauration oder Kronenversorgung eine defektorientierte, zahnhartsubstanzschonende und ästhetische Restauration zur Stabilisierung der Zahnschubstanz mit Keramikeilkronen möglich. Im Gegensatz zu Inlays wird bei Teilkronen durch die Einbeziehung der Höcker ein erhöhter Stabilisierungseffekt erzielt. (40,64,87,144)

2.5.1 Keramikrestorationen in vitro

Mehl et al. (99) untersuchte Restorationen an Prämolaren mit extrem ausgedehnten mod-Kavitäten mit stark geschwächtem Höcker. Die oralen und buccalen Kavitätenwände wurden auf eine Stärke von 1,3 mm sowie 2,4 mm reduziert. Der proximale Präparationsrand lag 1,5 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Dabei wurde das Randschlußverhalten von Cerec-II-Inlays im Vergleich zu Kompositinlays nach mechanischer und thermischer Wechselbelastung quantitativ und qualitativ rasterelektronenmikroskopisch analysiert. Bei den Kavitäten mit extrem reduzierter Wandstärke (1,3 mm) traten signifikant mehr Randspalten auf als bei den ausgedehnten Kavitäten (2,4 mm). Compositeinlays entwickelten im dentinbegrenzten Bereich signifikant mehr Randspalten, so die Autoren eine Versorgung von ausgedehnten Kavitäten mit approximaler Dentinbegrenzung mit Compositeinlays ablehnen und Keramikinlays empfehlen. Bei extremen Kavitäten mit einer Restwandstärke von 1,3mm und approximaler Dentinbegrenzung bedarf es weiterer klinischer Abklärung.

In den in vitro Untersuchungen von Federlin et al. (34,36) wurde der Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen und Befestigungsmaterialien auf die marginale Adaptation von Cerec 3 Vita Mark II Teilkronen untersucht. Bei Erhalt des nicht tragenden Höckers wurde der tragende Höcker a) überkuppelt, b) horizontal angeschrägt oder c) komplett reduziert und mit einer Stufe versehen. Die marginale Integrität wurde durch Farbpenetrationsuntersuchungen und rasterelektronische Untersuchungen ermittelt. Die Form bzw. Geometrie der Präparation hatte keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation.

Guess (53) untersuchte in einer in vitro Studie den Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen auf die Überlebensrate und Bruchfestigkeit vollkeramischer Prämolarenteilkronen. Im computergesteuerten Kaukraftsimulator wurde mittels mechanischer und thermodynamischer Wechsellast eine klinische Kaubelastung simuliert. Anschließend wurden die Prüfkörper einem Bruchbelastungstest unterzogen. Die Ergebnisse zeigten signifikant höhere Bruchfestigkeitswerte bei der Inlaypräparation im Vergleich zu den Teilkronenpräparationen. Die unterschiedlichen Teilkronenpräparationen, a) reduzierte palatinaler Höcker und b) reduzierter palatinaler und buccaler Höcker, zeigten keinen signifikanten Unterschied. Die Inlaypräparation wies die höchste Frakturnrate im Bereich der Zahnhartsubstanz auf. Beide Teilkronenpräparationen hatten identische Frakturmuster, wobei beide Gruppen die geringste Frakturnrate in der Keramik und Zahnhartsubstanz aufwiesen. Schlussfolgernd wird empfohlen, bei ausgedehnten Kavitäten die Höcker mit einzubeziehen und durch diese Fassung der Occlusalfläche eine erhöhte Frakturessistenz zu erreichen.

In einer weiteren Studie führte Fischer (42) eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung durch, bei der die Einflussfaktoren Präparationsform, Befestigungsmaterial und Keramikdicke auf die marginale Adaptation bei vollkeramischen Cerec 3 - Teilkronen untersucht wurden. Die unterschiedliche Präparation des tragenden Höckers a) mit einer horizontalen Reduktion von 1,5 mm und b) zusätzlich mit einer von mesial nach distal verlaufenden Stufe hatte keinen Einfluss auf die Randadaptation. Seine Ergebnisse zeigten, dass die unterschiedliche Keramikdicke a) 0,5 mm – 1,0 mm und b) 1,5 mm – 2,0 mm keinen signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation hat. Bezogen auf das Befestigungsmaterial sind die Werte für den Integritätsverlust in dieser Studie niedrig, wobei die Ergebnisse von Variolink gegenüber RelyX Unicem signifikant schlechter waren.

Inwieweit die Höckerstärke ausgedehnter Kavitäten Einfluss auf die Riss- und Frakturessistenz der Restzahnhartsubstanz und die marginale Adaptation von Cerec 3 – Teilkronen hat wurde von Krifka et al. (81) in einer in vitro Studie untersucht. Die Restzahnhartsubstanz der nicht tragenden Höcker wurde bis auf a) 1 mm und b) 2 mm ausgedünnt. Das adhäsive Einsetzen und die thermomechanische Wechselbelastung führten zu einer erhöhten Anzahl an Rissen in der Zahnhartsubstanz. Es zeigte sich, je geringer die

verbleibende Resthöckerstärke ist, umso größer die Wahrscheinlichkeit, dass zusätzliche Risse entstehen. Mittels Farbpenetrationsauswertung wurde die marginale Adaptation bestimmt, wobei kein statistisch signifikanter Unterschied beim Vergleich der beiden Präparationsformen gefunden wurde, allerdings ist die Tendenz zu erkennen, dass eine verminderte Restzahnhartsubstanzstärke zu einer erhöhten Farbpenetration im Dentin führt. Bei der ergänzenden rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung konnte keine Beeinträchtigung des Restaurationsrandes im Sinne einer erhöhten Randspaltbildung abhängig von der reduzierten Resthöckerstärke festgestellt werden. Die Autoren resümieren, dass die marginale Adaptation durch eine Resthöckerstärke von 1 und 2 mm nicht negativ beeinflusst wird, aber um das Risiko zusätzlicher Risse in der Zahnhartsubstanz zu minimieren, sollte eine Resthöckerstärke am nichttragenden Höcker von unter 2 mm vermieden werden.

2.5.2 Keramikrestorationen in vivo

Bei den meisten in vivo Studien wurde der Einfluss unterschiedlicher Präparationen, Keramiken und Befestigungsmaterialien untersucht um daraus eine klinische Erfolgswahrscheinlichkeit zu erhalten. Weitere Studien untersuchten den klinischen Erfolg von Keramikteilkronen im Vergleich zu Goldteilkronen.

Während eines klinischen Beobachtungszeitraums von 4 Jahren wurden in der Studie von Lang et al. (87) bei ausgedehnten Zahnhartsubstanzdefekten 50 „kleine“ und 50 „große“ Keramikinlays in nur schmelzbegrenzten und in teilweise dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten sowie 50 Keramikteilkronen nachuntersucht. Es erfolgte in halbjährlichen Abständen eine klinische Beurteilung und eine mikroskopische Analyse des Füllungsrandes an Epoxidharzreplikaten. Klinisch waren keine Frakturen zu beobachten. Bei den großen Keramikinlays wurden progressiv fortschreitende Spaltbildungen, besonders an dentinbegrenzten Randabschnitten, gefunden. Die Autoren empfehlen daher ausgedehnte dentinbegrenzte Zahnhartsubstanzdefekte mit adhäsiv befestigten Teilkronen zu versorgen, da ein dauerhafter stabiler Verbund mit Keramikinlays nicht zu erreichen ist. Durch die adhäsive Befestigung der Restauration kann eine Stabilisierung der restlichen Zahnschubstanz bewirkt und die Gefahr einer Zahnfraktur reduziert werden.

In einer retrospektiven Studie von Felden et al. (40) wurde der klinische Erfolg von 42 IPS-Empress I Teilkronen untersucht. Zum Untersuchungszeitpunkt waren noch 40 (95,2%) Versorgungen funktionell in situ. Die Überlebenswahrscheinlichkeit für 7 Jahre betrug 81% (66-96%). Im Vergleich zu vorhergehenden Untersuchungen ist dies eine deutliche Zunahme und wird auf die verbesserten Materialeigenschaften der Dentalkeramiken zurückgeführt. Die

Studie bestätigt, dass vollkeramische Teilkronen eine erfolgreiche und ästhetische Versorgungsvariante für das Seitenzahngebiet darstellen.

Krämer und Frankenberger (76) untersuchten klinisch 96 IPS-Empress Restaurationen (72 Inlays, 24 Onlays) an Molaren und Prämolaren. Innerhalb des Beobachtungszeitraums von acht Jahren mussten 8% der Restaurationen ersetzt werden. Von den in situ verbliebenen vollkeramischen Restaurationen zeigten 98% insuffiziente Restaurationsränder und damit eine signifikante Verschlechterung der Randqualität auf. Weder die Art der Restauration (Inlay, Onlay) noch die Ausdehnung der Restaurationsränder ins Dentin hatten einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Randqualität und den klinischen Erfolg.

Van Dijken et al. (145) untersuchten in einer klinischen 5-Jahres-Studie die Überlebenswahrscheinlichkeit von adhäsiv befestigten Keramikteilkronen mit unterschiedlichem Präparationsdesign. Nach einem Beobachtungszeitraum von 5 Jahren wurden 13 von 185 Versorgungen aufgrund von Frakturen (5), gelockerten Restaurationen (4), Sekundärkaries (3) und notwendiger endodontischer Behandlung (1) als nicht akzeptabel bewertet. Die Mißerfolgsrate war bei nicht vitalen Zähne mit 9,7% höher als bei vitalen Zähnen (6,6%). Es wurde kein signifikanter Einfluss der Präparationsart festgestellt. Vielmehr bestätigte die Studie, dass durch adhäsive Befestigung von keramischen Restaurationen eine traditionelle Therapie mit Vollkronen und/oder Stiftaufbauten nicht notwendig ist und Zähne somit defektorientiert und substanzschonend versorgt werden können. Adhäsiv befestigte Teilkronen bieten bei einer substanzschonenden, gut kontrollierbaren Präparation eine hervorragende Ästhetik.

Wagner et al. (147) verglichen retrospektiv die Langlebigkeit von vollkeramischen Teilkronen mit der von gegossenen Gold-Teilkronen. Nach einem Beobachtungszeitraum von 7 Jahren konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Restaurationsmaterialien gezeigt werden. Goldteilkronen wiesen statistisch eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 96%, Keramikteilkronen von 81% auf. Die Misserfolge basierten bei den Goldteilkronen auf Extraktionen aus parodontologischen Gründen und bei den Keramikteilkronen auf Frakturen, bei denen eine erneute Versorgung durch keramische Teilkronen erfolgte.

Federlin et al. (38) evaluierten klinisch bei 29 Patienten in einer prospektiven Split-Mouth Studie Gold- und Keramikteilkronen nach den US Public Health Service Kriterien. Nach 3 Jahren musste von 56 Restaurationen eine Keramikteilkrone aufgrund von Abplatzungen im marginal-proximalen Kontaktbereich ersetzt werden. Die 3-Jahres-Auswertung offenbarte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Gold- und Keramikteilkronen. Allerdings gab es bei den Kriterien marginale Adaptation und marginale Verfärbung statistisch signifikante Unterschiede innerhalb der vollkeramischen Teilkronen zwischen der

„Baseline“- und der 3-Jahres-Auswertung. Außerdem konnte ein geringfügiger signifikanter Unterschied zwischen den Restaurationstypen bezüglich der marginalen Adaptation festgestellt werden. Nach 3 Jahren betrug die Verlustrate für Goldteilkronen 0% und für die Keramikteilkronen 6,9%. Damit erfüllen adhäsiv befestigte vollkeramische Teilkronen nach einem Beobachtungszeitraum von 3 Jahren die Richtlinien der American Dental Association für zahnfarbene Restaurationsmaterialien im Seitenzahnggebiet (3).

Nach drei Jahren erzielten in einer Studie von Reich et al. (117) großflächige Cerec – Restaurationen, die mindestens einen Höcker und die Hälfte der occlusalen Fläche einbezogen, eine Erfolgswahrscheinlichkeit von 97%. Die Präparation erfolgte rein defektorientiert bei maximaler Schonung der Zahnhartsubstanzen. Weder die verschiedenen Präparationskonzepte noch die Lage der Restaurationsgrenze hatten einen signifikanten Einfluss auf den klinischen Erfolg.

2.6 Testverfahren zur Bestimmung der marginalen Adaptation

Um Aussagen über neue Entwicklungen oder Verbesserungen von dentalen Restaurationssystemen und –verfahren zu treffen, haben sich klinische Studien und in vitro Testverfahren etabliert (78,80). Zur Beurteilung der Langlebigkeit von dentalen Restaurationen können ausschließlich auf der Basis kontrollierter klinischer Studien materialspezifische Aussagen getroffen werden. Aufgrund des erforderlichen hohen Zeitaufwandes und der notwendigen Beteiligung zahlreicher Probanden mit entsprechender Motivation sind in vivo Studien mit methodischen Nachteilen behaftet. Außerdem sind der finanzielle Aufwand und die Problematik der Standardisierbarkeit zu bedenken (78).

Durch in vitro Untersuchungen können klinische Situationen unter kontrollierten und weitgehend reproduzierbaren Bedingungen simuliert werden (78). Allerdings stellen diese nur eine Annäherung an die klinische Situation dar, da bestimmte in vivo Bedingungen, wie Vitalität, Pulpainnendruck, Speichelzusammensetzung oder Speichelfließrate des Zahnes, in vitro nur schwer zu simulieren sind. Eine exakte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse kann ebenso nicht erreicht werden, da beim Untersuchungsgut (extrahierte Zähne) Sklerosierungsgrad, Lagerungsart und –zeit voneinander abweichen. Diese Faktoren können die Ergebnisse signifikant beeinflussen (77,78).

2.6.1 In vitro - Methoden zur Bestimmung der Randqualität

2.6.1.1 Simulationstests

Mittels Simulationstest, bei denen das Vorgehen möglichst dem in vivo entsprechen soll, wird die marginale Adaption adhäsiver Restaurationen präklinisch untersucht. Die Versuchszähne dürfen bei der Anfertigung und Ausarbeitung der Restauration entsprechend dem klinischen Vorgehen nie austrocknen und sollten immer in flüssigem Milieu aufbewahrt werden. (77,133)

Um bei in vitro Untersuchungen das Mundhöhlenmilieu zu simulieren, werden die Restaurationen an extrahierten Zähnen mechanischen Belastungen und zyklischen Temperaturwechselbelastungen ausgesetzt (77,78). Der Temperaturwechsel kann direkt eine Spalterweiterung an der Restaurationsgrenze hervorrufen (142) oder den Sogeffekt in einen verbreiterten Randspalt begünstigen. In vitro Tests mit alleiniger thermischer Wechselbelastung werden von Krejci et al. zur Bewertung von Keramikrestaurationen als ungeeignet eingeschätzt (80), da die Kaubelastung in vivo für die klinische Langlebigkeit einer Restauration eine große Rolle spielt (133).

2.6.1.2 Physikalisch-mechanische Tests

Mit Hilfe definierter Probenkörper werden die physikalischen Eigenschaften dentaler Werkstoffe, wie Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit, Dehngrenzen, Bruchdehnung, Vickershärte und Elastizitätsmodul untersucht (28). Obwohl in entsprechenden Prüfmaschinen die Belastungsparameter Druck und Temperatur exakt eingestellt werden können, ist ein Vergleich mit in vivo Situationen nur mit Einschränkungen möglich (41,77,78).

2.6.2 Quantitative Auswertungsmethoden der marginalen Adaptation

Die marginale Adaptation von adhäsiv befestigten vollkeramischen Restaurationen kann bei in vitro Studien quantitativ und qualitativ erfasst werden. Zu diesem Zweck haben sich zwei Untersuchungsmethoden etabliert (134):

1. Farbpenetrationsuntersuchung mit unterschiedlichen Reagenzien
2. Quantitative und qualitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop mit Replikaten

2.6.2.1 Farbpenetrationsuntersuchungen

Ein wichtiger Faktor für die Qualität von zahnmedizinischen Restaurationen ist die marginale Integrität. Um Aussagen über das Randspaltverhalten adhäsiver Restaurationen treffen zu können, sind verschiedene Farbpenetrationstests entwickelt worden. Hierbei wird der physikalische Prozeß der Diffusion von Farblösungen entlang der Grenze zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz ausgenutzt und anhand verschiedener Kriterien die marginale Adaptation bewertet. Als Farbstoffe können Methylblau (1), basisches Fuchsin (44,64,134), Fluoreszenzfarbstoffe (139) und Silbernitrat (151) verwendet werden. Nachteil dieser Farbstoffe ist, das relativ schnelle Ausbleichen und eine weiter fortschreitende Diffusion nach der angegebenen Einwirkzeit, welche die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse erschwert (41). Die in Segmente geschnittenen Proben werden im Stereomikroskop oder anhand von Fotografien ausgewertet (115).

2.6.2.2 Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

Zur Analyse der marginalen Integrität adhäsiver Restaurationen hat sich die Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop bewährt. Diese quantitative und qualitative Randanalyse im REM wird mit Replikaten durchgeführt (11,42,122). Nach dem Einsetzen der Restauration erfolgt mittels einer Abformung die Replikatherstellung aus Epoxidharz (122). Die mit den Restaurationen versorgten Zähne werden thermo-mechanischen Belastungstets (TCML) unterzogen (78). Danach kann durch Abformung eine weitere Serie Replikate zur quantitativen Randanalyse nach Belastung erstellt werden. Die REM-Auswertung der geschnittenen Replikate erfolgt getrennt für die Grenzflächen Keramik/Befestigungsmaterial und Befestigungsmaterial/ Zahnhartsubstanz. Dabei wird die Qualität der Ränder nach unterschiedlichen Kriterien beurteilt (64,122). Eine exakte Reproduzierbarkeit der Vergleichsstrecken vor und nach thermo-mechanischer Belastung ist nicht möglich, da bereits durch minimale Kippung einer Probe der im Rasterelektronenmikroskop abgetastet Bereich vergrößert wird. Bei vergleichenden Analysen müssen diese perspektivischen Verzeichnungen durch möglichst gleiche Probenstellungen vermieden werden (129). Mit Hilfe einer Computersoftware wird der prozentuale Anteil der unterschiedlichen Qualitätskriterien für den gemessenen Bereich bestimmt und die Gesamtheit aller Werte statistisch ausgewertet.

3 Fragestellung

Ziel dieser in vitro Untersuchung ist es, anhand einer quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop zu ermitteln, welchen Einfluss eine Reduktion der Restzahn-hartsubstanzstärke der nichttragenden Höcker bei einer Teilkronenpräparation

- a) ohne und
- b) mit Überkuppung des reduzierten Höckers

bei Verwendung eines konventionellen Befestigungskomposites auf die marginale Integrität der Restauration im Schmelz und im Dentin hat.

Als Arbeitshypothese wird angenommen, dass es bei einer Teilkronenpräparation ohne Überkuppung des Höckers mit reduzierter Stärke der Restzahnhartsubstanz eher zu einer Beeinträchtigung der marginalen Integrität kommt, als bei einer Präparation mit Überkuppung des in der Wandstärke reduzierten Höckers, und zwar sowohl im Schmelz als auch im Dentin.

4 Material und Methode

Eine Gesamtübersicht über den Ablauf der Methodik stellt Abbildung 2 dar.

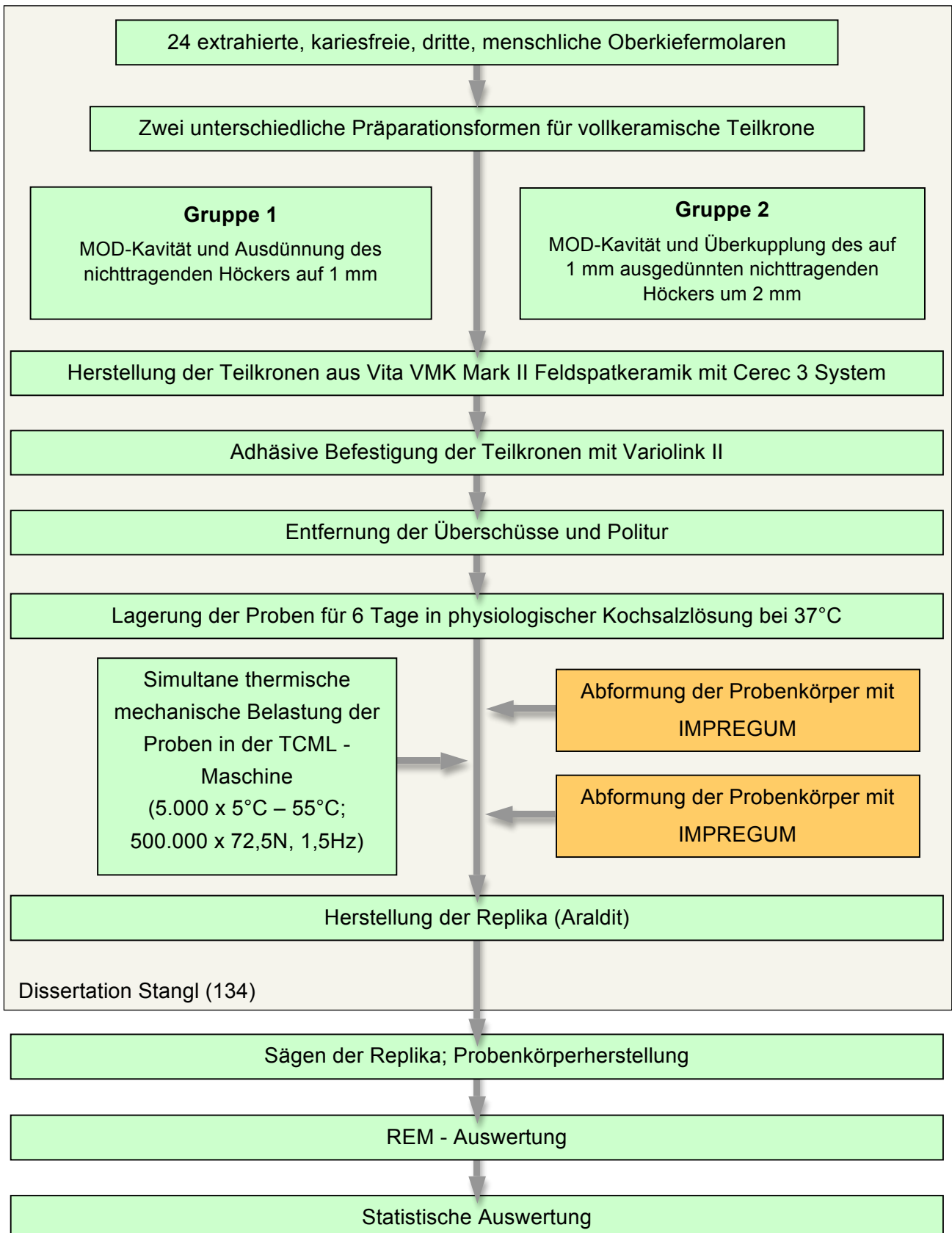


Abbildung 2: Übersicht Material und Methode.

In der vorliegenden in vitro Studie wurden bereits hergestellte Replikate aus Epoxidharz mittels quantitativer Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die Replikate waren im Rahmen einer weiteren Dissertationsarbeit zur „Quantitativen Randanalyse mittels Farbpenetration an vollkeramischen CEREC 3 Teilkronen“ in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie des Universitätsklinikums Regensburg (134) mittels Polyetherabformung vor und nach dem thermomechanischen Belastungstest gewonnen worden.

4.1 Untersuchungsgut

An 48 extrahierten, kariesfreien, dritte menschliche Oberkiefermolaren wurden zwei experimentelle Präparationen durchgeführt. Bei der Auswahl der Zähne wurde 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 und eine Zahnoberflächenreinigung mit Bimsstein vorgenommen. Die Molaren wurden mit Pattern Resin [M2] so gesockelt, dass sie später in die Träger der TCML-Maschine [M3] eingestellt werden können. Anschließend erfolgte eine Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung [M4] (134).

In der vorliegenden in vitro Studie wurden die Replikate (n=24) verwendet, die bei der Farbpenetrationsanalyse eine Ermittlung der Randqualität im Bereich der mesialen und distalen Stufen sowie entlang der Schmelzbereiche der approximalen Kästen erlaubten. Damit können die Ergebnisse der Farbpenetrationsuntersuchung (m-d-Zahnschnitte) und die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop miteinander korreliert werden. Die Präparation, Anfertigung, Abformungen und Replikaherstellung sowie die simultane thermisch-mechanische Belastung der Proben wurde im Rahmen der Studie über die Quantitative Randanalyse mittels Farbpenetration durchgeführt (134).

4.2 Präparation und Teilkronenherstellung (134)

4.2.1 Präparation

Es wurden zwei Teilkronenpräparationen unterschieden, bei denen die nichttragenden Höcker ausgedünnt und die tragenden Höcker in die Präparation einbezogen wurden. 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 (bis 3°) präpariert. 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 Keramikrestorationen vorgesehenen neuen Diamantpräparierset [M5] unter Wasserkühlung höchsttourig (160000 r/min; rotes Winkelstück [M6]) präpariert.

Bei beiden Präparationsformen (Gruppe 1 und 2) wurden die Zähne zuerst mit einer mod-Kavität, deren Tiefe bis zum okklusalen Kavitätenboden am nichttragenden Höcker ca. 4 mm betrug, versehen. Die approximalen Kästen wurden in vestibulo-oraler Richtung 5 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 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag (Abbildung 3).

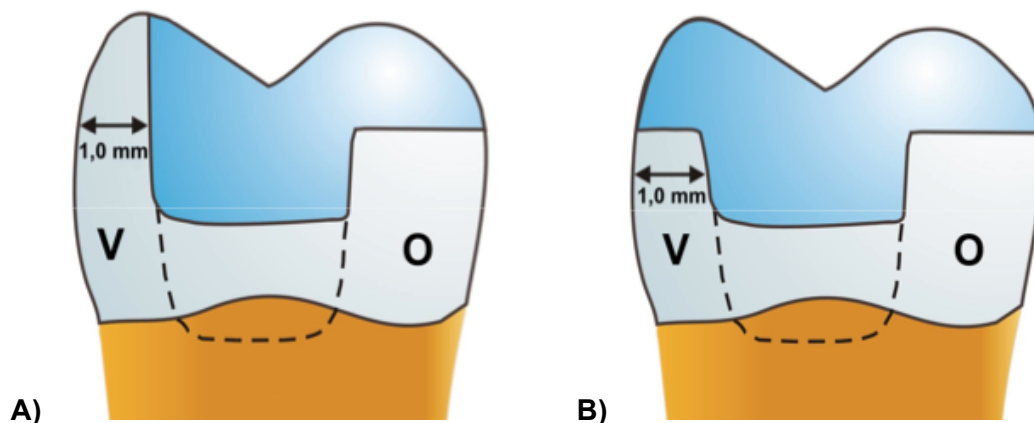


Abbildung 3: Präparationsschema des vestibulären (V) und oralen (O) Höckers

A: vestibulärer Höcker mit 1 mm Restzahndicke

B: vestibulärer Höcker mit 1 mm Restzahndicke und horizontaler Reduktion

Die tragenden palatinalen 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 zu realisieren war. Die bukkale Wandstärke der nichttragenden Höcker wurde auf Höhe des okklusalen Kastens auf 1,0 mm in beiden Prüfgruppen ausgedünnt. Bei der Gruppe 2 wurde der nichttragende 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 [M7] an jeweils drei Messstellen (mesial, zentral und distal) sowohl vestibulär als auch oral bestimmt.

Die Zähne wurden in folgende Prüfgruppen eingeteilt:

Gruppe 1 (s. Abb. 3A; 4A; 4B): - vestibuläre Wandstärke: 1,0 mm
- orale Wandstärke: 2,5 mm

Gruppe 2 (s. Abb. 3B; 5A; 5B): - vestibuläre Wandstärke: 1,0 mm und horizontale Reduktion um 2,0 mm
- orale Wandstärke: 2,5 mm

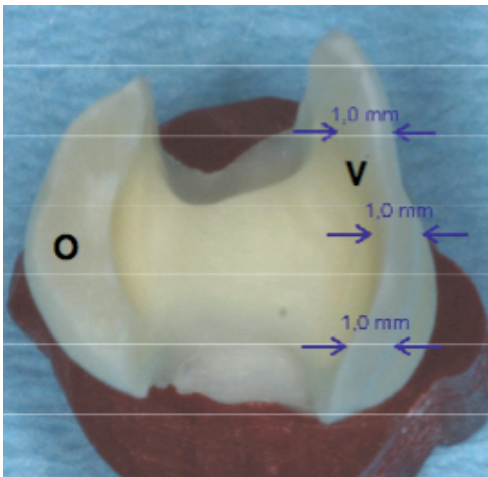


Abb. 4A: Ansicht der Präparation A von okkusal (V=vestibulär; O=oral) Pfeile markieren Messstellen (Tasterzirkel = 1,0mm)

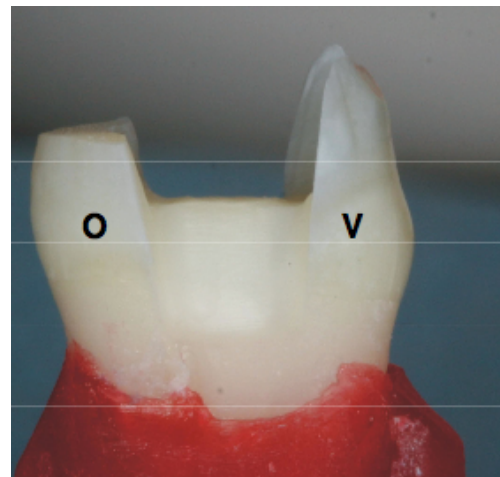


Abb. 4B: Ansicht der Präparation A von mesial (V=vestibulär; O=oral)

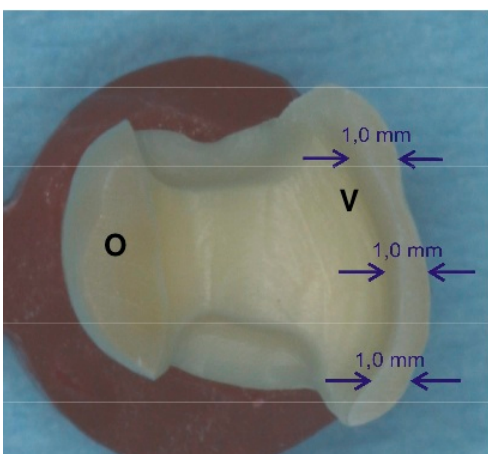


Abb. 5A: Ansicht der Präparation B von okkusal (V=vestibulär; O=oral) Pfeile markieren Messstellen (Tasterzirkel = 1,0mm)

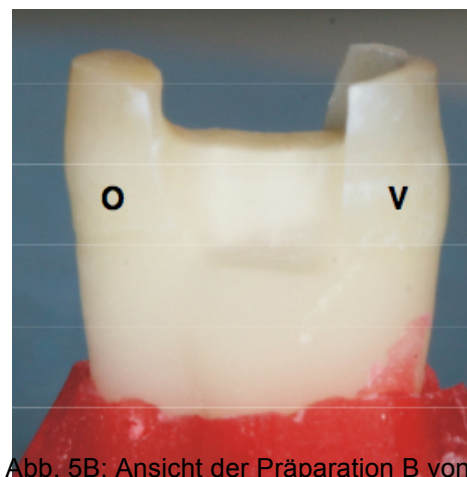


Abb. 5B: Ansicht der Präparation B von mesial (V=vestibulär; O=oral)

4.2.2 Teilkronenherstellung

Im Anschluss an die Präparation wurde für jede Kavität eine Teilkrone aus Vita Mark II Feldspatkeramik [M8] mit dem Cerec 3-Gerät [M9] nach Herstellerangaben konstruiert und hergestellt.

Hierfür wurden die Zähne zunächst mit dem Luftbläser trocken geblasen und mit dem Cerec Scan Spray [M10] – ein 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 Keramikrestorationen 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 [M11]) überprüft. Eventuelle Störstellen und scharfe Kanten wurden mit Feinkorndiamanten [M5] entfernt, um die Passgenauigkeit zu verbessern.

4.3 Adhäsive Befestigung (134)

Die Cerec 3 – Teilkronen wurden nach folgendem Verfahren gemäß den Herstellerangaben adhäsiv befestigt:

1. Vorbehandlung der Teilkronen:
 - Ätzung der Teilkronen-Innenflächen mit 5%iger Flußsäure [M12] für 60 sec;
 - Luft-Wasser-Spray – Reinigung für 30 sec;
 - Haftsilian [M13] für 60 sec auf Teilkronen-Innenfläche mit Applicator-Tip [M14] aufgetragen und verblasen;

2. Vorbehandlung der präparierten Teilkronen-Kavität:
 - Reinigung mit Bimsmehl, Säuberung und Trocknung;
 - Ätzung der Teilkronen-Kavität mit 37%iger Phosphorsäure [M15] Dauer: Schmelz 30 sec, Dentin 15 sec;
 - Luft-Wasser-Spray – Trocknung im Sinne eines Wet-Bondings;

- Adhäsiv Excite [M16] für 20sec auf alle Kavitätenwände appliziert
- Lichthärtung mit Polymerisationslampe [M17] für 40 sec;

3. Einsetzen der Teilkrone:

- Benetzung der Kavitätenwände und -ränder mit dem hochviskösen dualhärtenden Befestigungskomposite Variolink II [M18] unter Zuhilfenahme eines Heidemannspatels [M19];
- Einsetzen der Teilkrone mit Hilfe eines Kugelstopfers [M20] und leichtem okklusalen Druck; Entfernung der Befestigungsmaterialüberschüsse mit dem Heidemannspatel [M19]
- Unter weiterhin leichtem okklusalem Druck Lichthärtung mit der Polymerisationslampe [M17] von jeder Seite (okkusal, mesial, distal, vestibulär und oral) für 40 sec;
- Chemische Aushärtung, d.h. Einhaltung einer Wartezeit vor der Weiterbearbeitung von 12 Stunden; während dessen Lagerung im Wärmeschrank [M21] bei 37°C in physiologischer Kochsalzlösung [M4]

4. Ausarbeitung:

- Politur unter Wasserkühlung mit Feinkorndiamanten [M22] und Sof-Lex-Scheiben [M23] unter Lupenbrillen [M24]-Kontrolle

5. Lagerung:

- Anschließend wurden die Probenkörper für sechs Tage in physiologischer Kochsalzlösung [M4] bei 37°C im Wärmeschrank [M21] gelagert

4.4 Thermomechanische Wechselbelastung

In der von der Biologie-Werkstatt der Universität Regensburg konstruierten TCML-Maschine [M3] (thermomechanische Wechselbelastung, engl.: thermocycling and mechanical loading = TCML; Abbildung 6) erfolgte ein Belastungstest (134).

Dabei wurden die gesockelten Probenzähne abwechselnd für 30 sec. in 5°C und 55°C temperiertes, destilliertes Wasser getaucht und somit thermisch belastet. Simultan erfolgte in 500.000 Zyklen eine okklusale, punktförmige mechanische Druckbelastung von 72,5N bei einer Frequenz von 1,5Hz (134).



Abbildung 6: TCML-Maschine [M3]

4.5 Abformung

Direkt vor und nach der thermomechanischen Wechselbelastung in der TCML-Maschine [M3] wurden pro Zahn drei Abformungen (von mesial, distal und okklusal) mithilfe von Kunststoffdappenschalen [M25] und einem Polyäther-Abformmaterial [M26] im Sinne der Einphasentechnik angefertigt. Diese dienten der Herstellung von Replikaten für die rasterelektronenmikroskopische Randanalyse.

4.6 Replikaherstellung

Die 6 erhaltenen Abformungen (pro Zahn 3 vor TCML, 3 nach TCML) wurden beschriftet und nach einer 24-stündigen Lagerung mit dem Replika-Kunststoff (Epoxidharz) Araldit [M27] ausgegossen. Das Replika-Material wurde im Gewichtsverhältnis 10 Teile Harz zu 2 Teilen Härter angemischt. Die Verarbeitungszeit betrug 20 Minuten. Die Abformungen wurden zu 75% mit Kunststoff aufgefüllt und dieser mit einem kurzborstigen Pinsel dünn ausgestrichen, um eine gute Benetzung zu gewährleisten. Um Luftblasen zu entfernen, wurden die so behandelten Abformungen in einem Exsikkator für zwei Minuten unter Vakuum gesetzt und erst dann vorsichtig mit dem Rest-Gemisch aufgegossen. Nach einer Aushärtungsphase von mindestens 16 Stunden bei Raumtemperatur wurden die Replikate vorsichtig aus dem Abformmaterial entfernt.

4.7 Probenkörperherstellung

Bei dem aus der okklusalen Abformung gewonnenen Kunststoffmodellpaar (1 Replikat vor TCML, 1 Replikat nach TCML) wurde mithilfe einer Modellbau-Laubsäge [M28] die Zahnkrone knapp oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze abgetrennt. Das erhaltene Fragment wurde entlang der Zentralfissur vertikal in mesio - distaler Richtung gesägt. Somit konnte das eine Fragment zur Auswertung der Teilkronengrenze am nichttragenden Höcker (okklusale/ vestibuläre Grenze) und das andere Fragment zur Auswertung am tragenden Höcker (palatinale Grenze der Teilkrone) herangezogen werden. Beim mesialen und distalen Replika paar wurde die Zahnkrone horizontal unterhalb der approximalen Präparationsgrenze gekürzt und vertikal in vestibulo – oraler Sägerichtung geteilt. Das so gewonnene Fragment dienten zur Beurteilung der Randqualität an der jeweiligen approximalen (mesialen und distalen) Fläche.

Nach Glättung und Begradigung der Schnittflächen mit feinem Schleifpapier [M29] wurden die Replikafragmente mit lösungsmittelfreiem doppelseitigem Klebeband [M30], plan aufliegend, zentrisch, auf den Probenträger [M31] fixiert. Durch das Glätten entstandene Staubauflagerungen wurden mit einem weichen Pinsel und einem Handblasebalg sorgfältig entfernt, bevor die Proben anschließend für 6 Minuten, bei einem Arbeitsdruck von 0,05 hPa und einem Sputterstrom von 30 mA in einem Sputter-Gerät [M32] mit Goldatomen bedampft wurde. Diese leitende Schicht auf den Proben ist Voraussetzung zur Oberflächendarstellung im verwendeten Rasterelektronenmikroskop Cambridge Stereoscan 240 (Carl Zeiss NTS GmbH, Oberkochen, Deutschland) [M33]. Anschließend wurden die Proben feuchtigkeits- und staubgeschützt aufbewahrt.

4.8 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Die quantitative Analyse der Randqualitäten erfolgte im Rasterelektronenmikroskop [M33] bei einer 201-fachen Vergrößerung und einem Arbeitsabstand von 23mm. Bei allen Probenfragmenten (okkusal, palatinal, mesial und distal) wurden jeweils die Grenzen Zahnhartsubstanz-Befestigungsmaterial und Keramik-Befestigungsmaterial beurteilt. An den approximalen Flächen (mesial und distal) wurde bei der Grenze Zahnhartsubstanz-Befestigungsmaterial zwischen Schmelz-Befestigungsmaterial und Dentin-Befestigungsmaterial unterschieden.

Bei den durchgeführten Messungen wurde zunächst ein Übersichtsbild bei 12,2-facher Vergrößerung über einen Thermodrucker [M34] angefertigt, auf welchem Start- und

Endpunkt der Messstrecke dokumentiert wurde. Sowohl Start- als auch Endpunkte jeder einzelnen Meßstrecke wurden gesondert bei 201-facher bzw. bei 97-facher Vergrößerung dokumentiert.

Die Auswertung wurde mit Hilfe eines an das REM gekoppelten Rechners und der Bildanalysesoftware Optimas 6.1 [M35] vorgenommen. Durch Markieren einzelner Strecken auf dem mit dem Bildausgangssignal des Rasterelektronenmikroskops verbundenen Monitor konnte die Länge der Gesamtstrecke erfasst werden. Somit konnte die prozentuale Verteilung der sechs Bewertungsparameter (Tabelle 3) errechnet werden. Die Meßstreckenlänge und der prozentuale Anteil der einzelnen Bewertungsparameter wurden mittels eines Makros automatisch in einer Tabelle (Microsoft Excel 97 [M36]) protokolliert.

4.9 Kriterien der quantitativen Randanalyse

Folgende Kriterien zur Beurteilung der Randqualitäten wurden definiert:

Kriterium	Abkürzung	Beschreibung
Perfekter Rand	PR	Perfekte marginale Adaptation, d.h. glatter Übergang zwischen Zahnhartsubstanz/ Keramik und Befestigungsmaterial; Kontinuitätsunterschiede nicht erkennbar
Randspalt	RS	Deutlich sichtbare Randspaltbildung
Material und Verarbeitungsbedingte Mängel	MV	Unregelmäßigkeiten (Materialdefizite, Blasenbildung, nicht kontinuierliche Übergänge zwischen Zahnhartsubstanz/Keramik und Befestigungsmaterial – die marginale Integrität ist erhalten, keine Spaltbildung
Nicht auswertbar	NA	Nicht auswertbare Randbereiche (Verschmutzungen, Artefakte, Beläge)
Ausquellung	AQ	Wulstartige Auflagerung auf Befestigungsmaterialfuge, die darunterliegende Grenze kann nicht beurteilt werden
Überschuß	UE	Überschüssiges Befestigungsmaterial

Tabelle 3: Randqualitätskriterien

Wenn die Randqualität und damit die Langlebigkeit einer Restauration beurteilt werden soll, dann ist es notwendig, alle Arten von Randintegritätsverlust zu berücksichtigen. Eine Ausquellung ist einem Verlust der Randintegrität gleichzusetzen. Es wurde somit der Bewertungsparameter „Integritätsverlust“ (IV) kreiert, der sich aus den gemessenen Bewertungskriterien Randspalt (RS) und Ausquellung (AQ) addiert.

4.10 Statistik

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss von zwei unterschiedlichen Präparationsformen vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung auf die Randqualität von vollkeramischen Teilkronen rasterelektronenmikroskopisch untersucht.

Die Länge der Randabschnitte, auf welche die einzelnen Beurteilungskriterien (PR, RS, MV, NA, AQ und UE) zutrafen, wurden in Prozent, bezogen auf die Gesamtlänge, angegeben.

Die gemessenen Strecken („Schmelz okklusal“, „Keramik okklusal“, „Schmelz oral“, „Keramik oral“, „Schmelz mesial 1“, „Dentin mesial“, „Schmelz mesial 2“, „Keramik mesial“, „Schmelz distal 1“, „Dentin distal“, „Schmelz distal 2“, „Keramik distal“) wurden zusammengefasst. So wurden die Prozentzahlen der gemessenen Einzelstrecken zu den Parametern „Schmelz gesamt“ (alle Schmelz-Strecken), „Dentin-gesamt“ (alle Dentin-Strecken), „Keramik-gesamt“ (alle Keramik-Strecken) zusammengefasst. Die Werte „Schmelz-gesamt“ und „Dentin-gesamt“ wurden noch zum Parameter „Zahnschmelz-gesamt“ addiert.

Für jeden Parameter wurde für jede Untersuchungsgruppe (2 Präparationsformen (A und B), unterschiedliche Zeit (vor und nach TCML)) der Median mit 25%- und 75%- Perzentilen berechnet und graphisch dargestellt. Der Median diente hierbei als Ausgangswert für die statistische Analyse. Signifikante Unterschiede bei den paarweisen Vergleichen wurden durch den Mann-Whitney U-Test und den Wilcoxon Rank Sum Test für Messwiederholungen ermittelt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

Anhand der Error Rates – Methode wurde der Einfluß der Präparation, der Grenzen und der Zeit alleinig, ohne Einfluß aller anderen Parameter ermittelt. Das Signifikanzniveau wurde dabei auf $\alpha^*(k) = 1-(1-\alpha)^{1/k}$ (k =Anzahl der paarweise durchgeführten Tests) angepasst.

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des SPSS/PC+ Programmes [M37].

5 Ergebnisse

In den folgenden Abbildungen werden die Ergebnisse der Quantitativen Randalanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop in Bezug auf die Kriterien Integritätsverlust (IV), Perfekter Rand (PR) und Material- und Verarbeitungsbedingte Mängel (MV) für beide Präparationsformen vor und nach TCML dargestellt. Zur Verdeutlichung des Einflusses der Präparation werden die Ergebnisse für die Präparationen A und B zunächst unabhängig vom Parameter Grenze zusammengefasst dargestellt. Danach werden die Werte abhängig von der Grenze (Keramik, Schmelz, Dentin und Zahnhartsubstanz) dargestellt. In den Grafiken ist jeweils der Median mit den 25%- und 75%-Perzentilen abgebildet. Im Text werden der Median und signifikante Unterschiede angegeben.

5.1 Einfluss der Präparation

5.1.1 Integritätsverlust (IV) gesamt unabhängig von den Grenzen

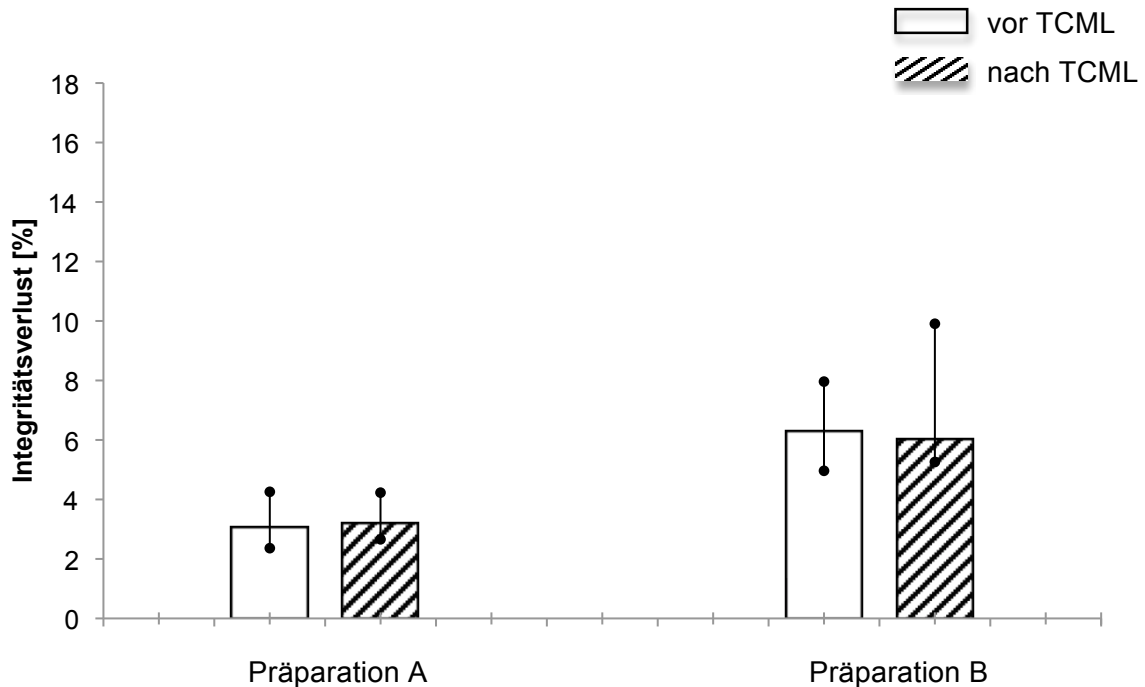


Abbildung 10: Integritätsverlust für beide Präparationsformen vor und nach TCML, unabhängig von den Grenzen (Median, 25%- und 75%-Percentile)

Abbildung 10 zeigt eine für alle Grenzen (Schmelz, Dentin, Keramik) und Orte (vestibulär/okklusal, oral, mesial und distal) zusammengefasste Übersicht der jeweiligen Präparationsform (A: 1,0mm Restzahndicke; B: 1,0mm Restzahndicke mit horizontaler Reduktion).

Der Median vor TCML betrug für Präparation A 3,0% und für Präparation B 6,2%. Nach TCML ergibt sich für Präparationsform A ein IV von 3,1% und für Präparationsform B 5,9%.

Zwischen den Präparationsformen war ein statistisch signifikanter Unterschied (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) sowohl vor (0.005) als auch nach TCML (0.002) feststellbar (vgl. Tabelle 4), wobei die Werte des Integritätsverlustes bei Präparation A geringer sind. Keine signifikanten Unterschiede bestehen sowohl bei der Präparation A als auch bei der Präparation B zwischen den Zeitpunkten vor und nach TCML (vgl. Tabelle 6).

5.1.2 Integritätsverlust abhängig von den Grenzen Keramik/Zahnhartsubstanz

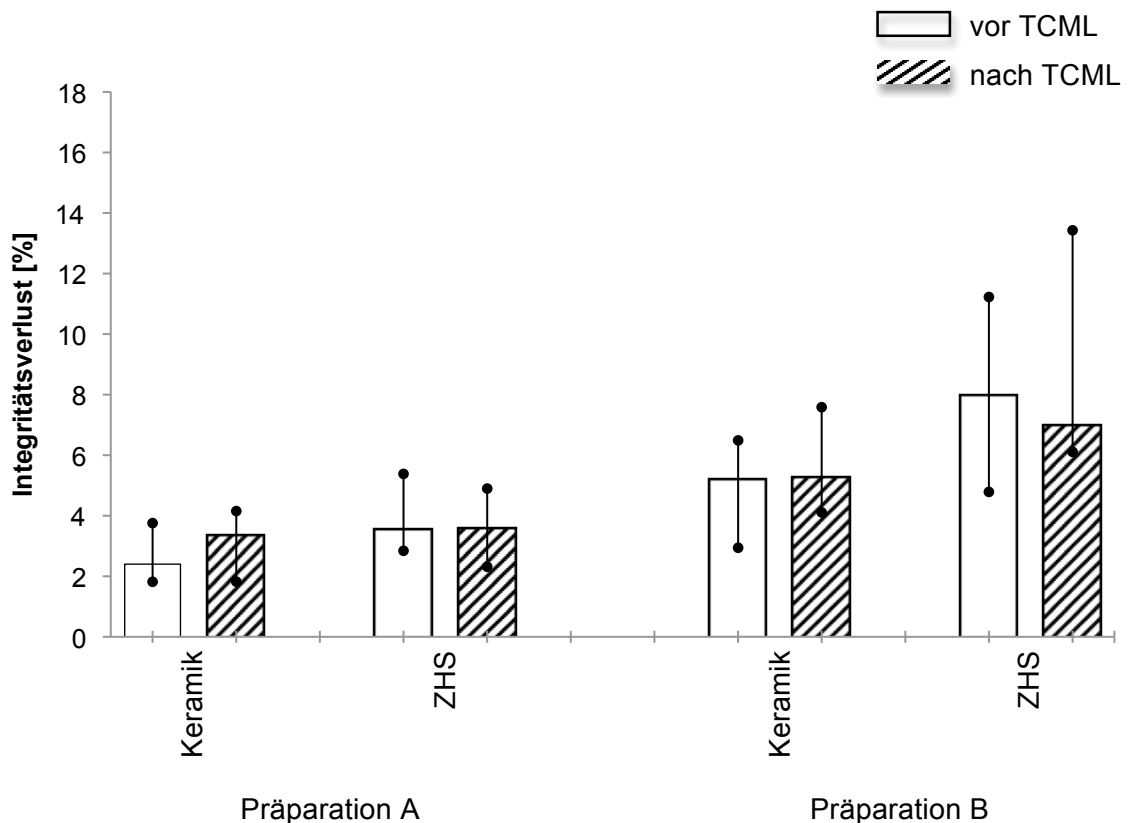


Abbildung 11: Integritätsverlust für beide Präparationsformen vor und nach TCML, abhängig von der Grenze (Median, 25%- und 75%-Perzentile). Zahnhartsubstanz setzt sich aus allen gemessenen Schmelz- und Dentinstrecken zusammen

An der Grenze zwischen Keramik und Befestigungszement bestand vor TCML sowohl bei Präparation A (2,4%) als auch Präparation B (5,1%) ein Integritätsverlust. Bei beiden Präparationsformen erhöhte sich der Wert nach TCML, allerdings nicht signifikant. (Präparation A: 3,3%; Präparation B: 5,2%). Beim Parameter Zahnhartsubstanz (ZHS) ergibt sich vor TCML für Präparation A ein Integritätsverlust von 3,4% und nach TCML von 3,5%. Bei der Präparationsform B liegt der mediane Integritätsverlust vor TCML bei 7,9% und nach TCML bei 6,9% (Abb. 11). Signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) zwischen Präparation A und B waren an der Grenze Keramik vor TCML (0.021) und nach TCML (0.009) feststellbar. Ebenso gab es signifikante Unterschiede ($p \leq 0.05$) zwischen den Präparationsformen an der ZHS sowohl vor TCML (0.027) als auch nach TCML (0.012) (vgl. Tabelle 4). Bei beiden Präparationsformen gab es an den Grenzen Keramik und Zahnhartsubstanz (ZHS) keine signifikanten Unterschiede ($p \leq 0.05$) zwischen dem Beobachtungszeitpunkt vor und nach TCML (vgl. Tabelle 6).

5.1.3 Integritätsverlust abhängig von den Grenzen Schmelz/Dentin

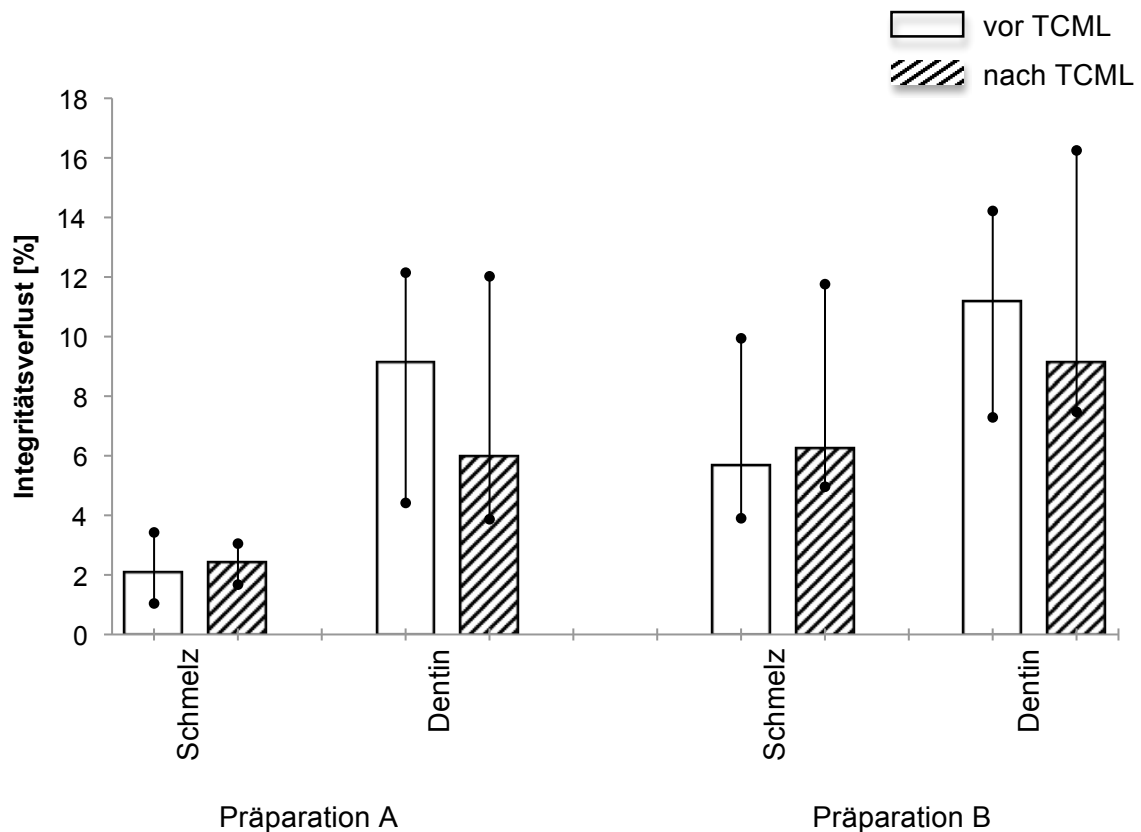


Abbildung 12: Integritätsverlust für beide Präparationsformen vor und nach TCML, abhängig von der Grenze Schmelz und Dentin (Median, 25%- und 75%-Perzentile).

Am Schmelz ergibt sich vor TCML bei Präparation A ein Integritätsverlust von 2,0% gegenüber einem Integritätsverlust bei Präparation B von 5,6%. Die Werte nach TCML erhöhen sich für Präparation A auf 2,3% und Präparation B auf 6,2%. Am Dentin zeigt sich vor TCML ein höherer Integritätsverlust sowohl bei Präparation A (9,0%) als auch bei Präparation B (11,1%) als zum Zeitpunkt nach TCML (Präparation A: 5,9%; Präparation B: 9,0%). Es bestanden signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) zwischen den Präparationsformen an der Grenze Schmelz zum Zeitpunkt vor TCML (0.005) und nach TCML (0.001). An der Grenze Dentin waren keine signifikanten Unterschiede ($p \leq 0.05$) feststellbar (vgl. Tabelle 4). An der Grenze Schmelz zeigt Präparation B nach TCML einen signifikant höheren Integritätsverlust als vor TCML (0.021) (vgl. Tabelle 6).

5.1.4 Perfekter Rand (PR) allgemein

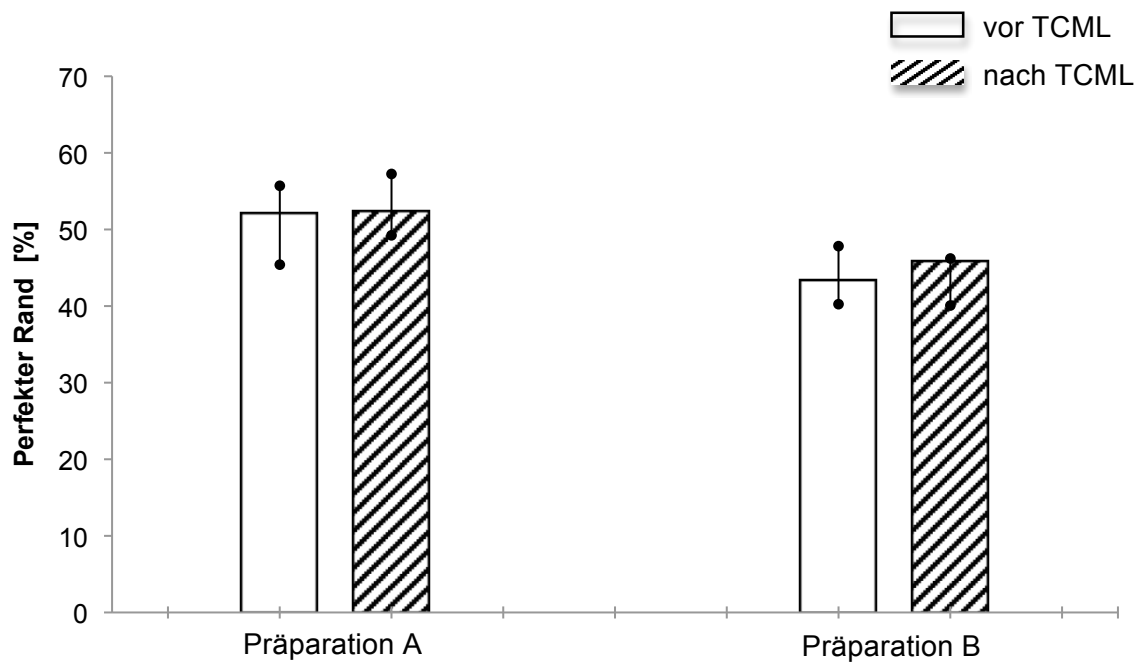


Abbildung 13: Perfekter Rand für beide Präparationsformen vor und nach TCML, unabhängig von den Grenzen (Median, 25%- und 75%-Perzentile).

Werden die Werte Perfekter Rand (PR) für die einzelnen Präparationsformen unabhängig von den Grenzen zusammengefasst, ergibt sich vor TCML für Präparation A ein PR von 51,9% und für Präparation B ein PR von 43,3%. Nach TCML ergibt sich für Präparation A ein PR von 52,1% und für Präparation B ein PR von 45,6% (Abb. 13). Signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) zwischen den Präparationsformen bestehen sowohl vor TCML (0.021) als auch nach TCML (0.003) mit einem signifikant höheren PR-Wert für Präparationsform A (vgl. Tabelle 4). Es bestehen keine signifikanten Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) zwischen den Beobachtungszeiträumen (vor und nach TCML) (vgl. Tabelle 6).

5.1.5 Perfekter Rand abhängig von den Grenzen Schmelz/Dentin/Keramik

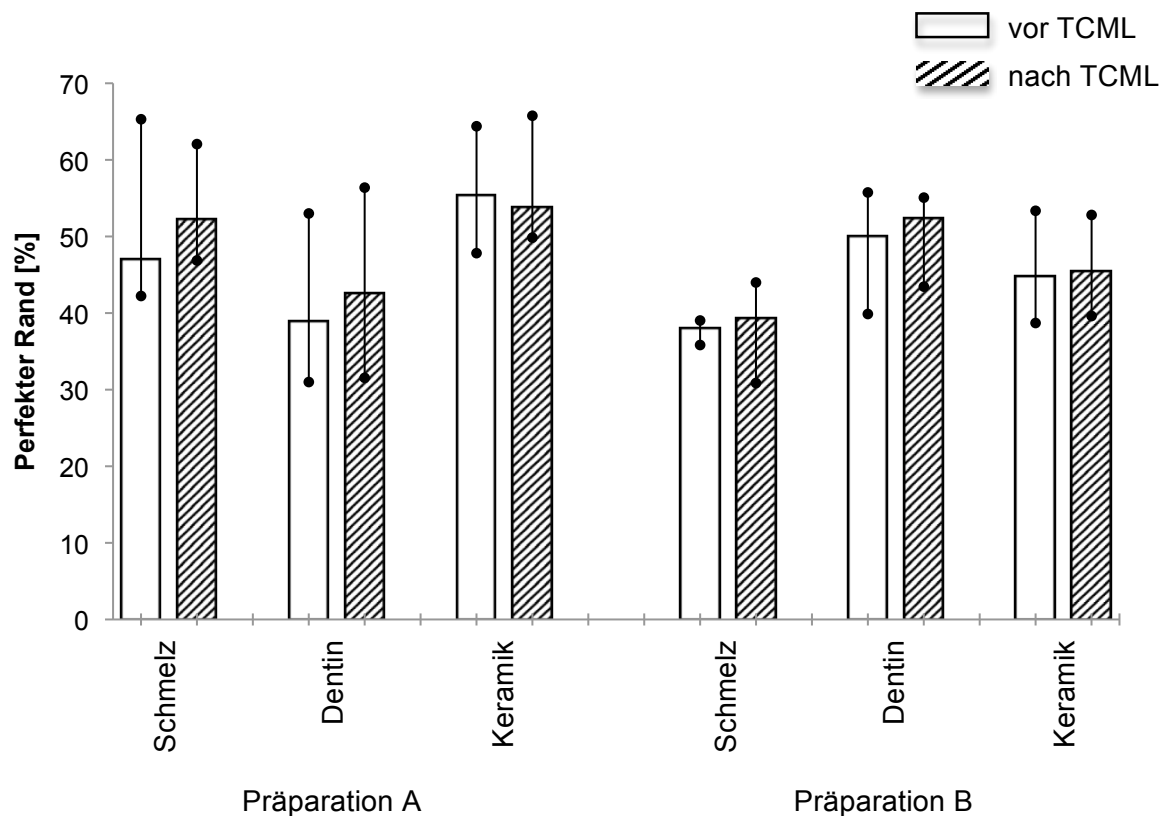


Abbildung 14: Perfekter Rand für beide Präparationsformen vor und nach TCML, abhängig von den Grenzen Schmelz, Dentin und Keramik (Median, 25%- und 75%-Perzentile).

Abbildung 14 zeigt den Anteil des Kriteriums perfekter Rand (PR) der Präparationsformen A und B an den Grenzen Schmelz, Dentin und Keramik zu den Zeiten vor und nach TCML. Bei Präparation A wies der Schmelz 46,8% Anteil an PR vor TCML auf, nach TCML waren es 52,1%. Die Werte für Dentin betragen vor TCML 38,6% und nach TCML 42,4%, für Keramik betragen sie vor TCML 55,2% und nach TCML 53,6%. Die Anteile an PR bei der Präparationsform B betragen für Schmelz vor TCML 37,8% und nach TCML 39,1%, im Dentin 49,8% vor und 52,1% nach TCML und für Keramik 44,5% vor TCML und 45,3% nach TCML. Signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) zwischen den Präparationen konnten an der Grenze Schmelz sowohl vor (0.009) als auch nach TCML (0.005) nachgewiesen werden. An der Grenze Keramik wurden nach TCML (0.021) signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) ermittelt; vor TCML bestehen keine. Bei Dentin bestehen sowohl vor als auch nach TCML keine signifikanten Unterschiede zwischen den Präparationsformen (vgl. Tabelle 4)

5.1.6 Material- und Verarbeitungsbedingte Mängel (MV) allgemein

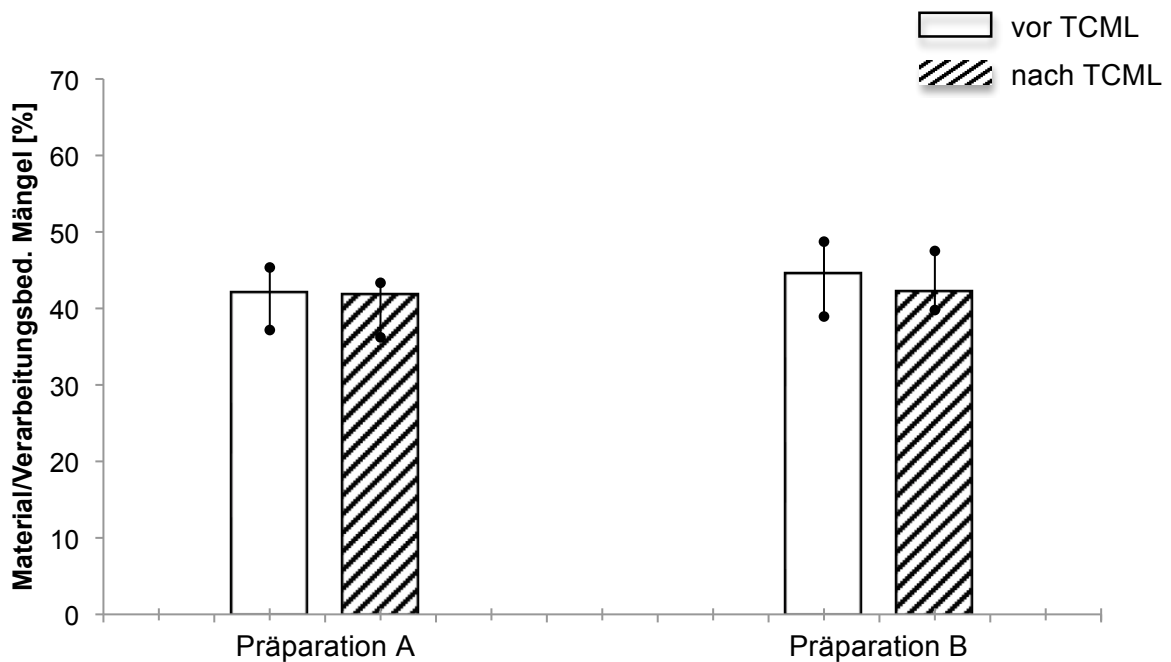


Abbildung 15: Material- und verarbeitungsbedingte Mängel für beide Präparationsformen vor und nach TCML, unabhängig von den Grenzen (Median, 25%- und 75%-Perzentile).

In Abbildung 15 sind die Werte der Randqualität Material- und Verarbeitungsbedingte Mängel (MV) aller Grenzen vor und nach TCML zusammengefasst für beide Präparationsgruppen dargestellt. Der Anteil an MV in der Präparationsgruppe A liegt bei 41,9% vor TCML und 41,7% nach TCML. In Gruppe B betragen die Werte vor TCML 44,4% und nach TCML 42,0%. Signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) bestehen nicht (vgl. Tabelle 4).

5.1.7 Material- und Verarbeitungsbedingte Mängel abhängig von den Grenzen Schmelz/Dentin/Keramik

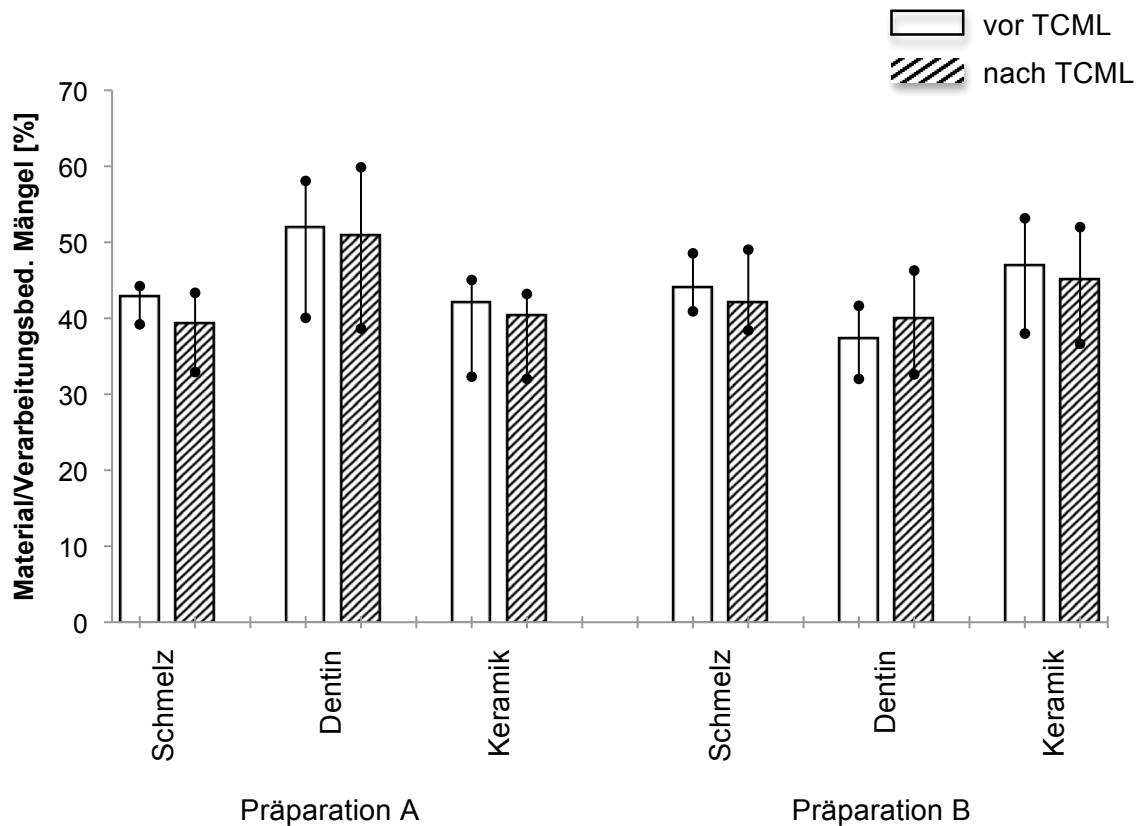


Abbildung 16: Material- und verarbeitungsbedingte Mängel für beide Präparationsformen vor und nach TCML, abhängig von den Grenzen Schmelz, Dentin und Keramik (Median, 25%- und 75%-Percentile).

Der Anteil an Material- und Verarbeitungsbedingter Mängel (MV) innerhalb der Präparationsgruppen A und B unterteilt nach den Grenzen Schmelz, Dentin und Keramik ist für die Zeitpunkte vor und nach TCML in Abbildung 16 dargestellt. Bei Präparation A waren am Schmelz 42,6% MV vor und 39,1% MV nach TCML zu finden. 41,9% vor TCML und 40,1% nach TCML betragen die Werte für die Keramik. Der größte Anteil an MV war am Dentin mit Werten von 51,8% vor TCML und 50,8% nach TCML zu finden. Für die Gruppe Präparation B waren am Schmelz vor TCML 43,9% MV und nach TCML 41,8%. Dentin wies Werte von 37,2% vor TCML und 39,8% nach TCML auf. An der Grenze zur Keramik lagen die Mediane bei 46,8% MV vor TCML und bei 44,9% MV nach TCML. Signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p \leq 0.05$) zwischen den Präparationen konnte am Dentin vor TCML (0.016) nachgewiesen werden (vgl. Tabelle 4).

5.2 Error Rates Methode

Um eine generelle Aussage darüber zu treffen, ob die Präparation, die Grenze und die Zeit einen statistisch signifikanten Einfluß auf die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Analyse (REM) haben, wurde das Signifikanzniveau $\alpha \leq 0,05$ gemäß der Error Rates Methode (Fehlerangleichungsmethode) zu $\alpha^*(k) = 1-(1-\alpha)^{1/k}$ angepasst, wobei k die Anzahl der durchgeführten paarweisen Tests ist. Es wurde überprüft, ob der Einfluss der Präparation, unabhängig von den Parametern Grenze und Zeit, für das Kriterium Integritätsverlust (IV) generell einen statistisch signifikanten Einfluss hat. Dabei ergibt sich für k=6 paarweise Tests ein $\alpha^* = 0,0085$, was einen generellen Einfluss des Parameters Präparation auf die marginale Adaptation zeigt. Bei Applikation der Error Rates Methode zur Überprüfung des Einflusses der Grenze unabhängig von Präparation und Zeit ergibt sich für das Kriterium IV bei Betrachtung der Grenze Keramik gegen Zahnhartsubstanz, Schmelz gegen Keramik und Schmelz gegen Dentin bei k = 4 und $\alpha^* = 0,0127$ kein signifikanter Unterschied. An der Grenze Dentin gegen Keramik ergibt sich unabhängig von der Präparation und der Zeit für das Kriterium IV bei k = 4 und $\alpha^* = 0,0127$ ein signifikanter Einfluss auf die marginale Integrität. Beim Einfluss des Parameters Zeit unabhängig von Präparation und Grenze ergibt sich für das Kriterium IV bei k = 6 und $\alpha^* = 0,0085$ kein statistisch signifikanter Unterschied.

6 Diskussion

Eine langlebige Wiederherstellung der Form und Funktion verloren gegangener Zahnhartsubstanz ist das Ziel der zahnärztlichen Therapie mittels vollkeramischer Restaurationen. Dies wird durch die marginale Adaptation zwischen Restaurationsmaterial, Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz beeinflusst. Eine schlechte marginale Passung der Restauration führt zu Auswaschungen und Anlösung des Befestigungsmaterials und zu rauen Oberflächenstrukturen, die erhöhte Plaqueakkumulation, Zutritt von Mundflüssigkeit, Debris und Anhaftung von Bakterien ermöglichen. Dies kann zu Randverfärbungen, postoperativen Sensibilitäten, parodontalen Schäden, Sekundärkaries und damit einhergehend zu bakteriell bedingten Pulpaschäden und letztendlich zum Verlust der Restauration führen. Somit wird der marginalen Passung dentaler Restaurationen ein hoher Stellenwert eingeräumt, da ihre Qualität eine quantifizierbare Größe ist und in wissenschaftlichen Studien als Kriterium zur Beurteilung der Qualität einer Restauration herangezogen wird. Ziel zahlreicher Studien ist es die Beeinflussung der einzelnen Faktoren bei der Versorgung mit vollkeramischen Restaurationen (Keramikmaterial, Materialdicke, Präparationsform, Restzahnhartsubstanzdicke, Befestigungsmaterial und –art) auf die Randqualität zu untersuchen. In der vorliegenden in-vitro Studie sollte der Frage nachgegangen werden, ob bei einer Teilkronenpräparation die zusätzliche Überkupplung von stark ausgedünnten Höckern einen Einfluss auf die marginale Adaptation hat. Die Arbeitshypothese dabei war, dass durch die Überkupplung des stark ausgedünnten Höckers eine zu starke Belastung des adhäsiven Verbundes bei Kaubelastung vermieden wird, was wiederum die hohe Randspaltgefahr durch Höckerverwindung bei Belastung verhindert.

6.1 Diskussion zu Material und Methode

6.1.1 Untersuchungsgut

Als Untersuchungsgut dienten in dieser in-vitro Studie extrahierte menschliche, dritte Oberkiefermolaren. Sie werden in zahlreichen Studien über Randspaltverhalten von adhäsiv befestigten Restaurationen verwendet, da sich der Versuchsaufbau, die anatomischen Gegebenheiten der Zahnhartsubstanz und die adhäsive Befestigung der Restauration ziemlich nah am klinischen Alltag orientiert. Als Nachteil muss die große Variationsbreite der natürlichen Zähne in Bezug auf unterschiedliche Größe, Struktur, Form, Herkunft, Alter und Belastung angesehen werden (34,36,37,42,81,95).

Als Lagermedium für die extrahierten Zähne diente Chloraminlösung. Nach einer gründlichen Reinigung der Zähne wurden sie post praeparationem in physiologischer Kochsalzlösung

aufbewahrt. Dieses Vorgehen hat sich in vielen vorangegangenen wissenschaftlichen Studien bewährt (34,36,37,42,81,133,134).

6.1.2 Präparation

Bei der Präparation ausgedehnter Läsionen im Seitenzahnggebiet kommt es schnell zu einer Reduktion der Höcker und der Höckerdicke und damit einhergehend zu einer Destabilisierung des Zahnes. Bei okklusaler Belastung hat dies eine erhöhte Verformbarkeit des Zahnes und mögliche Infrakturen zur Folge (52). Daher stellte sich die Frage, ob solche ausgedünnten Höcker reduziert und überkuppelt werden sollten, um Verwindungen und damit eine übermäßige Beanspruchung des adhäsiven Verbundes zu vermeiden.

Gemäß einer Stellungnahme der DGZMK liegt eine Teilkrone ab Beteiligung eines oder mehrerer Höcker vor. Adhäsiv befestigte Teilkronen im Seitenzahnggebiet sind bei ausgedehnten okklusalen, approximalen, vestibulären Defekten mit nicht unterstützten Kavitätewänden im Höckerbereich indiziert (39).

In der Literatur existieren bislang keine einheitlichen Richtlinien dafür, wie die Präparation gestaltet werden sollte. Eine Untersuchung von Federlin et al. (34) zeigt, dass unterschiedliche Präparationsdesigns keinen Einfluss auf die marginale Integrität besitzen. Lang et al. (87) beschreiben, dass bei bestimmten Kaubewegungen der Höcker ausgedehnter Kavitäten ausgelenkt und somit der adhäsive Klebeverbund vermindert wird. Er empfiehlt bei ausgedehnten Kavitäten eine Höckerüberkuppelung. Mehl et al. (98) stellten in einer Randspaltanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop fest, dass an den schmelzbegrenzten Rändern kein signifikanter Unterschied zwischen den Präparationen mit einer Höckerwandstärke von 1,3mm und 2,4mm besteht. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Krifka et al. (81), die zwischen einer Restwandstärke des vestibulären, nichttragenden Höckers von 1,0mm und 2,0mm keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die marginale Randadaptation feststellen konnten, überein. Frankenberger et al. (47) empfehlen dagegen beim Unterschreiten der Mindeststärke der Zahnhartsubstanz von zirka 1,5mm oder wenn die Präparationsgrenze bis zur Höckerspitze reicht ein Einkürzen bzw. das Überkuppeln der Höcker.

Aus diesen unterschiedlichen Empfehlungen in der Literatur ergaben sich in der vorliegenden Arbeit zwei unterschiedliche Präparationsformen, die miteinander verglichen werden sollten. Bei beiden wurde der tragende (orale) Höcker entsprechend einer Teilkronenpräparation durch eine horizontale Reduktion gekürzt. Der nichttragende (vestibuläre) Höcker wurde bis auf eine Restzahnwandstärke von 1,0mm ausgedünnt und ist damit dünner als die von Mehl et al. (99) geforderte Mindestwandstärke von 1,3mm.

Bei Präparation A wurde, entsprechend dem Prinzip der Substanzschonung, der nichttragende Höcker nicht gefasst und sollte durch die adhäsive Eingliederung der keramischen Restauration stabilisiert werden. Die Möglichkeit der Stabilisierung von Restzahnhartsubstanzen wird mehrfach in der Literatur beschrieben (35,57,81,87,98,99,103,145). Bei Präparation B wurde neben der Ausdünnung bis 1,0mm Restwandstärke der nichttragende (vestibuläre) Höcker soweit gekürzt, dass die Keramikstärke über dem ausgedünnten, gekuppelten Höcker ca. 2,0mm betrug und damit der empfohlenen Mindestmaterialstärke für vollkeramische Restaurationen entsprach (37).

6.1.3 Teilkronenherstellung mittels Cerec 3

Zur Fertigung von vollkeramischen Teilkronen sind CAD/CAM – Verfahren geeignet und gelten als wissenschaftlich anerkannt (39). Nach zahlreichen Studien erfolgte für die Cerec – Methode die wissenschaftliche Anerkennung im Jahr 1994 (104,108). Inzwischen liegen viele in vivo und in vitro Studien, z. T. mit einem Beobachtungszeitraum von 15 - 18 Jahren, über die Cerec-Methode vor, welche die Genauigkeit und Qualität von Cerec Inlays, Onlays und Teilkronen bestätigen (5,11,14,35,38,39,42,80,81,99,101,105,109-111,117,125). Mit Hilfe der Cerec-Methode hat der Zahnarzt die Möglichkeit, im Sinne des Chairside-Verfahrens, Einzelzahnrestorationen direkt in einer Sitzung am Patienten zu fertigen.

6.1.4 Keramik

Vor allem Silikatkeramiken haben sich in den letzten Jahren als Werkstoff für die Herstellung von Teilkronen bewährt. Aufgrund ihrer homogeneren Struktur sind industriell hergestellte Keramiken konventionellen Keramiken in ihren mechanischen Eigenschaften überlegen und steigern die Prognose der vollkeramischen Restauration (73). Die 1991 eingeführten, industriell vorgefertigten Feinstruktur-Feldspatkeramikblöcke VitaBlocs Mark II werden als eine sehr antagonistenfremdliche Keramik beurteilt (2,79). Die sehr gute Ätzbarkeit sorgt für eine sichere adhäsive Befestigung an der Restzahnhartsubstanz (79). In der vorliegenden Arbeit wurden mit dem von der Firma Sirona vertriebenen Cerec 3 Gerät aus Vita Mark II Feldspatkeramikrohlingen die vollkeramischen Teilkronen nach dem CAD/CAM Prinzip gefertigt. Diverse Publikationen bestätigen das exzellente Langzeitverhalten solcher Restaurationen (47,99,107,109,113,118).

6.1.5 Adhäsive Befestigung

Der klinische Erfolg keramischer Restaurationen hängt in starkem Maße vom Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, Befestigungsmaterial und keramischem Restaurationmaterial ab. Als Befestigungsmaterial stehen neben den Befestigungskompositen auch Kompomere und Universalkomposite zur Verfügung. In der vorliegenden Studie wurden die vollkeramischen Teilkronen mit dem dualhärtenden, hochviskösen Variolink II Befestigungskomposite adhäsiv zementiert. Lang et al. (88) verglichen die Randschlußqualität von Keramikinlays am Schmelz und Dentin bei adhäsiver Befestigung mit verschiedenen Befestigungsmaterialien. Die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung und der Farbpenetrationsuntersuchung legen nahe, dass die Verwendung von Kompomer-Befestigungszementen und kunststoffmodifizierten Glasionomerezementen keine Alternative zur Adhäsivtechnik mittels Befestigungskompositen und absoluter Trockenlegung sind. Der dualhärtende Befestigungskomposite Variolink II zeigte die geringste Randspaltbildung und wurde von den Autoren für den klinischen Einsatz empfohlen. In einer klinischen 5 Jahresstudie verglichen Van Dijken et al. (145) Empress-Teilkronen die mit dem dualhärtenden Variolink II und einem chemische härtenden Befestigungskomposite eingegliedert wurden. Im Bezug auf die Überlebensrate konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Befestigungsmaterialien festgestellt werden. Thonemann et al. (140) untersuchten die Randspaltverhältnisse bei IPS-Empress Keramikinlays am Dentin, bei Verwendung unterschiedlicher Dentinadhäsive und unterschiedlich viskösen Befestigungskompositen. Beim hochviskösen Variolink II Befestigungskomposit lagen im allgemeinen geringere Randspaltwerte als beim niedrig viskösen Variolink II vor. In einer weiteren in-vitro-Studie konnte Variolink II im Vergleich zu drei weiteren dual-härtenden Adhäsivzementen signifikant höhere Haftwerte nachgewiesen werden (84).

6.1.6 Thermomechanische Wechselbelastung

Nur in klinischen Studien kann das Langzeitverhalten dentaler Restaurationmaterialien und -techniken unter klinischen Bedingungen verglichen werden. Der hohe Zeit- und Kostenaufwand und die schwierige Standardisierbarkeit der Testparameter gelten allerdings als methodischer Nachteil von in vivo Studien (78). In vitro Studien erlauben eine schnellere und kontrollierbarere Untersuchung, die patientenunabhängiger und weniger variabel sind. 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 simulierten Parameter an die klinische Wirklichkeit herankommen. Allerdings stellen diese nur eine Annäherung an die klinische Situation dar

(77). Um in dieser in vitro Studie das Mundhöhlenmilieu zu simulieren, wurden die in den extrahierten Zähnen eingesetzten Teilkronen thermischen Wechsel- und mechanischen Druckbelastungen ausgesetzt. Diese simulierten Kaubelastungen erfolgten im Kausimulator, welcher in der Biologie-Werkstatt der Universität Regensburg nach den von Krejci et al. (77) beschriebenen Vorbild konstruiert wurde. Die thermisch/mechanische Wechselbelastung in Kombination mit einer quantitativen Auswertung der marginalen Adaptation wird in der Literatur als geeignete Versuchsanordnung zur Analyse des adhäsiven Verbundes beschrieben (115). Die unter Material und Methode beschriebene Vorgehensweise in dieser Studie entspricht dem Vorgehen vorangegangener in vitro Studien (36,37,42,80,81,95,98,99,115,130,134).

6.1.7 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM) ist für die Beurteilung der marginalen Randverhältnisse adhäsiver Restaurationen eine bewährte Untersuchungsmethode. Dabei kann sowohl die Qualität als auch Quantität des Verbundrandes beurteilt werden. Die plastisch erscheinenden Bilder sind Abbildungen der Präparateoberfläche in hoher Auflösung, welche eine hohe Schärfentiefe aufweisen. Zu untersuchende Objekte sind Schliff-, Bruchpräparate oder Replikas (42,64,98,99,122,129,132). In der vorliegenden Arbeit wurden Replikas als Untersuchungsobjekte verwendet. Die detailgenauen Replikas ermöglichen eine indirekte, nicht destruktive Arbeitsweise, d.h. der Originalzahn muss für die Untersuchung nicht zerstört werden und steht für die Durchführung weiterer Untersuchungen (z.B. Farbpenetrationstests) zu Verfügung. Sie ermöglichen zudem eine Analyse an der selben Probe zu verschiedenen Zeitpunkten (z.B. vor und nach Belastung). Die Replikatechnik kann als Analysemethode bei in vitro und in vivo Studien verwendet werden (122). Jedoch können die Replikas nur die Information der Oberflächenmorphologie wiedergeben, d.h. eine Tiefenausdehnung der Randspalten kann bei der REM-Analyse nicht eruiert werden, (115). Wie von Blunck (17) beschrieben, sind auch bei geringer Probenzahl genaue Aussagen möglich. Es wurde die von Roulet et al. (122) beschriebene Methode der computergestützten, quantitativen Randanalyse mittels eines Rasterelektronenmikroskops verwendet. Eine segmentweise Betrachtung und die Zuordnung der Randbereiche zu definierten Qualitätskriterien erhöht die Objektivität und erlaubt die Erfassung minimaler Veränderungen. Jedoch liefert nur eine genau senkrechte Aufsicht auf den zu untersuchenden Rand eine maßstabsgetreue Abbildung. Dies ist nur bei einem optimalen Einfallswinkel des Elektronenstrahls gegeben. So kann eine mögliche Fehlbeurteilung bestimmter Randabschnitte, auch durch den Einfluss der Subjektivität des Betrachters, nicht vollständig ausgeschlossen werden (16,132).

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Diskussion erfolgt auf Basis der Ergebnisse der Error-Rates-Methode.

6.2.1 Einfluss der Präparation

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss zweier unterschiedlicher Präparationsformen des nichttragenden Höckers bei vollkeramischen Teilkronen auf die marginale Integrität untersucht.

Die Ausdehnung der Kavitätenpräparation entspricht den beschriebenen Defektausdehnungen vorangegangener Studien (42,81,88,130,134). Betrachtet man die Ergebnisse dieser in vitro Studie, zeigt sich im Rahmen der Studienlimitationen, dass die Präparationsform der vestibulären, nichttragenden Höcker einen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Randadaptation hat. Dabei zeigt die substanzschonende ausgedünnte Präparation des nichttragenden Höckers niedrigere Integritätsverlustwerte als die Präparation mit überkuppeltem Höcker. Dies zeigt sich sowohl bei den paarweisen Vergleichen mittels Error-Rates-Methode als auch der Datenzusammenfassung für die einzelnen Parameter.

Hinweise darüber, inwieweit die verbliebene Restzahnhartsubstanz im Sinne einer Inlaypräparation reduziert werden kann und ab welcher Zahnhartsubstanzstärke der verbliebenen Kavitätenwand im Sinne einer Teilkronenpräparation diese gekürzt und überkuppelt werden sollte, sind in der Literatur kaum zu finden. Van Dijken et al. untersuchten den Einfluss der Präparation auf die Randqualität von Teilkronen bei großen schmelz- und dentinbegrenzten Defekten. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Präparationsformen festgestellt werden (145,146).

In vitro Studien von Federlin et al. (34,37) konnten zeigen, dass die Form der Teilkronenpräparation keinen Einfluss auf die marginale Integrität ausübt. Im Gegensatz zu diesen Studien, wo die unterschiedliche Präparationen des tragenden Höckers untersucht wurden, wurde in der vorliegenden Studie der tragende Höcker im Sinne der Teilkronenpräparation gefasst und der Einfluss unterschiedlicher Präparationen des nichttragenden Höckers untersucht.

Bei ausgedehnten Präparationen führt der Verlust der Zahnhartsubstanz zu einer Reduktion der Biegefestigkeit und Biegesteifigkeit der verbleibenden Höcker. Adhäsive Befestigungen

ermöglichen einen kraftschlüssigen Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz. Somit werden auftretende Kräfte auf die gesamte verbliebene Zahnhartsubstanz verteilt und die Restzahnhartsubstanz dadurch stabilisiert (57,87,98,99). Bei extrem geringer Restzahndicke wird der ungekuppelte Höcker stärker belastet als der gekuppelte. Das Maß der Verformung wird von der Restzahnhartsubstanz bestimmt (86). Lang et al. (87) empfehlen daher bei ausgedehnten Kavitäten eine Höckerüberkuppung im Sinne einer Teilkronenpräparation, da bei bestimmten Kaubewegungen der Höcker ausgelenkt wird, was auf Dauer eine Schwächung des Klebeverbundes inklusive Randaussprengungen bedeutet, so dass der adhäsive Verbund vermindert wird.

In der Studie von Mehl et al. (99) traten bei extrem ausgedünnten Kavitäten mit stark geschwächtem Höcker und einer Wandstärke von 1,3mm signifikant mehr Randspalten auf als bei Kavitäten mit einer Restwandstärke von 2,4mm. Demnach bezeichneten sie Resthöckerstärken von 2,4mm bereits als Extremsituationen und fordern bei Kavitäten mit Dentinbegrenzung eine Resthöckerstärke von mindestens 2,4mm. Fritsch (81) reduzierte bei Teilkronen mit überkuppelten tragenden Höckern die Restwandstärke der nichttragenden Höcker auf 1mm und 2mm. Solche „worst-case“ Fälle sollen die Grenzen der adhäsiven Höckerstabilisierung aufzeigen. Beim Vergleich beider Gruppen konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die Ergebnisse seiner rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung zeigen, dass die Gruppe mit stark reduzierter Höckerrestwandstärke (1,0mm) einen höheren Anteil an Perfekten Rand verzeichnet. Demnach hat eine reduzierte Resthöckerstärke bei Versorgung mit adhäsiv befestigten Keramikteilkronen keine Beeinträchtigung des Restaurationsrandes im Sinne einer erhöhten Randspaltbildung zur Folge.

Bei Betrachtung der Ergebnisse der paarweisen Tests (für das Kriterium Perfekter Rand) weist in der vorliegenden Studie die ungekuppelte Präparation einen höheren Anteil an Perfektem Rand an den Grenzen Schmelz und Keramik auf. Unabhängig vom Parameter Zeit, sind die Werte des Kriteriums Perfekter Rand an der Grenze Schmelz zwischen den Präparationsformen statistisch signifikant unterschiedlich. Das Kriterium Perfekter Rand an der Grenze Dentin ist, wie in der Arbeitshypothese angenommen, bei Präparation mit überkuppelten nicht - tragender Höcker größer als bei Präparation ohne Überkuppung der nicht - tragenden Höcker. Es bestehen jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Präparationsformen.

Ähnliche Studien plädieren für die Überkuppung von Höckern mit stark reduzierter Restwandstärke, denn eine zusätzliche Stabilisierung der Keramik wird durch die erhöhte Schichtdicke begünstigt und ein Abplatzen von Schmelzscherben verhindert (81,82). Laut Krifka et al. (82) sollten dünne nichttragende Höckerwände in Zusammenhang mit adhäsiv

befestigten Restaurationen eingekürzt oder überkuppelt werden um Schmelzrisse und Randundichtigkeiten zu vermeiden. Demnach sollte auf die Überkuppelung im Sinne einer Teilkronenpräparation bei stark ausgedünnten Resthöckern, trotz der Ergebnisse dieser Studie, nicht verzichtet werden.

6.2.2 Einfluss der Grenze

Das Randspaltverhalten von keramischen Restaurationen wurde in verschiedenen Studien sowohl durch rasterelektronenmikroskopische Analyse als auch durch Farbpenetrationstests untersucht. In einer Studie von Thonemann et al. (141) ergab die Farbpenetrationsuntersuchung von Keramikinlays höhere Werte an der Grenze Keramik/Befestigungssystem als an der Grenze Schmelz/Befestigungssystem. Andere Studien (34,81,82,98,99) an Keramikinlays und -teilkronen liefern gegenläufige Ergebnisse, mit schlechteren Werten an der Grenze Dentin/Befestigungszement. Bei den paarweisen Tests der vorliegenden Arbeit wies die rasterelektronenmikroskopische Analyse den höchsten Integritätsverlust an der Grenze Dentin/Befestigungszement auf. Mit Hilfe der Error-Rates Methode wurde der Einfluss der Grenze unabhängig von der Präparation und der Zeit ermittelt. Dabei zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Grenzen Dentin/Befestigungszement zu Keramik/Befestigungszement mit höheren Integritätsverlustwerten an der Grenze Dentin/Befestigungszement. Zwischen den Grenzen Schmelz/Befestigungszement zu Keramik/Befestigungszement und den Grenzen Schmelz/Befestigungszement zu Dentin/Befestigungszement zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Die unterschiedlichen Ergebnisse von im Schmelz und im Dentin liegenden Restaurationsrändern werden in der Literatur mit der unterschiedlichen Zusammensetzung der beiden Zahnhartsubstanzen begründet. Der Zahnschmelz besteht zu 93% - 98% aus anorganischen Verbindungen (61). Durch Säurekonditionierung wird der prismenstrukturierte Zahnschmelz selektiv demineralisiert und die primär nichtretentive Schmelzoberfläche mikroskopisch verändert. Es kommt zu einer Vergrößerung der Oberfläche sowie Erhöhung der Oberflächenenergie und damit zur besseren Benetzbarkeit des Zahnschmelzes. Ein Kunststoff kann dann meist ohne makroskopische Retention über den mikromechanischen Verbund adhäsiv am Zahn befestigt werden (51). Durch die hydrophilen Eigenschaften des Dentins gestaltet sich die Haftung am Dentin wesentlich schwieriger. Durch den höheren Anteil an organischem Material, der tubulären Mikrostruktur und der intrinsischen Feuchtigkeit des Dentins sind deutlich ungünstigere Voraussetzungen für den adhäsiven Verbund vorhanden. Zudem kommt es bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins zur Ausbildung einer Schmierschicht (Smearlayer), welche die Öffnungen der Tubuli verschließt und unterschiedlich fest auf dem Dentin haftet. Durch die Dentinadhäsive ist ein inniger

Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin und hydrophoben Materialien (z.B. Komposite) möglich (51,61,74,144).

Ebenso gefährdet die Volumenschwindung des Befestigungsmaterials beim Phasenwechsel während der Polymerisation den adhäsiven Verbund zwischen Zahnhartsubstanz Befestigungsmaterial sowie zwischen der Keramik und dem Befestigungsmaterial und kann zu Randspalten und Mikroleakage führen (56). Besonders an der approximalen Dentingrenzfläche, wo die Dentinkanälchen vorwiegend parallel angeschnitten sind, besteht die Gefahr einer reduzierten Haftung (56). In der Literatur wird ebenso die Kavitätengeometrie als mögliche Ursache der unterschiedlichen Werte zwischen den Grenzen Schmelz und Dentin erwähnt. Mit zunehmender Breite und Tiefe der Restorationskavität kann es bei Belastung aufgrund der Keilwirkung der Restauration zu einer Aufbiegung und zunehmender Randspaltbildung kommen (86,87). In der vorliegenden Untersuchung wird diese in der Literatur beschriebene verringerte Randadaptation im Dentinbereich bestätigt.

6.2.3 Einfluss der thermomechanischen Wechselbelastung

Die Error-Rates-Methode zeigt bei Betrachtung des Einflusses vom Parameter Zeit unabhängig von Präparation und Grenze keinen signifikanten Unterschied zwischen vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung (TCML). Bei den paarweisen Tests bestehen bei Präparation ohne Überkupplung der nichttragenden Höcker (A) und Präparation mit Überkupplung der nichttragenden Höcker (B) unabhängig von den Grenzen, d.h. bei Betrachtung aller Grenzen, keine signifikanten Unterschiede zwischen vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung (TCML). Betrachtet man die Grenzen einzeln, so zeigen sich an der Grenze Schmelz/Befestigungszement bei Präparation mit Überkupplung der nichttragenden Höcker (B) signifikante Unterschiede zwischen vor und nach thermomechanischer Wechsellast (TCML). In anderen Studien wurde ebenfalls, zum Teil deutlicher, eine Verschlechterung der Randqualität nach thermomechanischer Wechsellast (TCML) beobachtet (64,88,95,98,115).

6.3 Zusammenfassende Diskussion und Schlussfolgerung

Aus den Erkenntnissen der Literatur, nach eigenen klinischen Erfahrungen sowie den Ergebnissen dieser in-vitro Studie lassen sich folgende Schlussfolgerungen ableiten.

1. Die Reduktion der Restzahnhartsubstanzstärke des nichttragenden Höckers bei einer Teilkronenpräparation ohne Überkuppung des reduzierten Höckers zeigt tendenziell geringere Integritätsverluste auf als die Präparation mit Überkuppung des reduzierten Höckers.
2. Obwohl die Integritätsverluste bei Präparation A deutlich geringer sind als bei Präparation B (ca. 50%), so sind bei beiden Präparationsformen die prozentualen Werte des Integritätsverlustes unabhängig von den Grenzen sehr niedrig (ca. 5%).
3. Die Integritätsverlustwerte sind bei beiden Präparationsformen im Dentin tendenziell höher als im Schmelz.
4. Die angenommene Arbeitshypothese, dass es bei einer Teilkronenpräparation ohne Überkuppung des Höckers mit reduzierter Stärke der Restzahnhartsubstanz eher zu einer Beeinträchtigung der marginalen Integrität vor allem im Dentin kommt, wird abgelehnt.
5. Eine Empfehlung für die Teilkronenpräparation, bei reduzierter Restwandstärke die betroffenen Höcker zu überkuppeln und damit die marginale Integrität vor allem im Dentin zu verbessern, kann, innerhalb der Limitationen dieser Arbeit, nicht gestellt werden.
6. Es wird angenommen, dass bei einer Präparation für vollkeramische Teilkronen, wo bereits eine Reduktion der Zahnhartsubstanz erfolgt, das Überkuppeln eines weiteren stark reduzierten Höckers keinen signifikanten Einfluss auf die marginale Adaptation der Restauration hat.

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden in vitro Studie sollte der Frage nachgegangen werden, inwieweit die Teilkronenpräparation Einfluss auf die marginale Integrität der vollkeramischen Restauration im Schmelz und im Dentin nach thermomechanischer Wechselbelastung hat. Es wurden zwei unterschiedliche Präparationsformen gewählt, wobei der vestibuläre, nichttragende Höcker auf 1,0 mm Restzahnhartsubstanzstärke ausgedünnt (Präparation A) oder zusätzlich um ca. 2,0 mm horizontal reduziert und überkuppelt (Präparation B) wurde. Von den Zähnen wurden vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung Epoxidharzreplikate hergestellt, an denen die marginale Integrität computergestützt bei 201-facher Vergrößerung mittels rasterelektronenmikroskopischer Randanalyse sowohl an allen Grenzen (Schmelz/Befestigungskomposit, Dentin/Befestigungskomposit und Keramik/Befestigungskomposit), als auch an allen Flächen (okklusal/vestibulär, palatinal, approximal/mesial und approximal/distal) ermittelt wurde. Bei Betrachtung des Parameters Präparation konnte zwischen den beiden Präparationsformen, unabhängig vom Parameter Grenze, ein statistisch signifikanter Unterschied beim marginalen Integritätsverlust festgestellt werden. Es zeigt sich eine Tendenz zugunsten der Präparation A sowohl vor (Präparation A [3,0%], Präparation B [6,2%]) als auch nach (Präparation A [3,1%], Präparation B [5,9%]) TCML. Beim Vergleich beider Präparationen abhängig vom Parameter Grenze konnten signifikant unterschiedliche Integritätsverlustwerte an der Grenze Schmelz vor (Präparation A [2,0%], Präparation B [5,6%]) und nach (Präparation A [2,3%], Präparation B [6,2%]) TCML festgestellt werden. An der Grenze Dentin bestehen keine signifikanten Unterschiede. Es zeigt sich eine Tendenz zugunsten der Präparation A. Bei der Betrachtung des Parameters Grenze konnten zwischen der schmelzbegrenzten Restaurationsgrenze und der dentinbegrenzten Restaurationsgrenze bei Präparation A statistisch signifikante Unterschiede mit tendenziell höheren Integritätsverlustwerten an dentinbegrenzter Restaurationsgrenze festgestellt werden. Bei Präparation B bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen schmelzbegrenzter und dentinbegrenzter Restaurationsgrenze. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten die angenommene Arbeitshypothese, dass bei einer Teilkronenpräparation ohne Überkuppelung der Höcker mit reduzierter Restzahnhartsubstanzstärke es eher zu einer Beeinträchtigung der marginalen Integrität kommt als bei einer Präparation mit Überkuppelung der restwandstärkereduzierten Höcker, nicht bestätigen. Resümierend wird diese Arbeitshypothese, innerhalb der Limitationen dieser Studie, abgelehnt.

8 Anhang

8.1 Materialliste

- M1 Chloramin, Merk, Darmstadt (Deutschland)
- M2 Pattern Resin, GC Corporation, Tokyo (Japan)
- M3 TCML-Maschine, Technische Werkstatt, Universität Regensburg (Deutschland)
- M4 Kochsalzlösung, Merk, Darmstadt (Deutschland)
- M5 Präparationsdiamanten, Nr. 011 (Cerinlay Präparationsset), Intensiv, Legnano (Italien)
- M6 Rotes Winkelstück, Sirona, Bensheim (Deutschland)
- M7 Ds-Tasterzirkel, Nr. 628750, Demedis, Passau (Deutschland)
- M8 Vita Mark II Keramik, LOT 7642, LOT 7905, LOT 7016, LOT 7399, LOT 7530, LOT 7642, LOT 7816, LOT 7992, LOT 23671, LOT 7607, Vita, Bad Säckingen (Deutschland)
- M9 Cerec 3, Sirona, Bensheim (Deutschland)
- M10 Cerec Dentaco scan spray, Dentaco, Bad Homburg (Deutschland)
- M11 Fitchecker, GC Corporation, Tokyo (Japan)
- M12 Vita Ceramics Etch, LOT 20891, Vita, Bad Säckingen (Deutschland)
- M13 Monobond S, LOT 615672, Ivoclar-Vivadent, Schaan (Liechtenstein)
- M14 Applicator-Tips, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz (Schweiz)
- M15 Total Etch, LOT H36568, Ivoclar-Vivadent, Schaan (Liechtenstein)
- M16 Excite Advanced Adhesive Technology, SoftTouch™ Single Dose, LOT H29090, Ivoclar-Vivadent, Schaan (Liechtenstein)
- M17 Polymerisationslampe Spectrum Curing Light, Ivoclar-Vivadent, Schaan (Liechtenstein)
- M18 Variolink II Base+Catalyst (High Viscosity), LOT H20794, Ivoclar-Vivadent, Schaan (Liechtenstein)
- M19 Heidemannspatel, Nr. DE408R, Aesculap AG, Tuttlingen (Deutschland)
- M20 Ds-Kugelstopfer , Nr. 6304158, Demedis, Passau (Deutschland)
- M21 Wärmeschrank Typ U10, F-Nr. 832212, Memmert GmbH & Co. KG, Schwabach (Deutschland)
- M22 Feinkorndiamantfinierer, Nr. 234528/016, Komet Gebr. Brassler GmbH & Co. KG, Lemgo (Deutschland)
- M23 Sof-Lex-Scheiben, 3M Medica, Borken (Deutschland)
- M24 Lupenbrille, Zeiss, Oberkochen (Deutschland)
- M25 Einwegdappenglas, Nr. 4581526, Demedis, Passau (Deutschland)

- M26 Impregum, 3M ESPE, Seefeld (Deutschland)
- M27 Araldit CW 2215 + Härter HY 5162, Ciba-Geigy, Wehr (Deutschland)
- M28 Sägebogen mit Sägeblatt Typ 0, Provac, Oestrich-Winkel (Deutschland)
- M29 Sandpapier CarbiMet, Buehler GmbH, Düsseldorf (Deutschland)
- M30 Doppelband/Fotostrip, Beiersdorf, Hamburg (Deutschland)
- M31 Alu-Stub, Provac, Oestrich-Winkel (Deutschland)
- M32 Sputtergerät BAL-TEC SCD 005, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar (Deutschland)
- M33 Cambridge Stereoscan 240, Carl Zeiss NTS GmbH, Oberkochen (Deutschland)
- M34 Video Graphic Printer UP-860CE, Sony Business Europe, Köln (Deutschland)
- M35 Optimas 6.1, Integral Technologies, Indianapolis, USA
- M36 Microsoft Excel 97, Microsoft Corporation, Redmond/Washington (USA)
- M37 SPSS/PC+ Programm Version 15.0 SPSS/Inc., Chicago (USA)

8.2 Signifikanztabellen

In den folgenden Tabellen sind die Signifikanzwerte der einzelnen Kriterien dargestellt. Bei fehlendem Eintrag (= nicht signifikant) wurde für die Irrtumswahrscheinlichkeit der Wert $p > 0,05$ ermittelt.

8.2.1 Präparation gegeneinander

Grenze	TCML	PR	RS	MV	NA	AQ	UE	IV
Keramik	vor		.016					.021
	nach	.021	.007					.009
Schmelz	vor	.009	.005					.005
	nach	.005	.001		.003			.001
Dentin	vor			.016				
	nach					.017		
ZHS	vor	.043	.027					.027
	nach	.016	.012		.001			.012
Gesamt	vor	.021	.005					.005
	nach	.003	.002		.009			.002

Tabelle 4: Ergebnisse der Signifikanzanalyse (Mann-Whitney-U-Test) der Präparationen an den Grenzen Keramik, Schmelz, Dentin, ZHS (Schmelz + Dentin), Gesamt (ZHS + Keramik) vor und nach TCML.

8.2.2 Grenzen gegeneinander

	Präparation	TCML	PR	RS	MV	NA	AQ	UE	IV
S:K	A	vor						.018	
		nach						.018	
	B	vor	.008			.036		.018	
		nach				.008		.018	.038
D:K	A	vor	.050	.012					.012
		nach	.050	.017			.028		
	B	vor		.028					.028
		nach					.028	.043	
ZHS:K	A	vor	.050	.012				.018	.036
		nach						.018	
	B	vor				.050		.012	
		nach		.038		.028	.028	.012	.038
D:S	A	vor		.017				.018	.017
		nach		.012			.018	.018	.025
	B	vor	.015		.028				
		nach	.015				.011		

Tabelle 5: Ergebnisse der Signifikanzanalyse (Mann-Whitney-U-Test) der Grenzen Keramik, Schmelz, Dentin, ZHS (Schmelz + Dentin) für Präparation A und Präparation B zu den Zeiten vor und nach TCML.

8.2.3 Zeiten gegeneinander (TCML)

Grenze	Präparation	PR	RS	MV	NA	AQ	UE	IV
Keramik	A							
	B							
Schmelz	A							
	B		.028					.021
Dentin	A							
	B					.043		
ZHS	A							
	B					.028		
Gesamt	A							
	B							

Tabelle 6: Ergebnisse der Signifikanzanalyse (Mann-Whitney-U-Test) der Zeiten (vor/nach TCML) an den Grenzen Keramik, Schmelz, Dentin, ZHS (Schmelz + Dentin), Gesamt (ZHS + Keramik) für Präparation A und B.

9 Literaturverzeichnis

- (1) Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. J Dent 1993;21(3):158-62.
- (2) Abozenada B, Pober R, Giordano R. In-vitro wear of restorative dental materials. J Dent Res Mar 2002;81(Special Issue).
- (3) ADA Council on scientific affairs. Tooth-colored restorative materials for posterior teeth. Acceptance program guidelines; 2003
- (4) Anusavice KJ. Decision analysis in restorative dentistry. J Dent Educ 1992;56(12):812-22.
- (5) Arnetzl G. Different Ceramic Technologies in a Clinical Long-term Comparison. In: Mörmann WH, State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC. Berlin: Quintessence; 2006. 65-72.
- (6) Arnetzl GV, Arnetzl G. Design of preparations for all-ceramic inlay materials. Int J Comput Dent 2006;9(4):289-98.
- (7) Arnetzl GV, Arnetzl G. Konstruktionsüberlegungen für industriell hergestellten vollkeramischen Zahnersatz. DNN 2007;Juli/August:6-10.
- (8) Arnetzl GV. Bruchlastuntersuchung von vollkeramischen Inlays in Abhängigkeit von der Präparation; Med. Diss.: Universität Graz; 2008.
- (9) Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V, Kurbad A, Reichel K. CAD/CAM und Vollkeramik: Ästhetische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis. 1. Aufl. Berlin: Quintessenz; 2006.
- (10) Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. J Prosthet Dent 1990;63(6):619-26.
- (11) Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. Eur J Oral Sci 2003;111(2):163-69.
- (12) Binus W, Wehner E. Misserfolgsquote bei Amalgam- und Gussfüllungen. Dtsch Stomatol 1971;21(4):302-5.
- (13) Bischoff H. Vollkeramische Restaurationen mit dem IPS-Empress-Verfahren. In: Kappert HF, Vollkeramik: Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung. Berlin: Quintessenz Verlag; 1996. 163-73.
- (14) Blatz M. The clinical long-term success of ceramic restorations--Part I: Inlays and onlays. Pract Proced Aesthet Dent 2004;16(9):622.

- (15) Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
- (16) Blunck U. Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrandern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988;43(8):939-43.
- (17) Blunck U. Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989;44(7):513-6.
- (18) Böttger H, Rosenbauer KA, Pospiech P. Die Oberfläche von Glaskeramik-Kronen (Dicor) und VMK-Kronen im rasterelektronen-mikroskopischen Vergleich. *ZWR* 1989;98(1):46-50.
- (19) Boyer DB, Svare CW. The effect of rotary instrumentation on the permeability of dentin. *J Dent Res* 1981;60(6):966-71.
- (20) Brodbeck U, Schärer P. Keramikinlays als Seitenzahnrestauration. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992;102(3):330-40.
- (21) Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
- (22) Cavel WT, Kelsey WP, 3rd, Barkmeier WW, Blankenau RJ. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence Int* 1988;19(4):257-62.
- (23) Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63(2):146-8.
- (24) Dietschi D, Spreafico R. Adhäsive metallfreie Restaurationen - aktuelle Konzepte für die ästhetische Versorgung im Seitenzahnbereich. Berlin: Quintessenz Verlag; 1997.
- (25) Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM. Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent* 1984;52(5):657-62.
- (26) Edelhoff D, Marx R. Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposite nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:112-17.
- (27) Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22(3):241-49.
- (28) Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1: Grundlagen und ihre Verarbeitung. Heidelberg: Hüthig-Verlag; 1996.
- (29) el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent* 1999;24(1):38-44.
- (30) Ernst CP, Ermer S, Willershausen B. Härtemessungen an einem lichthärtenden Befestigungskomponer. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998;53:522-27.

- (31) Ernst CP. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil I. ZWR 2002;111(5):239-48.
- (32) Ernst CP. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil II. ZWR 2002;111(6):309-18.
- (33) Erpenstein H, Kerschbaum T, Halfin T. Long-term survival of cast-gold inlays in a specialized dental practice. Clin Oral Investig 2001;5(3):162-6.
- (34) Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. Oper Dent 2004;29(5):560-70.
- (35) Federlin M, Thonemann B, Schmalz G. Teilkronen aus Keramik. Alternative für die Restauration großflächiger Defekte. BZB 2004(5):36-38.
- (36) Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity--a scanning electron microscopic study. Clin Oral Investig 2005;9(1):8-17.
- (37) Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. Oper Dent 2007;32(3):251-60.
- (38) Federlin M, Wagner J, Manner T, Hiller KA, Schmalz G. Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. Clin Oral Investig 2007;11(4):345-52.
- (39) Federlin M, Geurtsen W, Haller B, Schmalz G. Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers - Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) Version 1. Dtsch Zahnärztl Z 2007;62(9).
- (40) Felden A, Schmalz G, Hiller KA. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. Clin Oral Investig 2000;4(4):199-205.
- (41) Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. Dent Mater 1987;3(5):280-6.
- (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; Med. Diss.: Universität Regensburg; 2005.
- (43) Frankenberger R, Kern M. Dentinadhäsive und adhäsives Befestigen. ZWR 2002(10):556-58.
- (44) Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Dtsch Zahnärztl Z 2002;57(3):154-71.

- (45) Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(5):397-412.
- (46) Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 2008;24(2):185-91.
- (47) Frankenberger R, Mörig G, Blunck U, Hajto J, Pröbster L, Ahlers MO. Präparationsregeln für Keramikinlays und -teilkronen. *BZB* 2008(4):45-51.
- (48) Frankenberger R, Schipper HM, Roggendorf MJ. Adhäsivtechnik 2010 - Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme? *Quintessenz* 2010;61(5):537-42.
- (49) Fritz U, Fischbach H, Harke I. Langzeitverweildauer von Goldgussfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:714.
- (50) Fuzzi M, Rappelli G. Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. *J Adhes Dent* 1999;1(1):71-9.
- (51) Geurtsen W. Kunststofffüllung. In: Heidemann D, *Praxis der Zahnheilkunde, Band 2, Kariologie und Füllungstherapie*. 4. Aufl. München: Urban & Schwarzenberg; 1999. 169-203.
- (52) Granath L, Svensson A. Elastic outward bending of loaded buccal and lingual premolar walls in relation to cavity size and form. *Scand J Dent Res* 1991;99(1):1-7.
- (53) Guess PC. Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen auf die Überlebensrate und Bruchfestigkeit vollkeramischer Prämolarenteilkronen; *Med. Diss. Freiburg: Albert-Ludwigs-Universität; 2003*.
- (54) Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent* 2009;37(8):627-37.
- (55) Hahn R, Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;45:660-63.
- (56) Hahn R, Weiger R, Netuschil L, Bruch M. Microbial accumulation and vitality on different restorative materials. *Dent Mater* 1993;9(5):312-16.
- (57) Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:660-63.
- (58) Haller B, Blunck U. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 2003;93(7):808-18.
- (59) Haller B, Ernst CP, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, et al. Bewertung von Keramikrestorationen nach der CEREC-Methode. *Gemeinsame Stellungnahme der*

Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Computergestützte Zahnheilkunde (DGCZ) 2005.

- (60) Hellwig E, Kimmel K, Lehmann KM. Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, DGZ und DGZPW. Dtsch Zahnärztl Z 1999;54(12):739-40.
- (61) Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Auflage. München: Urban & Fischer; 2006.
- (62) Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. J Am Dent Assoc 1993;124(5):26-36.
- (63) Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenz; 1973.
- (64) Hürzeler M, Zimmermann E, Mormann WH. Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Onlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100(6):715-20.
- (65) Jackson RD, Ferguson RW. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. Quintessence Int 1990;21(1):7-12.
- (66) Jackson RD. Indirect resin inlay and onlay restorations: a comprehensive clinical overview. Pract Periodontics Aesthet Dent 1999;11(8):891-900.
- (67) Janda R. Kleben und Klebetechniken - Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. Dent Labor 1992;40:409-15.
- (68) Janda R. Adhäsivtechnik für zahnfarbene laborgefertigte Restaurationen. Dent Labor 1994;42(11):1633-39.
- (69) Janda R. Befestigungsmaterialien für konventionelle und adhäsive Techniken. Der freie Zahnarzt 1996;40:50-59.
- (70) Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. Dent Mater 2003;19(6):567-73.
- (71) Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. Clin Oral Investig 2001;5(3):156-61.
- (72) Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. Oper Dent 2006;31(1):68-77.
- (73) Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. Zahnärztl Mitt 2003;93(7):802-06.
- (74) Kern M, Kohal R-J, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, et al. Vollkeramik auf einen Blick. 4. Auflage. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2010.

- (75) Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, et al. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent* 2007;9(5):449-62.
- (76) Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 2005;21(3):262-71.
- (77) Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100(8):953-60.
- (78) Krejci I, Lutz F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100(12):1445-9.
- (79) Krejci I. Wear of Cerec and other restorative materials. In: Mörmann WH, International Symposium on Computer Restorations. Berlin: Quintessenz Verlag; 1991.
- (80) Krejci I, Lutz F, Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. *J Dent* 1993;21(1):39-46.
- (81) Krifka S, Anthofer T, Fritsch M, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent* 2009;34(1):32-42.
- (82) Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig* 2009;13(3):333-41.
- (83) Kunzelmann KH, Hickel R. *Keramikinlays und Veneers*. Carl Hanser Verlag; 1997.
- (84) Lafuente JD, Chaves A, Carmiol R. Bond strength of dual-cured resin cements to human teeth. *J Esthet Dent* 2000;12(2):105-10.
- (85) Lambrechts P, Inokoshi S, Van Meerbeek B, Willems G, Braem M, Vanherle G. Classification and potential of composite luting materials. In: Mörmann WH, International Symposium on Computer Restorations. Berlin: Quintessenz Verlag; 1991.
- (86) Lang H, Schwan R, Nolden R. Die Verformung gefüllter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:812-15.
- (87) Lang H, Schüler N, Nolden R. Keramikinlay oder Keramikteilkrone? Klinische Beobachtungen über 4 Jahre. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998;53(1):53-56.
- (88) Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glasionomer-, Kompomer und Kompositzementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:540-43.

- (89) Lässig HE, Müller RA. Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. Köln: DuMont Buchverlag; 1983.
- (90) Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. Dent Clin North Am 1998;42(4):567-77.
- (91) Lauer HC. Vollkeramische Restaurationen in der Hand des Generalisten. Zahnärztl Mitt 2003;93(9):1096-99.
- (92) Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz (Teil 1). ZWR 2001;110(11):747-54.
- (93) Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. Lichtpolymerisationsgeräte. Gerätetypen, Funktionsweise, Desinfektion und technischer Unterhalt. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992;102(5):564-73.
- (94) Lutz F, Krejci I, Schüpbach P. Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993;103(5):537-49.
- (95) Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. Oper Dent 2001;26(4):357-66.
- (96) Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:229-33.
- (97) McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85(1):61-66.
- (98) Mehl A, Godescha P, Kunzelmann KH, Hickel R. Randspaltverhalten von Komposite- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1996;51(11):701-04.
- (99) Mehl A, Kremers A, Pfeiffer L, Hickel R. Randständigkeit von Cerec-II-Inlayrestaurationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. Dtsch Zahnärztl Z 1998;53(1):57-60.
- (100) Mehl A, Blanz V, Hickel R. Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. Eur J Oral Sci 2005;113(4):333-40.
- (101) Mehl A, Kern M. Keramik oder Komposite. Cosmetic Dentistry 2007(2):51-55.
- (102) Mörig G. Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestaurationen. Quintessenz 2000;51(9):891-900.
- (103) Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. Dent Mater 1988;4(1):41-8.
- (104) Mörmann WH, Brandestini M. Die CEREC Computer Rekonstruktion Inlays, Onlays und Veneers. Berlin: Quintessenz Verlag; 1989.

- (105) Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. Quintessence Int 1996;27(12):821-28.
- (106) Mörmann WH, Rathke A, Lüthy H. Der Einfluss von Präparation und Befestigungsmethode auf die Bruchlast vollkeramischer Computerkronen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1998(2):29-35.
- (107) Mörmann WH, Bindl A. Cerec 3 - ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen. Erste klinische Erfahrungen. Quintessenz 2000;51(2):157 - 71.
- (108) Mörmann WH. CEREC 3 Computer-Restaurationen - erste klinische Erfahrungen. Zahnärztl Mitt 2000;90(23):48-60.
- (109) Mörmann WH. 20 Jahre keramische CEREC CAD/CAM Restaurationen- Technischer Stand und klinische Bewährung. Zahnärztl Mitt 2006;96(11):58-65.
- (110) Mörmann WH, Attin T. Keramik in der Zahnerhaltung - unter dem Aspekt der CAD/CAM-Technik. Zahnärzteblatt Baden-Württemberg 2008(2).
- (111) Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. Int J Prosthodont 2008;21(1):53-9.
- (112) Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. Oper Dent 1992;Suppl 5:137-50.
- (113) Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. Int J Comput Dent 2003;6(3):231-48.
- (114) Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen- und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. Dtsch Zahnärztl Z 2001;56(10):575-76.
- (115) Reich E, Schmalz G, Federlin M. Randspaltverhalten von Keramik- und Kompositinlays in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45(10):656-60.
- (116) Reich S. Selbstadhäsive versus konventionelle adhäsive Befestigung. Quintessenz 2012;63(12):1587-93.
- (117) Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. J Am Dent Assoc 2004;135(5):605-12.
- (118) Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. Int J Comput Dent 2006;9(1):11-22.
- (119) Richter B, Mörmann WH. CEREC 3, vollkeramische CAD/CAM-Inlays und Teilkronen - Konstruktion und Fertigung per Computer. Zürich: SFCZ-Verlag; 2001.
- (120) Richter W. Inlays und Onlays aus Keramik. ZWR 1987;96:336-42.

- (121) Roulet JF, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt 1989;79:908-13.
- (122) Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. Scanning Microsc 1989;3(1):147-59.
- (123) Roulet JF, Janda R. Future Ceramic Systems. Oper Dent Supplement 2001;6:211-28.
- (124) Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. Oper Dent 1993;18(2):48-55.
- (125) Schenk O. CEREC: Vergangenheit, Gegenwart, Visionen. Dtsch Zahnärztl Z 2008;63(4):234-38.
- (126) Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. Oper Dent 2008;33(5):516-25.
- (127) Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:197-208.
- (128) Schmideder J. Ästhetische Zahnmedizin. In: Rateitschak KH, Wolf HF, Farbatlas der Zahnmedizin. Band 15. Stuttgart: Thieme - Verlag; 1998.
- (129) Schmidt PF. Praxis der Rasterelektronenmikroskopie und Mikrobereichsanalyse. Renningen-Malmsheim: Expert Verlag GmbH; 1994.
- (130) Schmidt S. Einfluss der Präparationsgeometrie und des Befestigungsmaterials auf die marginale Adaptation von Cerec 3 Teilkronen. Eine in vitro Studie; Med. Diss.: Universität Regensburg; 2003.
- (131) Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. 4. Auflage. Stuttgart: Thieme - Verlag; 1992.
- (132) Seichter U, Herforth A. Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen über die Randspaltbreite verschiedener Composites und über die diesbezügliche Wiedergabegenauigkeit unterschiedlicher Replicas. Dtsch Zahnärztl Z 1980;35(4):511-5.
- (133) Söderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. Dent Mater 1991;7(2):74-83.
- (134) Stangl M. Einfluss der Präparation ausgedehnter Kavitäten auf die marginale Adaptation und die Rissbildung im Schmelz von Keramikteilkronen. Eine in vitro Studie; Med. Diss.: Universität Regensburg; 2009.
- (135) Stappert CF, Guess PC, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. Am J Dent 2007;20(1):21-6.

- (136) Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum ProthetikCurriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz Verlag; 1999. 631-60.
- (137) Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int 1995;26(2):95-110.
- (138) Taschner M, Kramer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. Dent Mater 2012;28(5):535-40.
- (139) Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent 1992;20(1):3-10.
- (140) Thonemann B, Schmalz G, Brandenstein S, Hiller K-A. Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49(10):840-44.
- (141) Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Schams A. Clinical evaluation of heat-pressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. Clin Oral Investig 1997;1(1):27-34.
- (142) Thonemann BM, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. Dent Mater 1997;13(3):192-7.
- (143) Tidehag P, Gunne J. A 2-year clinical follow-up study of IPS Empress ceramic inlays. Int J Prosthodont 1995;8(5):456-60.
- (144) Touati B, Miara P, Nathanson D. Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. München: Urban&Fischer; 2002.
- (145) van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. Eur J Oral Sci 2001;109(4):222-9.
- (146) van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. Dent Mater 2010;26(9):929-39.
- (147) Wagner J, Hiller KA, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. Clin Oral Investig 2003;7(2):80-5.
- (148) Walther W, Klaiber B, Heners M. Vergleichende histologische Untersuchung nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken. Dtsch Zahnärztl Z 1984;39(10):787-90.
- (149) Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. J Oral Rehabil 1990;17(4):327-34.
- (150) Wiedhahn K, Kerschbaum T, Fasbinder DF. Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: a nine-year report. Int J Comput Dent 2005;8(3):233-46.
- (151) Wu W, Cobb E, Dermann K, Rupp NW. Detecting margin leakage of dental composite restorations. J Biomed Mater Res 1983;17(1):37-43.

10 Danksagung

Herrn Professor Dr. med. dent. G. Schmalz, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Universitätsklinikum Regensburg, danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas und die Bereitstellung des notwendigen Instrumentariums und der Laboreinrichtungen.

Mein besonderer Dank gilt Frau Oberärztin PD Dr. med. dent. M. Federlin für die Einführung in die Methodik, ihre fundierte, umfassende und geduldige Betreuung und freundliche Unterstützung bei der Durchführung und Auswertung dieser Studie.

Bei Herrn Dr. K.-A. Hiller möchte ich mich ganz besonders für die überaus freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit und die kompetente statistische Beratung und Auswertung bedanken.

Den Mitarbeiterinnen des Forschungsbereiches der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie danke ich für die Unterstützung bei der Versuchsdurchführung. Mein Dank für die Einführung in die Methodik sowie die Beratung und Hilfestellung bei der Herstellung der rasterelektronenmikroskopischen Proben, Auswertung der Untersuchung und Handhabung des Rasterelektronenmikroskopes gilt insbesondere Frau Brigitte Bey und Frau Helga Ebensberger.

Bei allen, die mir mit Rat und Tat bei Seite standen und mich unterstützten, insbesondere bei meinen Eltern und Carolin, die mir mit viel Liebe und Verständnis den Rücken frei gehalten hat, bedanke ich mich herzlichst.