

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Direktor Prof. Dr. R. Hickel

**Biomimetik: ein Optimierungsmodell
für Seitenzahnrestorationen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Raphael Binn
aus Landsberg am Lech

2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: **Prof. Dr. med. dent. K.-H. Kunzelmann**

Mitberichterstatter: **Priv. Doz. Dr. Ekaterini Paschos**

Prof. Dr. Gabriele Kaeppler

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: **Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser,
FACR, FRCR**

Tag der mündlichen Prüfung: **20. 10. 2009**

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1. Konzept der Biomimetik.....	3
2.2. Unterfüllungen.....	4
2.2.1. Aufgaben	4
2.2.2. Arten.....	5
2.3. Dentalkeramik	5
2.3.1. Silikatkeramik	6
2.3.1.1. Feldspatkeramik	6
2.3.1.2. Glaskeramik	7
2.3.2. Oxidkeramik.....	8
2.4. Cerec-System	8
2.4.1. CAD / CAM und Kopierschleifsysteme.....	8
2.4.2. System und Funktionsweise	9
2.4.3. Güte der Restauration.....	10
2.5. Oberflächenbehandlung	11
2.5.1. Politur	11
2.5.2. Glasur	11
2.6. Eingliederung.....	12
2.6.1. Nichtadhäsive Befestigung.....	12
2.6.2. Adhäsive Befestigung	12
2.7. Festigkeitsbestimmung.....	14
2.7.1. Festigkeitseigenschaften.....	14
2.7.1.1. Druckfestigkeit	14
2.7.1.2. Zugfestigkeit.....	14

Inhaltsverzeichnis

2.7.1.3. Biegefestigkeit.....	15
2.7.2. Subkritische zyklische Belastung.....	15
2.7.3. Methodik von Belastungsprüfungen	15
3. Fragestellung.....	17
4. Material und Methode	18
4.1. Herstellung der Proben.....	18
4.1.1. Präparation der Molaren.....	18
4.1.1.1. Biomimetische und vollkeramische Inlays	18
4.1.1.2. Kauflächenveneers	19
4.1.2. Vorbehandlung der Molaren	19
4.1.2.1. Biomimetische Inlays	19
4.1.2.2. Vollkeramische Inlays und Kauflächenveneers	20
4.1.3. Konstruktion und Herstellung der CEREC Inlays / Veneers	20
4.1.3.1. Biomimetische und vollkeramische Inlays	21
4.1.3.2. Kauflächenveneers	22
4.1.4. Oberflächenbehandlung der Restaurationen	22
4.1.5. Adhäsives Einsetzen der Restaurationen.....	23
4.1.6. Montage der Proben auf Probenhalter.....	25
4.2. Mechanischen Prüfung	26
4.2.1. Kausimulation	26
4.2.2. Prüfung des Ermüdungsverhaltens.....	26
4.2.3. Universalprüfmaschine.....	28
4.2.4. Prüfung der Bruchfestigkeit	28
5. Ergebnisse	30
5.1. Auswertung.....	30
5.2. Bruchfestigkeit der Proben	32
5.3. Bruchlokalisierung	39
5.4. Zahnfraktur	40

5.5. Verbundfraktur	41
5.6. Erkennbare Defekte	42
6. Diskussion.....	44
6.1. Material und Methode	44
6.2. Bruchfestigkeit.....	46
6.3. Zahnfraktur	50
6.4. Bruchlokalisierung und Verbundfraktur.....	51
6.5. Erkennbare Defekte	52
7. Zusammenfassung und Schlussfolgerung.....	53
8. Summary	55
9. Literaturverzeichnis.....	56
10. Anhang	63
10.1. Materialliste	63
10.2. Bruchlasten aller Versuchsrestaurationen.....	64
10.3. Fotodokumentation der Probenherstellung.....	70
10.3.1. Biomimetische Restaurationen.....	70
10.3.2. Vollkeramische Proben	79
10.3.3. Kauflächenveneer.....	81
10.3.4. Montage auf Probenträger.....	86
11. Danksagung.....	89

1. Einleitung

Die Versorgung ausgedehnter Zahnhartsubstanzdefekte im Molarenbereich mit Hilfe keramischer Inlays gewinnt stetig an Bedeutung. Es ist das Resultat der von Patientenseite geforderten qualitativ hochwertigen Versorgung bei optimaler Ästhetik. Da keramische Restaurationen als präformiertes Objekt in eine geschaffene Kavität eingebracht werden, darf diese unter der Prämisse optimaler Passgenauigkeit keine Unterschnitte aufweisen. In der Mehrzahl der Indikationen für eine derartige Versorgung besteht bereits eine Restauration, häufig im Sinne einer plastischen Füllung, was im Zuge der Kavitätengestaltung, besonders bei vorhandenen Amalgamfüllungen [97], zu einer Ausdehnung des bestehenden Lumens führt [89]. Bei vorhandenen deutlichen Unterschnitten resultiert folglich eine erhebliche Vergrößerung der Kavität verbunden mit einer Schwächung des Restzahns. Eine analoge Problematik findet sich bei unterminierender Karies.

Dieser Problematik kann teilweise durch den Einsatz einer Unterfüllung begegnet werden. Als Werkstoff verwenden hier viele Praktiker Glasionomerezemente [107]. Bei der Beurteilung der physikalischen Eigenschaften wie Elastizitätsmodul, Härte oder Biegefestigkeit sind diese jedoch hochgefüllten Kompositen unterlegen [4]. Ebenso beweisen Untersuchungen [1, 24], dass der adhäsive Verbund von Glasionomerezement zu Dentin bzw. zu Befestigungskomposit deutlich schwächer als zwischen Komposit und Dentin bzw. Befestigungskomposit ist. Bei erhöhten Schichtstärken von Glasionomerezement kommt es zudem zu einer Herabsetzung der Härte [4], was den Einsatz als Volumenersatzmaterial problematisch erscheinen lässt.

Folgt man dem Konzept des „Total-Bondings“, das heißt, dem adhäsiven Befestigen sowohl auf Schmelz wie auf Dentin, kann man als Volumenersatz zwei potentielle Varianten unterscheiden. Man kann den gesamten Defekt einer Kavität mit Keramik ausfüllen und damit argumentieren, dass Keramik durch die höhere Schichtdicke auf diese Weise eine höhere Belastbarkeit aufweist. Man kann aber auch biomechanisch argumentieren und versuchen, Werkstoffe mit möglichst ähnlichen Eigenschaften wie Dentin als Dentinersatz bzw. wie Schmelz als Schmelzersatz zu verwenden [75]. Hinsichtlich der elastischen Eigenschaften würde somit Komposit als Dentinersatz und Keramik als Schmelzersatz dienen. Die Keramikdicke, die als Substitution für Schmelz erforderlich wäre, bewegt sich jedoch an der Grenze der meist als Mindestschichtstärke geforderten 1,5 mm für Keramik, so dass sich hier mög-

Einleitung

licherweise trotz Einhaltung der biomechanischen Schichtstruktur eine reduzierte Belastbarkeit aufgrund der zu geringen Keramikschichtdicke ergeben könnte.

Bereits 1998 konnten Moscovich et al. [98] zeigen, dass sich Komposit-Keramik-Verbundproben durch den adhäsiven Verbund zwischen Komposit und Keramik im Dreipunkt-Biegeversuch wie ein Körper verhalten, wobei mit zunehmendem Komposit- und abnehmendem Keramikanteil die Bruchkraft steigt. Erklärung hierfür mag der Versatz der Zuglastzone in den Kompositanteil sein, da hierdurch die Keramik keiner Zugbelastung ausgesetzt wird [98]. Alternativ wäre denkbar, dass aufgrund des reduzierten Keramikvolumens statistisch verteilte, rissinduzierende Volumendefekte mit geringerer Wahrscheinlichkeit vorliegen.

2. Literaturübersicht

2.1. Konzept der Biomimetik

Der Grundgedanke der Biomimetik ist das Kopieren oder Imitieren eines Vorlagemodells, welches in diesem Falle der natürliche, intakte Zahn ist. Um diesen möglichst exakt zu reproduzieren, müssen neben Aufbau eines natürlichen Zahns auch dessen Biomechanik, Funktion und, im vorliegenden Fall mit Einschränkung, Ästhetik in ihrem Zusammenspiel bekannt sein [74].

Ein elementarer Aspekt ist die Relation zwischen Festigkeit und Elastizität. Es zeigte sich in Bruchfestigkeitsexperimenten von Stokes und Hood [114, 122], dass Zähne mit festen und widerstandsfähigen Vollkronen in Relation zu plastischen oder keramischen Füllungen sehr hoch belastbar sind. Jedoch kommt es aufgrund der mangelnden Elastizität bei Versagen der Restauration häufiger zu Wurzelfrakturen, welche eine sehr aufwendige, so überhaupt mögliche, Versorgung nach sich ziehen. Es wird in Frage gestellt, ob das Erreichen einer maximalen Festigkeit sinnvoll ist. Die Elastizität eines natürlichen Zahns bietet durch die Absorption von einwirkenden Kräften einen relativen Schutz [36]. Diese Eigenschaft ist auf den Dentinkern zurückzuführen. Eine zunehmende Elastizität bedingt allerdings ab einem bestimmten Punkt eine Einschränkung in der Funktion, wenn die Struktur zu flexibel wird. Folglich ist ein festes Stützgerüst nötig, das die erforderliche Stabilität bedingt. Der natürliche Schmelzmantel erfüllt diese Anforderung aufgrund seiner Härte und Festigkeit optimal. Ziel einer Restauration muss folglich das Erreichen des von der Natur vorgegebenen Kompromisses sein, welcher dem natürlichen Zahn sowohl Festigkeit als auch Elastizität verleiht.

Ein Zahnhartgewebsverlust im Schmelzmantel wie auch im Dentinkern wirkt sich negativ auf die Biegefestigkeit von Kronen aus [77-80]. Am deutlichsten wird dies bei einer Beteiligung des Endodonts. Um die durch plastische Füllungen geschwächten / gefährdeten Zähne [12, 13, 16] zu stabilisieren, wurden die Zähne im Sinne einer „extrakoronale Festigung“ mit einer Voll- oder Teilabdeckung versorgt [26, 50, 67, 94, 95, 106]. In heutiger Zeit bietet sich durch die Adhäsionstechnik die Möglichkeit, die Krone unter optimaler Schonung der Zahnhartsubstanz wirkungsvoll zu stabilisieren (intrakoronale Festigung) [73, 84, 93].

Literaturübersicht

Um dem Anspruch der idealen Kombination aus Festigkeit und Elastizität zu entsprechen, liegt es auf der Hand, die Kavität mit unterschiedlichen Füllungsmaterialien zu versorgen. Die Biegefestigkeit eines durchschnittlichen Mikrofüller-Hybridkomposits mit 10 - 20 GPa [74] liegt im Bereich des natürlichen Dentins, welche mit 5,2 - 23 GPa [21, 115] in der Literatur angegeben wird. Demgegenüber beträgt die Biegefestigkeit von Schmelz 86 GPa [129]. Wenn der fehlende Schmelzanteil durch das Eingliedern einer Feldspatkeramik, deren Biegefestigkeit 68 GPa [58] beträgt, ersetzt wird, ist der gesamte Aufbau der Restauration bezüglich der Biegefestigkeit sehr nahe am natürlichen Zahn. Um das Konzept der Biomimetik vollständig umzusetzen, sollen die Schichtstärken der einzelnen Restaurationsbestandteile auch annähernd ihren natürlichen Vorbildern entsprechen. So ist der Keramikanteil in der Stärke des natürlichen Schmelzmantels zu gestalten, was fertigungstechnisch möglich ist.

Ein noch vorhandenes Problem stellt die Schmelz-Zement-Grenze dar. Diese ist im natürlichen Vorbild dermaßen komplex, dass sie nicht zu kopieren ist [65, 66]. Dennoch kann durch die immer bessere Adhäsionstechnik ein zunehmend stärkerer Verbund zwischen den Restaurationsmaterialien erreicht werden.

Das biomimetische Konzept steht somit nicht für das Anstreben des starrsten Zahnersatzes, sondern für eine den natürlichen Zahn wiederherstellende Versorgung entsprechend den genannten Gesichtspunkten.

Das Konzept der Biomimetik ist in der Literatur bisher allerdings ausschließlich im Frontzahnbereich beschrieben.

2.2. Unterfüllungen

2.2.1. Aufgaben

Die klassische Definition der Aufgaben einer Unterfüllung ist der primäre Verschluss der bei der Präparation der Kavität entstandenen Dentinwunde. Hierbei soll die Unterfüllung alle der Pulpa zugewandten Seiten und Flächen der Kavität bedecken [41, 64]. Sie soll ferner die Pulpa vor chemischen, bakteriellen und thermischen Reizen schützen, was ihre Biokompatibilität einschließt, eine hinreichende Festigkeit für die anzunehmende Belastung aufweisen und lösungsstabil im Milieu der Mundhöhle und gegenüber des weiteren Restaurationsmaterials sein [41, 64]. Sie dient auch zur Minimierung des Substanzverlusts im Zuge einer Neuversorgung von Defekten. Neue Restaurationen bedingen grundsätzlich größere Kavitäten [29, 89], was

speziell bei Inlayversorgungen nach Entfernung von Amalgamversorgungen durch die notwendige Beseitigung aller Unterschnitte zu einem erheblichen Verlust gesunder Zahnhartsubstanz führt [97]. Ein Ausblocken dieser Unterschnitte mittels Unterfüllung kann diesen Zahnhartsubstanzverlust beträchtlich mindern.

2.2.2. Arten

Eine sehr einfach zu applizierende Form von Unterfüllung stellt die Gruppe der Lacke und Liner dar. Nach Auftragen des Lacks verdunstet das Lösungsmittel und das Harz verbleibt. Aufgrund der hohen Löslichkeit und der toxischen Wirkung der Lösungsmittel werden sie kaum noch verwendet. Sie eignen sich auch nicht als Volumenersatz [41].

Die Gruppe der Zementunterfüllungen ist die heute am häufigsten angewandte Materialgruppe, speziell die der Glasionomerezemente [107]. Bezüglich Wärmeleitfähigkeit und Druckfestigkeit sind sie anderen Zementarten wie Phosphatzement oder Carboxylatzement überlegen [41]. Allerdings weisen Glasionomerezemente neben einer fraglichen Biokompatibilität [25, 121] keinen starken Adhäsivverbund mit keramischen Werkstoffen auf [24]. Unvorteilhaft ist auch das Abriebverhalten sowie die Mikrohärtigkeit [85].

Die Komposite sind den Zementen in Oberflächenhärte, Elastizitätsmodul und Flexibilität teils deutlich überlegen und ihr adhäsiver Verbund sowohl zu Zahnhartsubstanz wie auch zu Keramik ist wesentlich besser [4]. Ein Volumenersatz zum Ausblocken von Unterschnitten ist durch die mechanische Stabilität als erprobtes, definitives Füllungsmaterial ohnehin gegeben [23, 76]. Untersuchungen von Moscovich et al. [98] lassen sogar vermuten, dass die Festigkeit einer Keramikrestauration mit Kompositunterfüllung höher ist als ohne Unterfüllung.

Zur Kombination der Vorteile von Glasionomerezementen und Kompositen wurden Komposmere entwickelt, welche allerdings nicht die Eigenschaften der Komposite erreichten [4].

2.3. Dentalkeramik

Die Dentalkeramik stellt eine große Gruppe von anorganischen, nichtmetallischen Werkstoffen innerhalb der Zahnheilkunde dar. Deren Verwendung in Form von Inlays ist seit fast 100 Jahren bekannt. Einen der ersten dokumentierten Anwender von Keramik in der Zahnmedizin war Nicolas Dubois de Chemant (1753 -1824). Jedoch konnte sich der routinemäßige Einsatz aufgrund der bekannten Probleme wie Frakturgefahr und Zementauswaschung nicht durchsetzen.

Literaturübersicht

zen. Erst durch die Entwicklung der Adhäsivtechnik konnten funktionell ausreichend haltbare Keramikinlays eingegliedert werden.

Die gebräuchlichste Einteilung der Dentalkeramiken in drei Hauptgruppen umfasst die Silikatkeramik, die Infiltrationskeramik und die Oxidkeramik. Die Silikatkeramiken bestehen aus drei Ausgangsstoffen, den natürlich vorkommenden Mineralien Feldspat, Quarz und Kaolin [87]. In Abhängigkeit von deren Mischungsverhältnis und Temperaturführung beim Brennen lassen sich unterschiedliche Keramiken herstellen, wie Gläser, Porzellan und Steinzeug. Sie besitzen exzellente optische Eigenschaften, sind jedoch aufgrund einer relativ geringen Festigkeit nur für konservierende Versorgungen einsetzbar.

Die Infiltrationskeramiken sind in ihrer Festigkeit durch die Einlagerung von Lanthanglas in den Keramikporen deutlich gesteigert. Allerdings ist eine optische Verblendung mit Aufbrennkeramik im Nachgang erforderlich.

Die Oxidkeramiken sind einfache Oxide wie Aluminiumoxid, Titanoxid oder Zirkonoxid sowie komplexe Oxide wie Spinelle oder Ferrite. Aufgrund der mangelnden Transparenz und Transluzenz werden auch diese Keramiken nur als Gerüstmaterial verwendet, welches im Nachgang verblendet wird. Die enorme Festigkeit dieser Keramiken erlaubt allerdings eine konventionelle Befestigung [69].

2.3.1. Silikatkeramik

Silikatkeramiken werden üblicherweise weiter in die Feldspatkeramiken und die Glaskeramiken unterteilt.

2.3.1.1. Feldspatkeramik

Die Hauptbestandteile der Feldspatkeramik sind mit 60 - 80% Anteil Feldspat, 15 - 35% Quarz sowie 0 - 5% Kaolin [28, 82, 123]. Das aus den gleichen Bestandteilen aufgebaute Porzellan unterscheidet sich durch einen größeren Anteil Kaolin und weniger Feldspat. Feldspat ist ein Mischkristallsystem, welches Großteils aus Kalifeldspat, Natronfeldspat und Kalkfeldspat besteht [110, 123]. Der wichtigste Bestandteil ist Kalifeldspat, der in der Schmelzphase Leuzitkristalle ausbildet, welche die Viskosität der Masse während des Brennvorgangs durch die kristalline Struktur erhöhen und ein Zerfließen verhindern. Die Leuzitkristalle bewirken ebenso eine größere Festigkeit der Keramik [28, 82]. Sie begründen die Gruppe der leuzitverstärkten Silikatkeramiken.

Quarz ist ein häufig vorkommendes kristallines Mineral. Die sieben Modifikationen α - und β -Quarz, α -, β - und γ -Tridymit sowie α - und β -Cristobalit werden unterschieden [47]. Deren Hauptaufgabe ist die Reduktion der Volumenschrumpfung während des Brandes durch die thermische Expansion [110].

Kaolin, chemisch ein Aluminiumsilikat, erhöht die Formbarkeit und die Plastizität der Keramikmasse [47]. In der Feldspatkeramik ist Kaolin nicht zwingend notwendig.

Neben diesen Hauptbestandteilen enthält die Keramik noch etliche weitere Zusätze wie Flussmittel oder Metalloxide oder -salze als Farbzusätze [110]. Durch Zusätze von Glimmer, Leuzit und Hydroxylapatit kann die Bruchfestigkeit weiter gesteigert werden [81].

Eine gängige Methode der Verarbeitung ist das Sintern. Die Keramik wird hierbei zu sogenannten „Fritten“ gebrannt und anschließend gemahlen. Dieses Keramikpulver wird mit destilliertem Wasser zu einer plastischen Masse vermischt und von Hand auf ein Stumpfduplikat geschichtet [82, 111]. Durch den Brand im Vakuumofen wird die Keramik möglichst porenfrei gesintert, wobei sie allerdings um 20 - 35% schrumpft. Durch spezielle Schichttechniken und mehrere, aufeinander abgestimmte Brände muss die Schrumpfung ausgeglichen werden. Die Zahl der Brände ist so niedrig als möglich zu halten, um einem unkontrollierten Kristallwachstum vorzubeugen. Bei industrieller Herstellung von Keramikrohlängen zur subtraktiven Restaurationserstellung fallen diese Nachteile weg.

2.3.1.2. Glaskeramik

Die Glaskeramik gehört im Gegensatz zur Feldspatkeramik zur Gruppe der Gläser und weist somit im Ausgangszustand eine anamorphe Struktur auf. Erst durch die Zugabe von Kristallisationskeimen kommt es zu einer gesteuerten, partiellen Kristallisation [52]. Die mechanischen Eigenschaften der Glaskeramik hängen erheblich von der Art und Anzahl der Kristallisationskeime und deren homogenen Verteilung innerhalb der Schmelze ab und können so in weiten Grenzen variiert werden [28]. Die hohe Transluzenz der Glaskeramik bedingt den sogenannten Chamäleon-Effekt, eine Anpassung an die Umgebungsfarbe, wodurch die Restauration sich farblich sehr gut in die vorhandene Zahnreihe integrieren lässt [56, 86].

Haupteinsatzgebiet der Glaskeramiken ist das Guss- oder Pressverfahren nach der „Lost-Wax“-Technik. Ein durch Ausbrennen eines eingebetteten Wachsmodells entstandener Hohlraum in einer getemperten Gussmuffel wird mit thermisch plastifizierter Glaskeramik gefüllt

[6]. Das bekannteste Pressverfahren stellt das IPS-Empress-System (Fa. Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) dar. Die bereits vorgefertigte Keramikmasse weist eine optimierte Verteilung und Korngröße der Leuzitkristalle auf, was gute mechanische Festigkeit und Ästhetik in Form von Opazität gewährt [48]. Der Keramikrohling wird auf 1080°C erhitzt und pneumatisch in den ausgebrannten Hohlraum gepresst. Der entstandene Restaurationsrohling kann anschließend entweder mit Keramikmassen verblendet oder durch Oberflächenbemalung individualisiert werden [6, 123]. Aufgrund der nicht überragenden Festigkeit der Silikatkeramiken sollte die Eingliederung nur adhäsiv erfolgen, da durch den kraftschlüssigen und dauerhaften Verbund eine erhebliche Erhöhung der Belastbarkeit erreicht werden kann [56].

2.3.2. Oxidkeramik

Oxidkeramiken sind Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Sie werden mit unedlen Metallen gebildet, wodurch ihre Oxidationspotentiale hoch und die Oxide chemisch sehr stabil sind. Da sich die Oxidkeramiken jedoch nicht konditionieren und somit nicht adäquat adhäsiv eingliedern lassen, ist eine oxidkeramische Restauration auf makromechanische Verankerungsmethoden angewiesen. Der hierfür zusätzlich notwendige Substanzverlust steht der Substanzschonung entgegen und schließt die Oxidkeramik trotz guter mechanischer Eigenschaften für diese Studie aus.

2.4. Cerec-System

2.4.1. CAD / CAM und Kopierschleifsysteme

Das Cerec-System gehört zur Gruppe der CAD / CAM und Kopierschleifsysteme. Ziel dieser Systeme ist die Optimierung der Festigkeit und Zuverlässigkeit außerhalb der Mundhöhle gefertigter Restaurationen. Die Herstellung gliedert sich in drei Teilbereiche: Die Datenaquisition mittels Kamera oder Tastfinger, die virtuelle, computergestützte Konstruktion (CAD = Computer Aided Design) sowie die maschinelle Herstellung der Restauration (CAM = Computer Aided Manufacturing). Um humanoid bedingte Fehler möglichst zu vermeiden, wird ein hoher Automatisierungsgrad des Arbeitsablaufs angestrebt. Idealerweise läuft der komplette Erstellungsvorgang von der Datenerfassung bis zur fertigen Restauration automatisch ab [88]. Der grundlegende Unterschied zu anderen Herstellungsverfahren ist die subtraktive Herstellung aus vorgefertigten, hochwertigen Keramikrohlingen, welche eine weitestgehend fehler-

freie Gefügestruktur besitzen. Die industriellen, standardisierten Herstellungsbedingungen garantieren dabei ein gleichbleibend hohes Qualitätsniveau [61, 116] der Keramik. Aus diesen Keramikblöcken wird die gewünschte Form respektive Restauration maschinell herausgearbeitet [44].

2.4.2. System und Funktionsweise

Das Cerec-System, von Professor Möhrmann entwickelt, wurde 1985 vorgestellt und ist momentan das bekannteste und meistverwendete CAD / CAM-System für Zahnrestorationen [88]. Nach der Markteinführung 1989 wurde das System mehrfach weiterentwickelt bis zur Version Cerec3 3D im Januar 2003. Es umfasst in der hier verwendeten Konfiguration eine Aufnahmeeinheit in Form einer Intraoral-Kamera, eine Datenverarbeitungseinheit mit Monitor, Folientastatur und Trackball sowie eine über W-LAN (Wireless Lokal Area Network) angebundenen Schleifeinheit mit elektrisch angetriebenen diamantierten Schleifzylinder und -konus [120].

Der zur Versorgung mittels Inlay oder Krone fertig präparierte Zahn wird direkt im Mund des Patienten durch die Intraoral-Kamera vermessen und das Bild in Echtzeit auf dem Monitor dargestellt. Die Tiefenerfassung erfolgt nach dem Prinzip der aktiven Triangulation. Hierbei wird die Kavität aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen Richtung mit bekanntem Winkel beobachtet. Die Beleuchtung erfolgt in einem Linienmuster, aus dessen Verzerrung in Abhängigkeit der Tiefe die 3. Dimension der Aufnahme errechnet wird. Die erstellten Aufnahmen dienen zur Errechnung eines virtuellen, dreidimensionalen Modells des präparierten Zahns in der Datenverarbeitungseinheit. Anschließend erfolgt die ebenfalls virtuelle, computergestützte Konstruktion der Restauration (CAD). Nach Abschluss der Konstruktion wird die Restauration in der Schleifeinheit aus einem Keramikrohling geschliffen [44].

Die Cerec Software Cerec3 3D bietet mehrere Konstruktionsoptionen betreffend den Restaurationstyp wie die Kauflächengestaltung an. Die aktuell verfügbaren Restaurationstypen sind gemäß Software V2.11: „Inlay / Onlay / Teilkronen“, „okklusales Inlay“, „Veneer“ und „Krone“. Die Auswahl eines Restaurationstyps ermöglicht eine weitgehend automatisierte Konstruktion durch speziell auf diese Typen zugeschnittene Arbeitsschritte. Die Kauflächengestaltung der Restauration kann entweder anhand einer „Zahndatenbank“ oder mittels „Korrelation“ erstellt werden. Die Option „Zahndatenbank“ ist die Standardkonfiguration und bietet sich bei nicht intakter Okklusalmorphologie des Ausgangszahns an. Hierbei wird die Kau-

fläche aus gekrümmten Dreiecksflächen aufgebaut, deren Morphologie sich an gespeicherten Zahnformen der Datenbank und der Nachbarzähne orientiert. Die Auswahl „Korrelation“ ermöglicht die Restauration nach tatsächlich vorhandenen Kauflächen zu gestalten. Die erste Aufnahme ist der optische Abdruck der vorhandenen Okklusalfäche vor der Präparation, die zweite Aufnahme bildet die Präparation ab. Somit ist eine weitgehend identische Okklusalmorphologie zum Ausgangszahn möglich.

2.4.3. Güte der Restauration

Ein wichtiges Kriterium für die Güte der Restauration ist die Passgenauigkeit. Da die Zementfuge eine Schwachstelle der Keramikversorgung darstellt, in welcher es zu ausgeprägten Ab-
rasionen kommen kann [46, 109], ist eine möglichst passgenaue Restauration mit minimaler Zementfuge erstrebenswert. Im Laufe der Entwicklung des Cerec-Systems ist folglich die Passgenauigkeit kontinuierlich verbessert worden. So lag die Passung einer mit Cerec I erstellten Restauration im Bereich von 80 - 190 μm [9, 43, 96, 112]. Das Cerec II System erreicht hingegen Passungen, die sich im Bereich von 50 - 75 μm befinden [10, 102, 117]. Zur weiteren Optimierung der Randspalten ist eine Rücksichtnahme auf systemimmanente Gegebenheiten sinnvoll.

So kann es im Zuge der Triangulation speziell in tiefen Kavitäten oder approximalen Kästen zu Verschattungen kommen, welche die Passung beeinträchtigen. Mehrere Aufnahmen können die Präzision der Abtastung erhöhen und die Passung verbessern [55]. Um eine homogene Oberfläche mit definiertem Reflexionsverhalten zu erhalten, wird die Restauration trockengelegt und mit einer Puderschicht beschickt [44]. Diese Schicht von 20 - 40 μm kann allerdings speziell bei übermäßigem Auftrag zu Passungenauigkeiten führen [44, 116], die bis zu 600 μm erreichen können [109]. Für eine optimale Primärpassung ist weiterhin eine einfache, geradlinige Inlaypräparation mit abgerundeten approximalen Kästen empfehlenswert [43, 102].

Die Haltbarkeit der CAD / CAM Inlays in vivo ist nach heutigem Wissensstand den Restaurationen aus konventioneller Fertigung mindestens ebenbürtig. So zeigt sich in einer Studie von Otto und De Nisco [101] eine Überlebenswahrscheinlichkeit von über 90% bezogen auf eine Tragedauer von 10 Jahren. Ein ähnliches Ergebnis mit etwa 85% Erfolgswahrscheinlichkeit erbringt die Arbeit von Reiss und Walter [108], die einen Beobachtungszeitraum von 11,8 Jahren aufweist.

2.5. Oberflächenbehandlung

Die Oberfläche von fertig geschliffenen Keramikinlays bedingt aus ästhetischer und vor allem funktionaler Sicht eine weitere Behandlung. Die Rauigkeit der Okklusal- und Approximalflächen ist wegen der abrasiven Wirkung zum Schutz der Antagonisten und der Nachbarzähne zu minimieren [92, 105]. Weiterhin wird die Retention von Plaque an der Restauration deutlich verringert [2, 17]. Die Zielsetzung der Oberflächenbehandlung ist das Erreichen einer möglichst geringen Oberflächenrauigkeit und einer maximalen Festigkeit der Restauration [14, 35, 125]. Hierfür gibt es zwei Ansatzpunkte, Politur und Glasur.

2.5.1. Politur

Unter Politur versteht man eine abrasive Bearbeitung der Oberfläche zur Verminderung der Rauigkeit. Durch den schonenden Abtrag mittels stetig feineren Schleif- und Poliermitteln werden zunehmend kleinere Riefen und Rauigkeiten reduziert und auch oberflächliche Defekte entfernt. Hierbei sollten möglichst keine neuen Defekte induziert werden. Die Politur kann mit Polierkörpern, in welchen feines Abrasivmaterial in einer Trägersubstanz gebunden ist, oder mittels Polierpasten erfolgen. Als Abrasivmaterial bieten sich aufgrund der Härte feinkörnige Industriediamanten an. Da oberflächliche Defekte als Ausgangspunkte für überkritisches Risswachstum gelten, kann mittels einer sorgfältigen Politur die Festigkeit einer Keramik um bis zu 20% gesteigert werden [35, 51]. Diese Steigerung der Festigkeit lässt sich auch auf die mittels CAD / CAM erstellten Restaurationen übertragen [31].

2.5.2. Glasur

Neben den bereits erwähnten Vorteilen einer geschlossenen Oberfläche bewirkt eine Glasur eine Druckspannung in der randnahen Zone der Keramik. Da der Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasurkeramik einen niedrigeren Wert als die darunterliegende Keramik aufweist, entsteht in der oberflächennahen Keramik eine Druckzone, welche einem Risswachstum entgegenwirkt [49]. Dieser Mechanismus zur Unterdrückung von Risswachstum führt zu einer weiteren Festigkeitssteigerung der Keramik [71, 124].

2.6. Eingliederung

Die zentrale Anforderung an den Zement ist eine stabile und dauerhafte Verbindung zwischen Zahn und Restauration zu schaffen. Zu Berücksichtigen gilt es ferner die Ästhetik und Formstabilität der Zementfuge. Die Art der Befestigung hat dabei auch erheblichen Einfluss auf die Lebensdauer der Restauration.

2.6.1. Nichtadhäsive Befestigung

Die bei der Eingliederung nichtadhäsiver Restaurationen verwendeten konventionellen Zemente wie Zinkoxidphosphatzemente, Polycarboxylatzemente und Glasionomerezemente erreichen bei keramischen Restaurationen nicht die nötigen mechanischen Eigenschaften [19, 22]. Auf Grund diverser weiterer Nachteile wie Micro-Leakage [128], Löslichkeit und Retentionsverlust [18] gelten die nichtadhäsiven Zemente für die Eingliederung von vollkeramischen Inlays als obsolet.

2.6.2. Adhäsive Befestigung

Die adhäsive Eingliederung von keramischen Inlays mittels Kompositzementen gilt heute als Standard und ermöglicht langlebige und randdichte Restaurationen mit optimaler Ästhetik [19, 22]. Eine aufwendige, speziell auf die entsprechende Oberfläche abgestimmte Konditionierung ist hierbei ein sine qua non.

Die Konditionierung der gereinigten Kavität erfolgt gemäß der Säure-Ätz-Technik. Durch das Ätzen der Schmelzoberfläche mit 30 - 40%iger Phosphorsäure für einen Zeitraum von 60 s entsteht durch differente Löslichkeit der Prismenzentren zu den Prismenrändern ein charakteristisches Ätzmuster. Hieraus ergibt sich eine stark vergrößerte, retentive Oberfläche, welche die mikromechanische Haftung mittels eines Adhäsivs verbessert. Die erzielbare Verbundkraft entspricht mit 13 - 20 MPa etwa der Eigenfestigkeit des Schmelzes [59, 72].

Durch das Total-Etch Verfahren wird gleichzeitig auch die Dentinoberfläche geätzt. Einen Haftverbund mit Dentin zu etablieren ist allerdings durch zwei Faktoren erschwert. Durch die rotierende Bearbeitung von Dentin entsteht eine „Smearlayer“ aus organischen und anorganischen Dentinbestandteilen, welche sich in der Praxis nicht entfernen lässt [62]. Weiterhin fließt der hydrophobe Kunststoff schlecht an das relativ feuchte und somit hydrophile Dentin an. Deshalb wird die Dentinoberfläche mit einem Primer beschickt, welcher die Smearlayer

imprägniert und durch amphiphile Moleküle die organischen Fasern für ein verbessertes Anfließen des Dentinadhäsivs vorbereitet [100]. Die so modifizierte Smearlayer wird folglich in den Haftverbund integriert [99]. Die Steigerung der Haftkraft beruht dabei auf chemischen und mikromechanischen Haftmechanismen [57, 91].

Die Keramik zeigt, analog Dentin, hydrophile Eigenschaften. Deshalb wird auch hier ein Vermittleragenz in Form von Silanen eingesetzt. Diese Moleküle besitzen einen hydrophilen Anteil, der eine chemische Bindung an die Keramik ermöglicht. Gleichzeitig verbindet sich der hydrophobe Teil des Silanmoleküls mit der organischen Phase des Kompositzements [33]. Der resultierende chemische Verbund erhöht die Haftkraft zwischen Keramik und Komposit beträchtlich [3, 22, 113]. Zur Vergrößerung der aktiven Oberfläche der Keramik und somit zu einer weiteren Steigerung der Haftkraft wird auch diese Oberfläche geätzt. Um ein hinreichend ausgeprägtes Ätzmuster zu erhalten, sollte die Keramik, je nach Typ, etwa 60 s mit einer 3 - 5%igen Flusssäure konditioniert werden [44, 59]. Die erzielten Haftkräfte sind etwa auf dem Niveau der Kohäsion der Kompositzemente [59].

Eine Konditionierung der Kompositoberfläche empfiehlt sich auf Grund der häufig gegebenen Notwendigkeit der rotierenden Bearbeitung der Kompositunterfüllung zur Schaffung einer geeigneten Kavitätenform. Die zum weiteren chemischen Verbund notwendige Sauerstoffinhibitionsschicht wird dadurch entfernt. Ferner findet eine Kontamination der Kompositoberfläche durch die zur Vermessung notwendige Puderschicht statt. Die schon mechanisch aufgeraute Oberfläche wird mit 30 - 40%iger Phosphorsäure für einen Zeitraum von 60 s geätzt und gebondet, was zu einer chemischen Haftung führt. Die Haftkraft erreicht allerdings nicht die Werte der Kohäsion des Komposits [59].

Die bei adhäsiver Befestigung verwendeten Kompositzemente basieren auf konventionellen Kompositen, welche in der konservierenden Zahnheilkunde Anwendung finden. Als solche bestehen sie aus einer organischen Matrix, in welche anorganische, meist keramische, Füllkörper eingelagert sind. Ein Kopplungsagenz führt zu einer besseren Bindung der beiden Komponenten. Die organische Matrix besteht aus Dimethacrylaten wie Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) [7]. Diese enthält zahlreiche Doppelbindungen, welche bei Polymerisation zu einer dreidimensionalen Vernetzung unter Einschluss der Füllkörper führen. Die Polymerisation durch Initiatoren und Co-Initiatoren kann auf unterschiedlichen Wegen erfolgen. Durch Vermischen zweier Komponenten wird die Reaktion chemisch gestartet (selbsthärtend), mittels kurzwelligem Lichts (lichthärtend) oder durch eine Kombination (du-

alhärtend). Da ein ausreichender Umsatz des Monomers unter der Keramik lichthärtend mit hinreichender Sicherheit nur schwer zu erzielen ist [42, 44], empfiehlt sich der Einsatz von chemisch härtenden Kompositzementen [45].

2.7. Festigkeitsbestimmung

Die hervorstechendsten Eigenschaften der Keramik sind die große Härte und ihre Beständigkeit gegenüber thermischen und chemischen Einflüssen, was auf die starke Atombindung zurückzuführen ist. Die nicht vorhandenen Fließeffekte und Wanderungen in der Gitterstruktur, welche z.B. Metalle zeigen, verhindern allerdings eine „Selbstheilung“ der Gitterstruktur bei Fehlerstellen [53], was eine Sprödigkeit der Keramik zur Folge hat. Die mechanische Festigkeit, welche den mechanischen Widerstand eines Werkstoffs gegen eine plastische Verformung beschreibt, hängt entscheidend von der Anzahl und Verteilung von Oberflächen- und Volumenfehlern im Gefüge ab, die im Zuge der Herstellung induziert wurden. Solche Fehler können Risse, Poren oder Einschlüsse sein, die als Ausgangspunkt einer Fraktur angesehen werden.

2.7.1. Festigkeitseigenschaften

Zur Festigkeitsbestimmung einer Keramik werden hauptsächlich vier Kenngrößen betrachtet, wobei Restaurationen in vivo durch Druck-, Zug- und Biegefestigkeit belastet werden [119]. Die vierte Kenngröße ist das Elastizitätsmodul.

2.7.1.1. Druckfestigkeit

Die Druckfestigkeit bezeichnet das Verhältnis der erreichten Bruchkraft zur Fläche des Testkörpers. Der Keramikkörper wird bis zum strukturellen Versagen progressiv vertikal belastet, wobei unter anderem die Geschwindigkeit der Lastzunahme das Ergebnis beeinflusst [20].

2.7.1.2. Zugfestigkeit

Die Zugfestigkeit ist analog der Druckfestigkeit die maximale Zugkraft welche ein Keramikkörper einer bestimmten Querschnittfläche aushält. Da sie in der Praxis schwer zu ermitteln ist, wird sie meist indirekt über die Biegefestigkeit ermittelt.

2.7.1.3. Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit wird meist mit einem horizontal liegenden Prüfkörper ermittelt, wobei die Prüflast zwischen zwei oder mehr Stützpunkten eingeleitet wird. Dabei lässt sich die Keramik in eine obere Druckzone (in welcher die Lasteinleitung erfolgt) und eine Zugzone (auf welcher der Prüfkörper aufliegt) einteilen [98]. Für die Testumsetzung gibt es unterschiedliche Versuchsaufbauten zu differenzieren, wie die 3-Punkt-Biegeprüfung, die 4-Punkt-Biegeprüfung oder die Doppelring-Biegeprüfung [37], welche alle zu unterschiedlichen Zugverteilungen führen. Bei keramischen Materialien geht der kritische Defekt gewöhnlich von der Zugzone aus [20].

2.7.2. Subkritische zyklische Belastung

Jede Keramik enthält fertigungsbedingte Fremdkörpereinschlüsse, Mikrorisse oder Poren. Da sich an diesen Fehlerstellen Spannungen in der Keramik fokussieren, können von dort aus weitere Risse entstehen. Durch den Spannungsfokus geschieht dies bereits bei Belastungen weit unterhalb der nominalen Belastbarkeit und führt zu einem Wachstum des Risses. Dies nennt man subkritisches Risswachstum. Nach einer hinreichend großen Zahl wiederholter Belastung wird es zum Bruch kommen, dem sogenannten Ermüdungsbruch [5, 44, 70, 131]. Es gibt mehrere Verfahren, das Ermüdungsverhalten zu bestimmen, wie die Wöhler-, die Staircase- oder die Ermüdungs-Vorlast-Methode. Obwohl die Wöhler- wie die Staircase-Methode genaue Ergebnisse liefern [83], sind sie relativ aufwendig, da die Proben bis zum Versagen getestet werden [8, 27]. Die Ermüdungs-Vorlast-Methode hingegen basiert auf der Theorie, dass sich durch das subkritisches Risswachstum infolge einer zyklischen Belastung auch die tatsächliche Bruchbelastung reduziert [132]. Eine nicht zyklisch vorbelastete Vergleichsgruppe sollte höhere Bruchlasten aufweisen.

2.7.3. Methodik von Belastungsprüfungen

Zur Bestimmung der Festigkeit bieten sich destruktive und non-destruktive Testverfahren an. Mittels induktiver Längenmessstreifen kann die quantitative Verformung einzelner Höcker oder der ganzen Krone bei einer vorher festgelegten Last ermittelt werden [39, 68]. Die exakte Frakturlast ist jedoch nur destruktiv ermittelbar. Der restaurativ versorgte Zahn wird in einer Universalprüfmaschine bis zur Fraktur progressiv belastet [11, 126]. Zur Lasteinleitung

Literaturübersicht

kann eine Vielzahl von Stempeln Verwendung finden, was die Ergebnisse nur sehr begrenzt vergleichbar macht. Die am häufigsten angewandte Methode scheint die Lasteinleitung zentral über eine Stahlkugel zu sein [11, 126], weshalb sie auch im Zuge dieser Untersuchung Verwendung findet.

3. Fragestellung

Keramikinlays stellen häufig Folgeversorgungen von vorangegangenen Füllungsmaßnahmen mit Amalgam, Kompositen oder Kompomeren dar. Hier steht der Zahnarzt vor der Frage, ob er die meist unter sich gehende Kavität vollständig mit Keramik füllen soll mit dem angestrebten Ziel maximaler Stabilität der Restauration, aber mit erhöhtem Verlust von Zahnhartsubstanz, oder ob eine Kavitätenkorrektur mit einer Unterfüllung anzustreben ist.

Untersuchungen haben gezeigt, dass Zemente hierfür ungeeignet sind [19, 22, 60, 90], da kein hinreichender Verbund von Zement und Keramik zu erreichen ist.

Die Verwendung von Kompositen zur Kavitätenkorrektur könnte aus zwei Gesichtspunkten erfolgversprechend sein. Einerseits ist ein sehr guter Verbund von Komposit und Keramik zu erreichen, was zudem zu einer Steigerung der Bruchfestigkeit der Keramik führt [98], andererseits könnte das Prinzip der Biomimetik erfüllt werden. Hierbei würde Komposit die elastischen Eigenschaften des Dentins übernehmen, Keramik jene von Schmelz.

Die Frage, ob eine solche Kombination aus Keramik und Komposit tatsächlich Stabilitätsvorteile gegenüber einer vollkeramischen Kavitätenversorgung bringt, ist Ziel der hier vorliegenden Studie.

Im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung soll die Frage geklärt werden, erlaubt der biomimetische Ansatz der Kavitätenversorgung eine höhere Belastbarkeit der Füllung respektive des Gesamtzahns gegenüber der vollkeramischen Variante und wie verhalten sich beide Füllungsformen im Falle einer Überlastung des Systems.

4. Material und Methode

Für diese Studie wurden 120 extrahierte, intakte Molaren verwendet, deren klinische Kronen eine maximale geometrische Abweichung von 5% aufwiesen. Mit Hilfe eines randomisierten Auswahlverfahrens wurden die Molaren in drei gleich große Gruppen je 40 Molaren aufgeteilt. Die resultierenden Gruppen wurden mit den Bezeichnungen B für biomimetische, bzw. K für vollkeramische Inlays bezeichnet.

Um Vergleichswerte der Bruchfestigkeit einer reduzierten Keramikschiicht unbeeinflusst von einer Kompositunterfüllung zu erhalten, wurde eine dritte Gruppe sogenannter Kauflächenveneers etabliert. Diese Gruppe erhielt die Bezeichnung V für Veneers.

4.1. Herstellung der Proben

4.1.1. Präparation der Molaren

4.1.1.1. Biomimetische und vollkeramische Inlays

Für die Gruppen B und K wurden in 80 Molaren mit rotierenden, feinkörnigen Diamantschleifkörpern (Korngröße 40 µm) mod-Kavitäten zur Aufnahme von Keramikinlays geschliffen. Verwendung fanden Zylinder und Teilkoni der Größen 10, 14, 18 mit abgerundeten Kanten. Die resultierenden Kavitäten umfassten jeweils zwei proximale Extensionen an den mesialen und distalen Approximalflächen sowie einen verbindenden Isthmus. Die Ausdehnung betrug 3 mm in der Breite am Isthmus sowie 1,8 mm in der Tiefe ab Fissur, respektive 3 mm Tiefe ab Isthmusrand. Die Stufe zwischen Isthmus und proximalen Extensionen betrug 1 mm, der Öffnungswinkel der Extensionen an den Flanken nach oral respektive bukkal in der Horizontalen entsprach 45°.

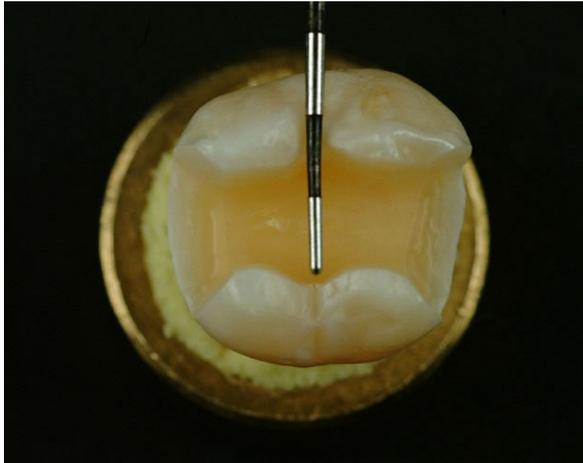


Abb. 4-1: Ausdehnung der Präparation von okklusal. Der polierte Teil der PA-Sonde entspricht 3 mm.

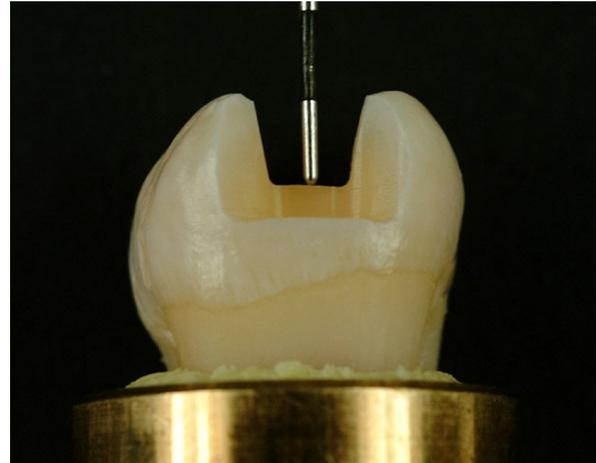


Abb. 4-2: Ausdehnung der Präparation von approximal.

4.1.1.2. Kauflächenveneers

Ziel dieser Gruppe V war eine Versorgung des intakten Schmelzmantels der Okklusionsfläche mit einer Keramikaufgabe analoger Schichtstärke der biomimetischen Inlays. Die 40 zur Aufnahme der Kauflächenveneers vorgesehenen Molaren wurden aufgrund der Notwendigkeit einer vollständigen Schmelzschicht nicht präpariert und deshalb direkt der Vorbereitung für die Restaurationsherstellung zugeführt.

4.1.2. Vorbehandlung der Molaren

4.1.2.1. Biomimetische Inlays

In Gruppe B erfolgte die Ätzung der in der Kavität angeschnittenen Dentinflächen mit 37%iger Vivadent Total Etch® Phosphorsäure für 20 s. Nach gründlichem Absprühen des Ätzgels mit Wasser und einer mäßigen Trocknung mit Druckluft wurden die Dentinflächen zur Erzielung eines adhäsiven Verbunds mit dem Dentinadhäsiv Vivadent Syntac Classic® vorbehandelt. Syntac Primer® wurde mit einem weichen Einmalpinsel aufgetragen und nach 15 s Einwirkzeit der Überschuss verblasen. Analog erfolgte der Auftrag des Syntac Adhäsivs®. Schließlich wurde Heliobond® appliziert, mit Hilfe von Druckluft zu einer dünnen Schicht verblasen und 20 s mittels einer Kulzer Translux CL® Polymerisationslampe polymerisiert. In die so vorbereiteten Kavitäten wurde eine 1,5 mm dicke Kompositschicht 3M-Espe

Material und Methode

Filtek Z250® A3 unter Verwendung mehrerer Inkremente eingebracht und jeweils 40 s polymerisiert. Die Kompositenschicht erstreckte sich auf dem Istmusboden sowie die pulpanahen Areale der approximalen Extensionen. Diese Unterfüllung wurde anschließend mit Diamantschleifkörpern geglättet und auf eine einheitliche Schichtstärke von 1 mm reduziert.

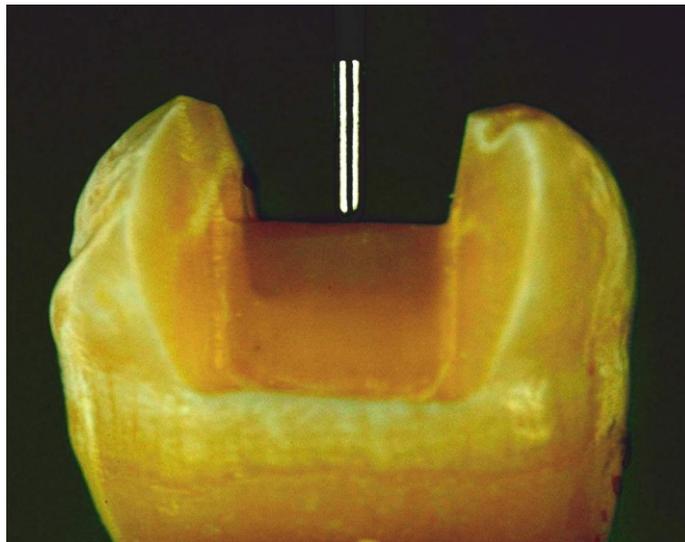


Abb. 4-3: Kompositunterfüllung im Isthmus; der polierte Teil der PA-Sonde entspricht 3 mm.

4.1.2.2. Vollkeramische Inlays und Kauflächenveneers

Die Molaren in Gruppe K erhielten keine Kompositunterfüllung und wurden daher nach der Präparation zusammen mit Gruppe V direkt der Restaurationsherstellung zugeführt.

4.1.3. Konstruktion und Herstellung der CEREC Inlays / Veneers

Da die Herstellung aller Inlays durch das Sirona CEREC® Schleifsystem erfolgte, wurden die Zähne mittels der CEREC-Kamera optisch vermessen. Die Konstruktion der Restaurationen erfolgte nach den Vorgaben des Sirona CEREC 3D Programms V2.11 unter Verwendung der Konstruktionsverfahren „Zahndatenbank“ und „Korrelation“. Um ein problemloses Errechnen der Restauration zu ermöglichen, war es notwendig, approximal des zu restaurierenden Molaren weitere Zähne zu positionieren um einen natürlichen Zahnbogen zu simulieren. Zu diesem Zweck wurde aus weißem Fuji-Rock® Gips ein Pindex-Modell eines Frasaco® Unterkiefers hergestellt, welches anstatt des Zahns 46 eine herausnehmbare alveoläre Vertiefung umfasste.

In jener wurden die zu vermessenden Zähne mit Optosil® fixiert und in den Zahnbogen integriert. Durch die divergierenden Wurzeln der überwiegenden Anzahl der Molaren war ein horizontales Abtrennen der Wurzeln unumgänglich, angesichts der späteren Montage auf Probenträgern aber ohnehin notwendig. Die Trennung der Wurzeln erfolgte etwa 3 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze. Hierzu wurden die Molaren horizontal mittels Kerr Impression Compound® (rot) auf ein Plexiglasplättchen montiert und mit dem vertikal stehenden Sägeblatt einer Buehler Isomed Low speed saw® getrennt.

Nach erfolgter Fixation der präparierten Molaren im Gipsmodell wurden diese und die Nachbarzähne dünn mit Vita CEREC Liquid® befeuchtet und mit Druckluft verblasen. Anschließend erfolgte der Auftrag einer gleichmäßig dünnen Schicht Vita CEREC Powder®.

4.1.3.1. Biomimetische und vollkeramische Inlays

Die Konstruktion der biomimetischen und vollkeramischen Restaurationen mittels CEREC erfolgte unter der Software V2.11. Die Restaurationen wurden unter der Rubrik „Inlay, Onlay, Teilkrone“ erstellt, wobei das Konstruktionsverfahren „Zahndatenbank“ verwendet wurde. Die Molaren wurden gemäß ihrem Herkunftsquadranten bezeichnet, um eine möglichst korrekte Wiederherstellung der Anatomie zu gewährleisten. Dies war nötig, um Formartefakte zu verhindern, da diese zu fehlorientierten Kraftvektoren in den Restaurationen führen und so unrealistisches Bruchverhalten bedingen könnten. Anschließend erfolgte die optische Vermessung mittels der CEREC-Kamera. Da die 3D-Software die Möglichkeit des Zusammensetzens mehrerer Aufnahmen gestattet, wurden je Restauration drei Aufnahmen angefertigt. Die erste Aufnahme entsprach der Einschubrichtung, die folgenden wurden nach mesial sowie distal gewinkelt um eine optimale Abtastung der Approximalflächen zu gestatten.

Nach Errechnen der Ausgangssituation wurde das virtuelle Modell entsprechend dem vorgegebenen Procedere des CEREC-Systems getrimmt und der Präparationsrand eingezeichnet. Die daraufhin berechnete Restauration wurde am Bildschirm virtuell auf Passung und anatomisch korrekte Formgebung kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Im Zuge dessen wurde die Zentralfissur unter Anzeigepunkt „Fissurhöhe“ in der Gruppe B (biomimetische Restaurationen) auf 0,8 mm ($\pm 0,04$), in Gruppe K (vollkeramischen Restaurationen) auf 1,8 mm ($\pm 0,04$) vereinheitlicht. Nach Kontrolle der Schleifvorschau auf mögliche Randimperfectionen und Unterschreitungen der Mindestschichtstärke von 0,75 mm erfolgte das Schleifen der Res-

Material und Methode

taurationen. Es kamen Zylinder- bzw. Konusschleifkörper mit je 1,6 mm Durchmesser zur Anwendung, die Trennstelle war distal. Für die Fertigung aller Restaurationen kamen Vita Vitablocs® Mark II A3c I12 Keramikrohlingen zur Anwendung.

Die Schleifkörper wurden nach jeweils 28 Schleifaufträgen gewechselt, das Kühlwasser gemäß den Programmhinweisen nach 10 Schleifaufträgen. Dem Kühlwasser wurde jeweils 25 ml Sirona Dentatec® als Schleifadditiv zugesetzt.

4.1.3.2. Kauflächenveneers

Die Kauflächenveneers wurden unter der Rubrik „Krone“ erstellt, wobei hier das Konstruktionsverfahren „Korrelation“ verwendet wurde. Um eine möglichst gleichmäßige Schichtstärke zu erzielen sollte das natürliche Kauflächenrelief des entsprechenden Zahns auf die Restauration übertragen werden. Hierzu erfolgten zuerst Situationsaufnahmen unter der Rubrik „Okklusion aufnehmen“, wobei der zu vermessende Molar im Pindex-Gipsmodell 0,8 mm angehoben wurde. Nachfolgend wurde die Vermessung unter „Präparation aufnehmen“ wiederholt, wobei nun der Molar wieder vollständig ins Pindex-Modell abgesenkt wurde. Anhand der Nachbarzähne konnte die Software die Höhendifferenz erkennen und die Restaurationsstärke von 0,8 mm generieren.

Nach Errechnen der Ausgangssituation wurde das virtuelle Modell getrimmt. Der Präparationsrand wurde etwa 1 mm apikal der Grenzen der anatomischen Kaufläche eingezeichnet, der Äquator, von okklusal betrachtet, möglichst nahe des Präparationsrand gelegt und falls nötig die Kopierlinie korrigiert. Die folgend berechnete Restauration wurde in der Programmschritten „Restauration“ und „Schleifvorschau“ auf eine möglichst einheitliche Schichtstärke modifiziert, da die Unterseite der Veneers mittels eines 1,6 mm Durchmesser messenden Zylinders geschliffen wurde, welcher den Konturen des natürlichen Zahns nur eingeschränkt folgen konnte. Das folgende Schleifprocedere erfolgte analog der Herstellung der biomimetischen und vollkeramischen Restaurationen.

4.1.4. Oberflächenbehandlung der Restaurationen

Die Politur erfolgte praxisorientiert zuerst mit diamantimprägnierten Polierkörpern Bego Cerapol Plus® mit mittlerer Körnung und dann mit den feinkörnigen Bego Ceragloss® Polierkörpern. Abschließend wurde der Hochglanz mit Bego Dia-Pol® Diamantpolierpaste der Körnung 5 µm sowie eines harten Ziegenhaarrads erzeugt.

4.1.5. Adhäsives Einsetzen der Restaurationen

Nach Reinigung und Trocknung der Restaurationen wurden sämtliche Kontaktflächen mit 3%iger Vita Ceramics Etch® Flusssäure gleichmäßig für die Dauer von 60 s geätzt, um ein Mikrorelief zur Retention auf der Keramik zu erzeugen. Anschließend wurde mit Wasser 60 s gespült, um die Restauration von ausgelösten Keramikbestandteilen und Ätzmittel zu befreien, und mittels Druckluft getrocknet. Um eine Silanisierung der Oberfläche zu erreichen, bedurfte es einer Beschichtung der Kontaktflächen mit 3M-Espe Espe-Sil® mit anschließender fünfminütiger Trocknung bei Raumtemperatur. Zuletzt erfolgte der Auftrag von Vivadent Heliobond®, um ein optimales Anfließen des Befestigungskomposits zu gewährleisten. Dieses wurde mit einem Einmalpinsel appliziert und umgehend mit Druckluft zu einer dünnen Schicht verblasen. Um ein vorzeitiges Aushärten des Haftvermittlers zu unterbinden, wurden die Restaurationen während des Mischvorgangs des Befestigungskomposits vor Licht geschützt aufbewahrt.

Die sorgfältig gereinigten Kavitäten wurden nach mäßiger Trocknung mit 37%iger Total Etch® Phosphorsäure konditioniert; in Gruppe K und V die angeschliffenen Schmelz- sowie Kompositflächen für 60 s, in Gruppe B zusätzlich die vorhandenen Dentinflächen für 20 s. Anschließend wurde mit Wasser für 30 s das Debridement entfernt. Die Dentinflächen wurden zur Erzielung eines adhäsiven Verbunds mit dem Dentinadhäsiv Vivadent Syntac Classic® vorbehandelt. Syntac Primer® wurde mit einem weichen Einmalpinsel aufgetragen und nach 15 s Einwirkzeit der Überschuss verblasen. Analog erfolgte der Auftrag des Syntac Adhesive®. Schließlich wurde Heliobond® appliziert, mit Hilfe von Druckluft zu einer dünnen Schicht verblasen und vorhandene Überschüsse entfernt. Lediglich auf die Polymerisation der Bondingschicht wurde verzichtet.

Wie bei den Restaurationen wurden die vorbereiteten Molaren während des Mischens des Befestigungskomposits unter Lichtschutz gelagert, um ein vorzeitiges Aushärten des Bondings zu unterbinden.

Das Eingliedern sämtlicher 120 Restaurationen in den Kavitäten erfolgte mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Vivadent Variolink II® low viscosity. Die Variante „low viscosity“ des Befestigungskomposits wurde gewählt, um eine Fraktur der Restaurationen dieser geringen Schichtstärke durch Ultraschallgeräte zu vermeiden.

Material und Methode

Das Befestigungskomposit wurde aus Basis (gelb 210 / A3) und Katalysator (dünnflüssig) im Verhältnis 1:1 gemischt. Dabei wurden die Massen manuell vorsichtig durchgespatelt, mit dem Ziel, ein homogenes Komposit möglichst ohne Luftblaseneinschlüsse zu erhalten.

Das Befestigungskomposit wurde mit einem Einmalpinsel auf die Innenseiten der Restaurationen mit Überschuss aufgebracht und mit leichtem, progressivem Fingerdruck in der Kavität respektive auf die Kaufläche positioniert. Die Kompositüberschüsse an den Fugen wurden mittels Spatel bis auf leichte Überstände entfernt und für 60 s von okklusal, mesial und distal polymerisiert. Hierbei kam, analog der Härtung der Kompositschicht in der Gruppe der biomimetischen Restaurationen, eine Kulzer Translux CL® Polymerisationslampe zum Einsatz. Durch Entfernung der polymerisierten Überstände konnte sowohl eine korrekte Fugendimensionierung als auch die Abwesenheit einer Sauerstoffinhibitionsschicht in der Zementfuge sichergestellt werden.

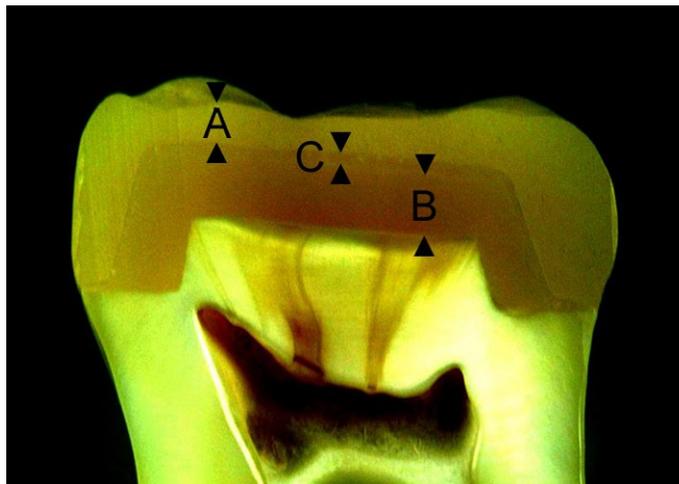


Abb. 4-4: Längsschnitt durch eine Probe der Gruppe B; Keramikinlay (A) über der Kompositunterfüllung (B). Zwischen dem Inlay und der Unterfüllung erkennt man die gleichmäßige Klebefuge aus Befestigungskomposit (C).

4.1.6. Montage der Proben auf Probenhalter

Um die Proben in den anschließenden mechanischen Prüfungen untersuchen zu können, war eine Befestigung der Testzähne in Probenhaltern nötig. Hierfür wurden Willytec Probenhalter verwendet.

Um einen laststabilen Verbund der Proben mit den Probenhaltern zu gewährleisten, wurde ein adhäsiver Verbund mittels dualhärtendem Befestigungskomposit hergestellt. Dazu wurden die Probenhalter einem Kulzer Rokatec®-Verfahren unterzogen, um eine Silanisierung der Oberfläche zu erzielen. Das weitere Vorbereitungsverfahren für einen adhäsiven Verbund wurde gemäß jenem der Keramikrestaurationen durchgeführt. Auch die Behandlung der Molaren an der apikalen Trennstelle erfolgte analog der Behandlung der Molaren mit vollkeramischen Restaurationen. Als Befestigungszement wurde Vivadent Variolink Ultra® verwendet - Verarbeitung analog Vivadent Variolink II® low viscosity. Die Lichthärtung erfolgte wieder mit einer Kulzer Translux CL® Polymerisationslampe für 60 s von allen vier Seiten.



Abb. 4-5: Fertige Probe

4.2. Mechanischen Prüfung

4.2.1. Kausimulation

Die Prüfung des Ermüdungsverhaltens der Proben erfolgt mit einem Willytec MUC2 Kausimulator. Die Proben wurden so einer simulierten klinischen Belastung ausgesetzt.



Abb. 4-6: Willytec MUC2 Kausimulator

4.2.2. Prüfung des Ermüdungsverhaltens

Mit Hilfe eines randomisierten Auswahlverfahrens wurden alle Gruppe B, K und V in je zwei identisch große Untergruppen a und b mit je 20 Proben aufgeteilt. Die Untergruppe a wurde einer mechanischen Ermüdung in Form einer gleichförmigen zyklischen Last von 200 N unterzogen. Die Belastung erfolgte über 50.000 Zyklen, wobei die Proben in bidestilliertem Wasser und bei Raumtemperatur gelagert waren.

Als Antagonisten kamen 4 SKF Stahlkugeln mit 8 mm Durchmesser zum Einsatz. Diese wurden mit Vivadent Variolink Ultra® in den Probenhaltern adhäsiv befestigt. Diese Einheiten wurden am unteren Ende der Lastzylinder in den Antagonistenhalterungen montiert. Die 4 Antagonisten verblieben während sämtlicher Ermüdungsversuche im Kausimulator und wurden nicht gewechselt. Anzeichen einer Abnutzung konnten nicht festgestellt werden.

Die Lastzylinder wurden mittels eines Druckluftzylinders über eine vertikal bewegliche Traverse zeitgleich ausgehoben respektive abgesenkt. Im unteren Totpunkt gab die Traverse die Zylinder frei, um keine zusätzliche Belastung für die Proben darzustellen.

Jeweils 4 Proben wurden in die Probenträger des Kausimulators montiert. Die Probenträger waren von einem Plexiglaszylinder von 5 cm Durchmesser und 8 cm Höhe zu einer Probenkammer umschlossen, um die Wasserlagerung zu ermöglichen. Diese Probenkammern wurden horizontal nachjustiert, um eine exakt vertikale Lasteinleitung mit Drei-Punkt-Kontakt zwischen den Proben und den Antagonisten zu gewährleisten. Mit Hilfe der Höhenjustierung wurde der maximale Abstand Antagonist - Probe im oberen Totpunkt auf 5 mm eingestellt, um eine identische Belastung aller Proben zu erreichen. Zusätzlich wurde die Absenkgeschwindigkeit über ein Flatterventil für sämtliche Versuche hinweg konstant gehalten. Vor Beginn der Belastung wurde die Probenkammer mit bidestilliertem Wasser bis etwa 1 cm über Probenniveau gefüllt und mit der Zyklusvorgabe von 50.000 gestartet. Die Zyklusfrequenz betrug 0,65 Hz.

Nach Ablauf der Ermüdung wurde das Wasser abgepumpt und die Drei-Punkt-Position der Stahlkugel auf der Probe mittels Okklusionsfolie markiert, um eine identische Lasteinleitung im Zuge der anschließenden überkritischen Belastung zu ermöglichen.

4.2.3. Universalprüfmaschine

Die Bruchbelastung erfolgte mit Hilfe einer quickTest Universalprüfmaschine, Model MCE 2000ST.



Abb. 4-7: quickTest Universalprüfmaschine

4.2.4. Prüfung der Bruchfestigkeit

Die quickTest Universalprüfmaschine wurde zur Messung der Kraft mit einer Lastzelle für 5000 N Belastbarkeit ausgerüstet. Sie wurde zwischen die Lasttraverse und den oberen Druckstempel montiert. Um der Probe einen sicheren Stand zu gewährleisten, wurde diese in einer druckstabile Messinghülse fixiert, bevor sie auf dem unteren Druckstempel positioniert wurde. Um ein Kraft-Weg-Diagramm erstellen zu können, maß ein Abstandssensor die Distanz zwischen den beiden Druckstempeln während des Versuchsablaufs. Die eigentliche Lasteinleitung erfolgte abermals durch eine SKF Stahlkugel. Die Positionierung im Drei-Punkt-Kontakt war in den ermüdungsbelasteten Untergruppen a identisch mit den Antagonisten der Kausimulation. Bei den Proben der Untergruppen b wurde vor Beginn der Lasttests ein zentraler Drei-Punkt-Kontakt mit einer Stahlkugel und Okklusionsfolie manuell aufgezeichnet.

Auf diese Weise konnte später die Bruchstelle lokalisiert werden. Zum Schutz vor Bruchstücken und um eine spätere Analyse jener zu ermöglichen, wurden die Proben während der Versuche in einem Plexiglas-Zylinder positioniert.

Die Steuerung der quickTest Universalprüfmaschine erfolgte mittels eines Computers unter dem Programm quickTest. Es wurde Versuchsart „Druckversuch“ ausgewählt und der Vorschub auf 0,5 mm / min eingestellt. Anschließend erfolgte die Bruchbelastung der Proben unter den vorangegangenen Parametern. Der Versuch stoppte automatisch, wenn die Inlays frakturierten, wobei die zugehörigen Bruchkräfte sowie die Kraft-Weg-Diagramme gespeichert wurden.

5. Ergebnisse

5.1. Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS v. 11.5 für Windows.

Im Zuge dieser Untersuchung kam der nicht parametrische Tukey-post-hoc-Test ($\alpha = 0,05$) zur Anwendung. Hiermit wurde die Korrelation zwischen den Bruchkräften der einzelnen Gruppen wie auch zwischen den Bruchkräften und Zahnfraktur, Verbundfraktur und erkennbarem Defekt bewertet.

Zur Berechnung der charakteristischen Bruchkraft F_0 aller Versuchsgruppen wurde die Linear-Regression nach Weibull herangezogen. In Analogie zur charakteristischen Festigkeit σ_0 wird die charakteristische Bruchkraft F_0 angegeben. Zur Berechnung der charakteristische Festigkeit σ_0 muss die Querschnittfläche des Bruchspalts bekannt sein, was durch den individuellen Querschnittverlauf jeder Restauration in allen drei Raumachsen allerdings nur mit unvertretbar hohem Aufwand möglich gewesen wäre.

Weiterhin wurden die Weibull-Geraden für die einzelnen Untergruppen berechnet und dargestellt. Die Gerade entsteht nach doppelt logarithmischer Umformung der Weibull-Gleichung. Die Steigung der Linie entspricht dem Weibull-Modul m . Je größer hierbei die Steigung ist, desto geringer ist die Streuung, was für eine höhere Zuverlässigkeit der Proben steht.

Das Weibull-Modul m wurde für alle Gruppen getrennt mithilfe der statistisch linearen Regression aus folgender Gleichung berechnet:

$$m = \frac{\ln \ln \left(\frac{1}{1 - P_{\text{versagen}}} \right)}{\ln \sigma - \ln \sigma_0}$$

$$P_{\text{versagen}} = \frac{i}{n+1}$$

σ : Bruchlast der Probe

σ_0 : charakteristische Festigkeit, ersetzt mit F_0 (charakteristische Bruchkraft)

i : Rang der Probe nach Bruchlast je Gruppe

n : Fallzahl je Gruppe

Die charakteristische Bruchkraft (F_0) wurde mit folgender Gleichung errechnet:

$$\sigma_0 = \text{Exp} \left[\ln \sigma_m - \left(\frac{\ln \ln \frac{1}{1 - \frac{i}{n+1}}}{m} \right) \right]$$

σ_m : Bruchlast der Probe mit mittelwertigem Rang in der Gruppe

5.2. Bruchfestigkeit der Proben

Die ermittelten Frakturlasten sind mit Angabe des Mittelwerts in Newton und der Standardabweichung der jeweiligen Testgruppe in Tabelle 5-1 aufgeführt. Zwei Proben der Gruppe B-a sowie eine Probe der Gruppe V-a frakturierten bereits im Zuge der Ermüdungsbelastung des Kausimulators. Diese Proben wurden mit einer Bruchkraft von 200 N (entspricht der Ermüdungsbelastung) eingerechnet.

Testgruppe	Bruchlasten (N)
Gruppe B-a (Biomimetisch mit KS)	1336 (618)
Gruppe B-b (Biomimetisch ohne KS)	1285 (392)
Gruppe K-a (Vollkeramik mit KS)	1745 (695)
Gruppe K-b (Vollkeramik ohne KS)	1735 (578)
Gruppe V-a (Kauflächenveneer mit KS)	1665 (678)
Gruppe V-b (Kauflächenveneer ohne KS)	1696 (615)

Tab. 5-1: Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bruchlasten aller Gruppen. Differenzierung nach Hauptgruppen (B, K, V) sowie Untergruppen (a, b). KS steht für Kausimulatorbelastung.

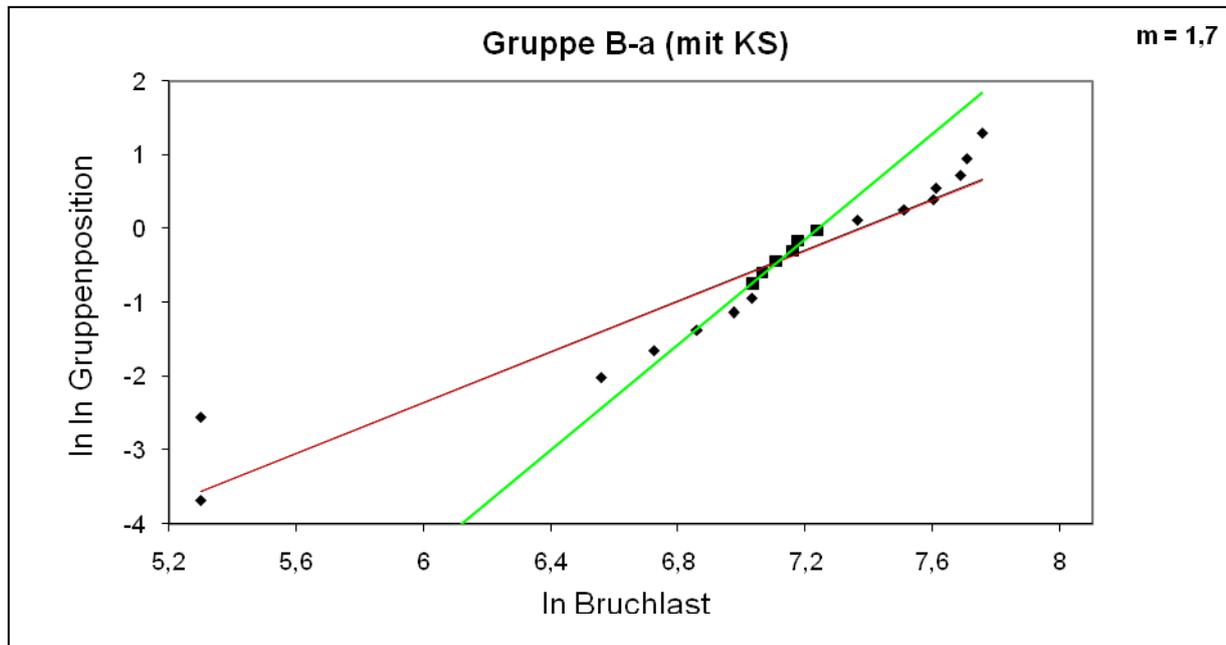
Die höchsten gemittelten Bruchlasten nach Kausimulation wurden für die Gruppe der vollkeramischen Restaurationen mit $1745 \text{ N} \pm 695$ ermittelt. Die Bruchlast der Gruppe der Kauflächenveneers war mit $1665 \text{ N} \pm 678$ nur unwesentlich geringer, wohingegen die biomimetischen Restaurationen einen deutlich niedrigeren Mittelwert von lediglich $1337 \text{ N} \pm 618$ aufweisen. Dieses Ergebnis stellte sich auch für den Vergleich der nicht ermüdeten Gruppen ein. Die einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den 6 aufgeführten Gruppen ergab mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Tests allerdings keine Signifikanz der Mittelwertunterschiede ($p = 0,05$).

Von Interesse ist auch die Tatsache, dass die Bruchlasten der ermüdungsbelasteten Gruppen bei den vollkeramischen und biomimetischen Restaurationen eine geringfügig höhere Belastbarkeit aufwiesen als die nicht vorbelasteten Gruppen.

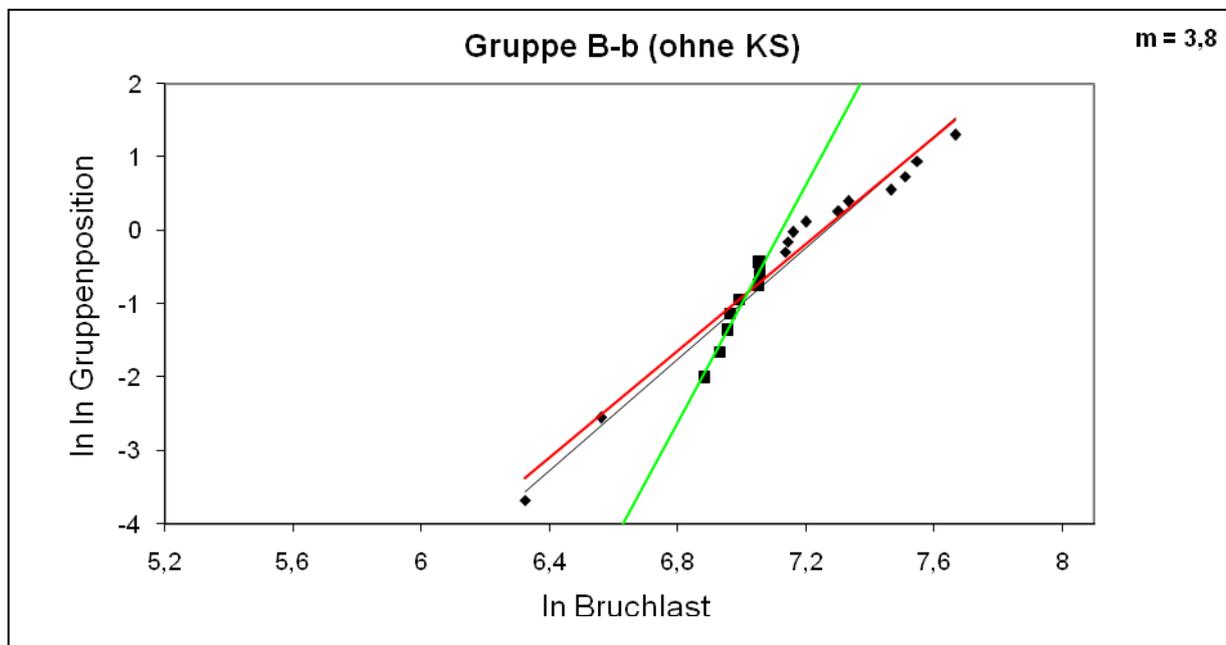
In den Grafiken 5-1 bis 5-6 sind die Weibull-Geraden für die einzelnen Untergruppen durch schwarze Trendlinie dargestellt.

Die Diagramme wurden mit Microsoft Excel erstellt. Es wurde der Doppellogarithmus der Position der Probe innerhalb ihrer Gruppe gegen den Logarithmus der Bruchlast aufgetragen.

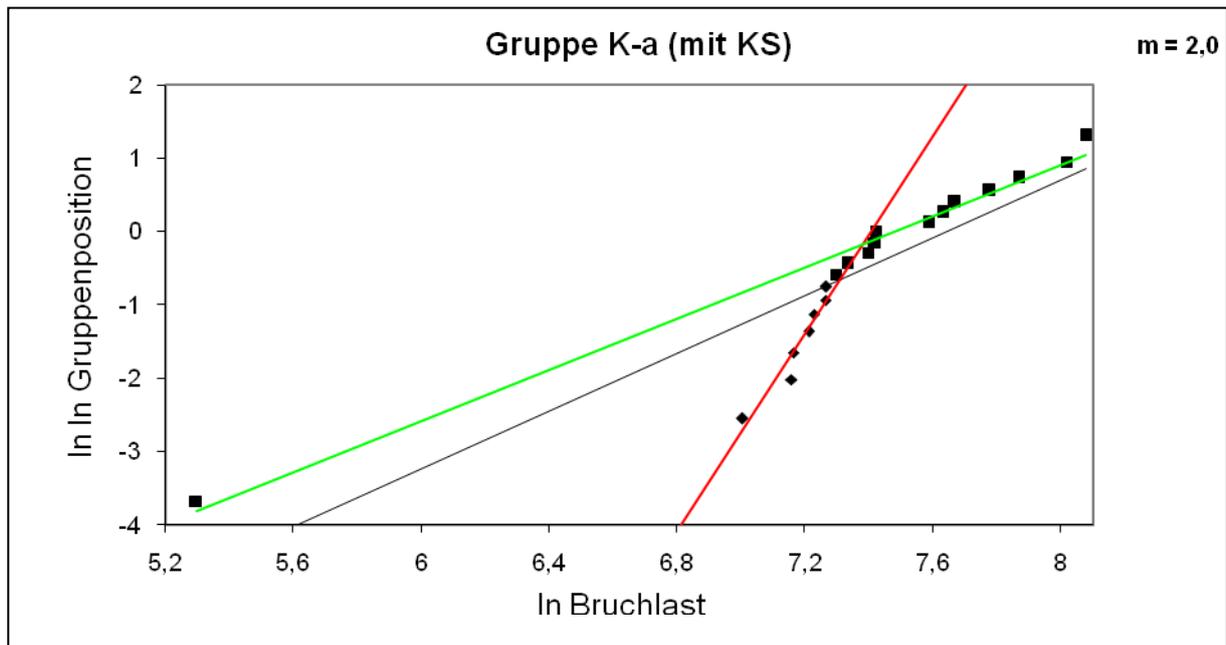
Die schwarze Trendlinie errechnet sich aus den Werten aller Proben der jeweiligen Untergruppe. Die Grafiken, speziell 5-2 bis 5-5, zeigen dabei optisch eine deutliche Änderung des Steigungswinkels der Trendlinie innerhalb der Untergruppen, was allerdings nur auf der grafischen Aufbereitung der Rohdaten beruht. Dennoch wurde der Versuch unternommen, diese Untergruppen weiter zu unterteilen, was in den roten und grünen Trendlinien resultiert. Es besteht die Vermutung, dass die Proben nach unterschiedlichen Mechanismen frakturierten.



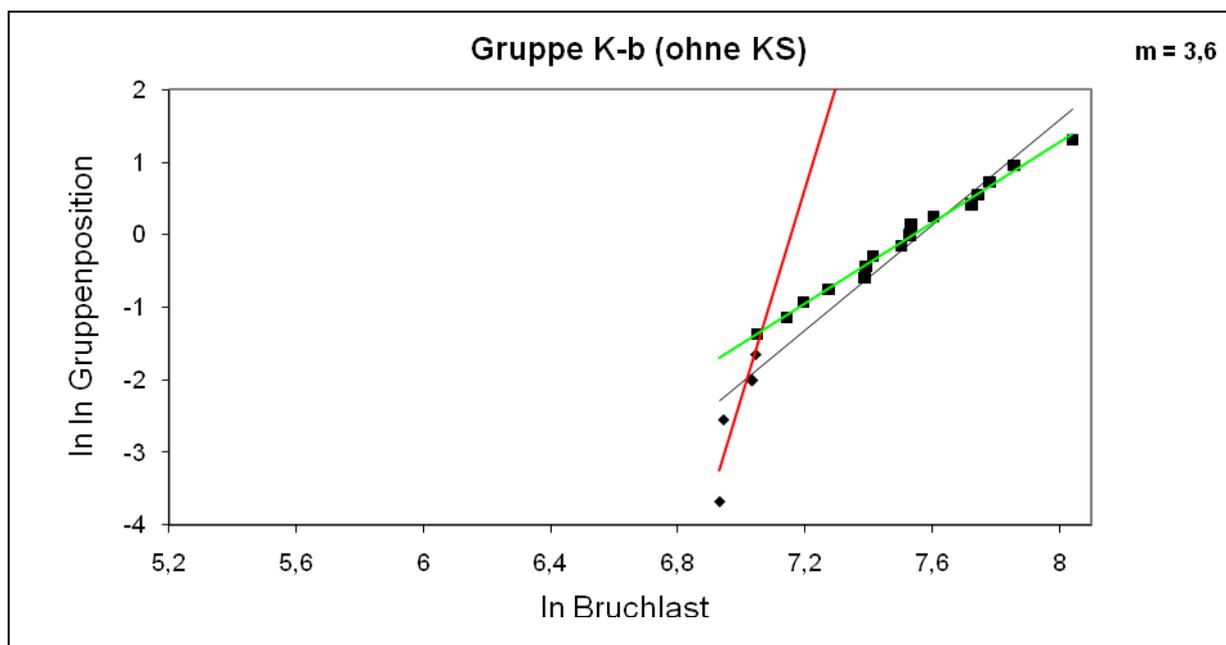
Grafik 5-1: Weibull-Diagramm für die ermüdungsbelasteten, biomimetischen Restaurationen (Gruppe B-a). Die schwarze und rote Trendlinie fallen in diesem Diagramm annähernd deckungsgleich zusammen.



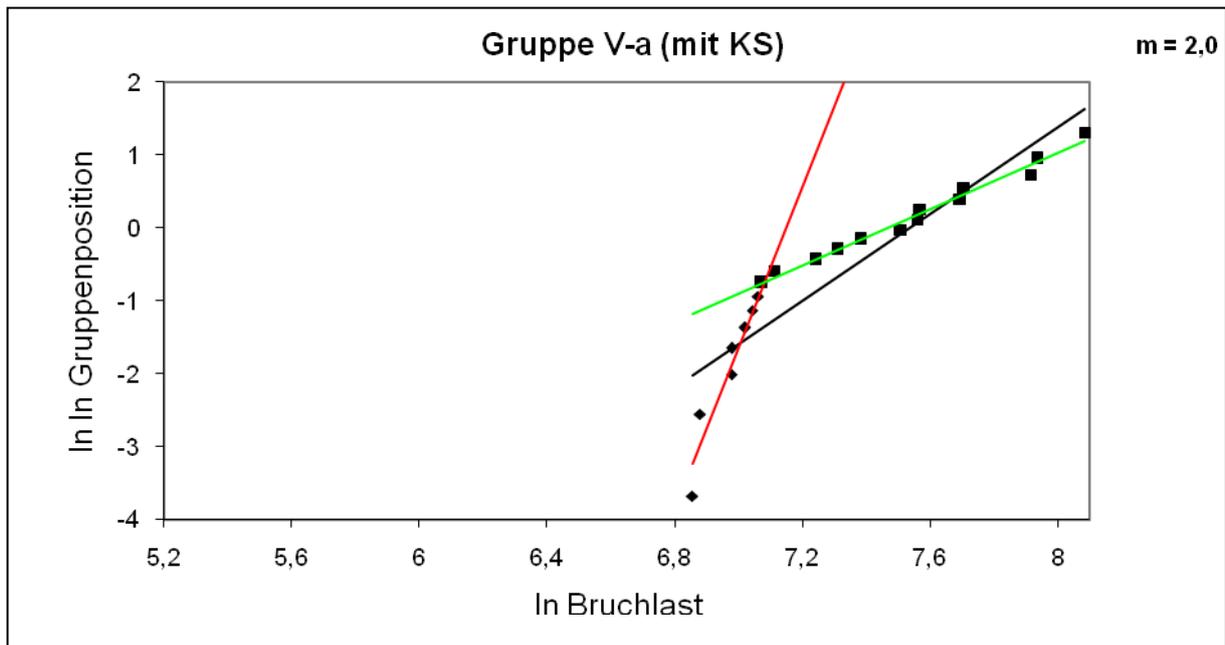
Grafik 5-2: Weibull-Diagramm für die nicht ermüdungsbelasteten, biomimetischen Restaurationen (Gruppe B-b).



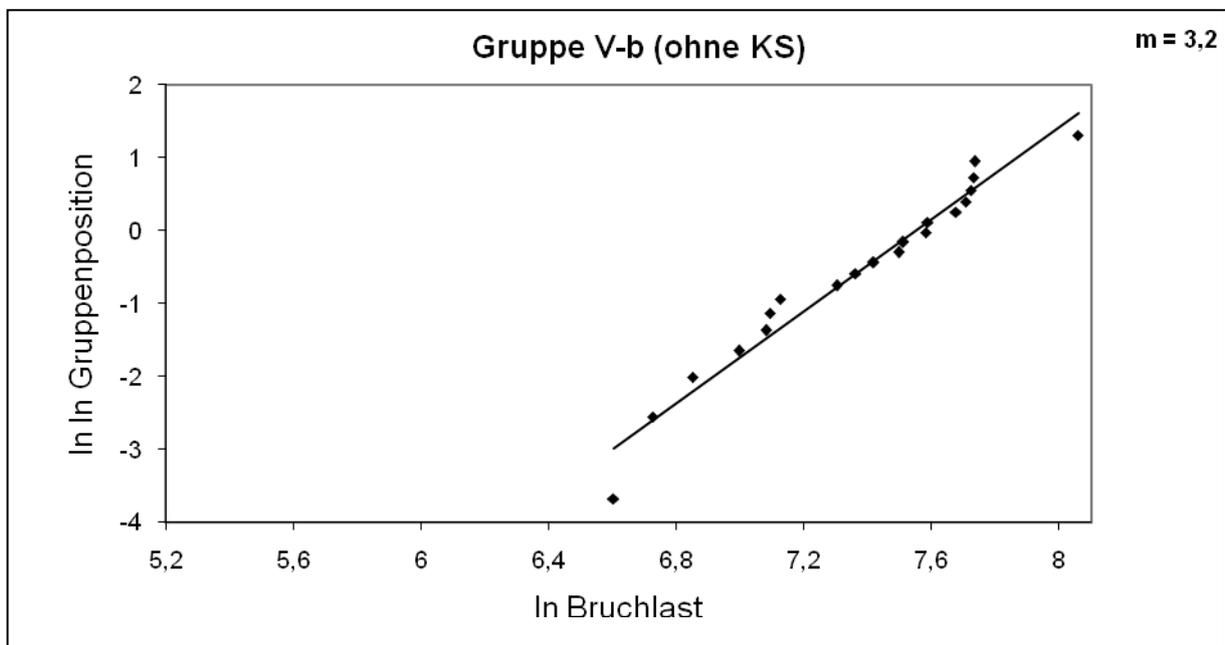
Grafik 5-3: Weibull-Diagramm für die ermüdungsbelasteten, vollkeramischen Restaurationen (Gruppe K-a).



Grafik 5-4: Weibull-Diagramm für die nicht ermüdungsbelasteten, vollkeramischen Restaurationen (Gruppe K-b).



Grafik 5-5: Weibull-Diagramm für die ermüdungsbelasteten Kauflächenveneers (Gruppe V-a).



Grafik 5-6: Weibull-Diagramm für die nicht ermüdungsbelasteten Kauflächenveneers (Gruppe V-b). Eine statistische Unterscheidung in zwei Trendlinien war nicht gegeben.

In Tabelle 5-2 sind die Weibull-Module sowie die charakteristischen Bruchkräfte (F_0) aller Untergruppen unter der Rubrik „Gesamtgruppe“ dargestellt. Dabei zeigt sich die Verteilung der charakteristischen Bruchkräfte analog der Mittelwerte (vgl. Tabelle 5-1). Die Gruppe der vollkeramischen Restaurationen weist sowohl für die ermüdeten als auch für die nicht ermüdeten Proben die höchsten Werte mit 2081,1 N bzw. 1927,6 N auf, gefolgt von den Kauflächeneveniers mit nur geringfügig niedrigeren Werten (1873,7 N und 1895,6 N). Die biomimetischen Restaurationen zeigen mit 1577,6 N und 1422,8 N deutlich schwächere Werte.

Die Weibull-Module (m) sind für die nicht ermüdungsbelasteten Proben in allen Gruppen höher als für die vorbelasteten Proben und zeigen somit eine geringere Streuung. Die größte Differenz weist hierbei die Gruppe der biomimetischen Restaurationen mit 1,7 zu 3,8 auf, wohingegen die Gruppe der Kauflächeneveniers mit 3,0 zu 3,2 die geringste Differenz zeigt.

Testgruppe	Gesamtgruppe		Statistische Untergruppen		
	m	F_0 (N)	Graph	m	F_0 (N)
Gruppe B-a (mit KS)	1,7	1577,6	rot	1,7	1590,3
			grün	3,6	1389,4
Gruppe B-b (ohne KS)	3,8	1422,8	rot	3,6	1408,1
			grün	8,1	1240,1
Gruppe K-a (mit KS)	2,0	2081,1	rot	6,7	1646,9
			grün	1,7	1779,5
Gruppe K-b (ohne KS)	3,6	1927,6	rot	14,4	1283,1
			grün	2,8	1888,0
Gruppe V-a (mit KS)	3,0	1873,7	rot	1,9	1743,8
			grün	11	1272,5
Gruppe V-b (ohne KS)	3,2	1895,6	rot	-	-
			grün	-	-

Tab. 5-2: Weibull-Module und Bruchkräfte der einzelnen Gruppen mit Differenzierung nach „Gesamtgruppe“ = Alle Proben der Gruppe
 „Statistische Untergruppen“ = Einteilung nach vermuteten unterschiedlichen Bruchmechanismen grün und rot.

Ergebnisse

Die Bruchkräfte der ermüdungsbelasteten Untergruppen a übersteigen in Gruppe B und K die Werte der nicht ermüdungsbelasteten Untergruppen b. Es überrascht, dass die Kausimulation offensichtlich keinen schwächenden Einfluss auf die charakteristische Bruchkraft zeigt und die entsprechenden Gruppen geringfügig größere Werte aufweisen. Die Werte aus Tabelle 5-1 unterstützen dieses Ergebnis.

Die Steigungsänderungen in den Weibull-Diagrammen können, wie erwähnt, als Indiz für unterschiedliche Bruchmechanismen interpretiert werden. Zur Einzelbetrachtung wurden die Proben der einzelnen Untergruppen nochmals nach vermuteten unterschiedlichen Bruchmechanismen unterteilt. Die entsprechenden Weibull-Werte sind in Tabelle 5-2 unter der Rubrik „Statistische Untergruppen“ subsummiert. Allerdings basieren diese Ergebnisse teilweise nur auf fünf Messwerten und sind somit mehr als Richtgrößen zu sehen. In den Grafiken 5-1 bis 5-5 stellen sich die entsprechenden Weibull-Geraden rot und grün dar, die Einzelwerte als Karos bzw. Quadrate. In Grafik 5-1 fällt die schwarze Gerade der vollständigen Gruppe B-a mit der roten Gerade der Alternativbetrachtung graphisch zusammen, in Grafik 5-6 war eine weitere Unterteilung nicht möglich.

5.3. Bruchlokalisierung

Die Lokalisation des Bruchursprungs erfolgte durch visuelle Kontrolle der Bruchfragmente. Zwar ließ sich durch lichtmikroskopische Untersuchung kein eindeutiger Nachweis eines Bruchspiegels führen, jedoch war ein indirekter Nachweis mithilfe der Kontaktpunkte zur Lasteinleitung möglich. Kurz bevor die Proben bei Belastung versagten, wurde die Keramik an den Kontaktpunkten lokal begrenzt überlastet und zerstört. An diesen Punkten entstanden gut sichtbare Areale mit opakem Keramikmehl, welche Großteils noch die Markierungen der Okklusionsfolie zeigten (vergleiche Abb. 5-7 und 5-8).

Verlief ein Bruchspalt durch ein solches Areal, wurde dies als indirekter Nachweis für den Bruchursprung im Kontaktpunkt gewertet.

Bei Auswertung der Proben auf Grundlage obiger Definition zeigte sich ein Bruchursprung im Kontaktpunkt bei 119 Proben (99,2%), lediglich eine Probe frakturierte nicht durch den Kontaktpunkt, sondern durch die Zentralfissur. Diese Probe gehörte der Gruppe der im Kau-simulator ermüdeten biomimetischen Restaurationen (B-a) an und wies neben einer unter-durchschnittlichen Bruchlast von 1130 N eine Zahn- und Verbundfraktur auf. (Auf diese Thematik wird nachfolgend weiter eingegangen.) Ein Defekt war nicht erkennbar.

Eine Überprüfung des Ergebnisses auf mögliche Korrelationen erschien nicht sinnvoll.



Abb. 5-7: Makroaufnahme der Kontaktpunkte von okklusal.



Abb. 5-8: Kontaktpunkte von approximal.

5.4. Zahnfraktur

Auffallend häufig frakturierte neben der Restauration auch der tragende Zahn. Als Zahnfraktur wurde das Abplatzen eines Fragments des Zahns mit über einem Kubikmillimeter Volumen gewertet, welches in vivo zumindest konservativ hätte versorgt werden müssen. Wie in Tabelle 5-3 ersichtlich, waren die mittleren Bruchkräfte bei Frakturen durch Restauration und Zahn höher als jene der intakt gebliebenen Molaren. Es zeigte sich auch eine leicht geringere Häufigkeit an Zahnfrakturen bei den biomimetischen Restaurationen gegenüber den Kauflächenveneers und den vollkeramischen Restauration. Diese sind annähernd gleich häufig.

Ein Einfluss der Kausimulation ließ sich aus den vorliegenden Daten hingegen in keiner Gruppe aufzeigen.

Eine nichtparametrische Kendall-tau-b Korrelationsanalyse der Festigkeit ergab, dass zwischen Bruchkraft und Zahnfraktur eine signifikante Korrelation existiert ($p = 0,31$).

Testgruppe	Häufigkeit einer Zahnfraktur	Bruchlast der Proben mit Zahnfraktur	Bruchlast der Proben ohne Zahnfraktur
Gruppe B-a (mit KS)	60%	1503 (690)	1040 (531)
Gruppe B-b (ohne KS)	60%	1344 (469)	1196 (238)
Gruppe K-a (mit KS)	65%	1892 (584)	1443 (897)
Gruppe K-b (ohne KS)	70%	1772 (584)	1647 (613)
Gruppe V-a (mit KS)	75%	1795 (715)	1275 (374)
Gruppe V-b (ohne KS)	70%	1941 (554)	1125 (282)

Tab. 5-3: Häufigkeit von Zahnfrakturen mit durchschnittlicher Bruchkraft in Newton und Standardabweichung; Differenzierung nach Hauptgruppe (B, K, V) sowie Kausimulatorbelastung (KS) (a, b).

In Tabelle 5-3 ist auch ersichtlich, dass die Häufigkeit einer Zahnfraktur in der Gruppe der biomimetischen Restaurationen am niedrigsten ist. Am häufigsten traten Zahnfrakturen bei den Kauflächenveneers auf, die vollkeramischen Restaurationen lagen dazwischen. Es lässt sich jedoch kein Zusammenhang einer Zahnfraktur mit einer Kausimulation feststellen.



Abb. 5-9: Fraktur einer Restauration ohne Zahnfraktur.

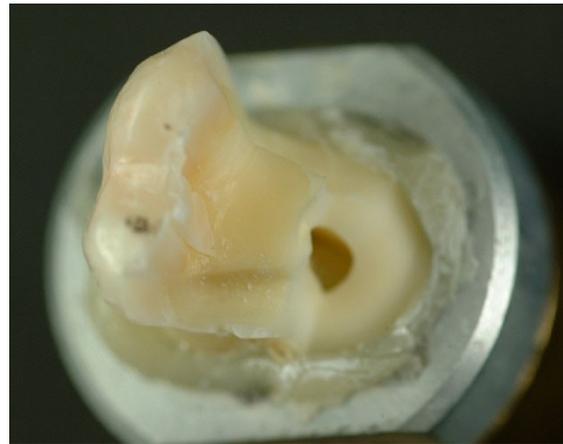


Abb. 5-10: Fraktur einer Restauration mit dem tragenden Zahn.

5.5. Verbundfraktur

Bedingt durch die tragende Bedeutung des Verbundes für die Belastbarkeit einer Restauration erfolgte eine Untersuchung der Proben auf ein Versagen des Interfaces. Als Definition einer Verbundfraktur wurde eine Ablösung der Füge­teile entlang des Interfaces über mindestens einen halben Quadratmillimeter angenommen. Die Proben der Gruppe der biomimetischen Restaurationen verfügen über zwei dieser Verbundstellen, wodurch eine getrennte Bewertung notwendig wurde. Jedoch ließ sich eine Fraktur beider Interfaces nicht sicher ausschließen, da nicht alle Fragmente erhalten werden konnten.

Wie in Tabelle 5-4 ersichtlich, zeigt sich für die Gruppen der biomimetischen und vollkeramischen Restaurationen eine ähnlich hohe Häufigkeit einer Verbundfraktur von 75 - 85%. (Hierbei wurde jede Verbundfraktur der biomimetischen Restaurationen als solche gewertet.) Die Gruppe der Kauflächenveneers zeigt eine deutlich niedrigere Verbundfrakturhäufigkeit von 30 - 40%. Bei einer Unterteilung der Frakturen der biomimetischen Restaurationen nach

Ergebnisse

Verbundstellen ist ein Überwiegen des Versagens auf Seite des Keramik-Komposit-Verbundes mit 75 - 80% sichtbar. Dies entspricht dem Niveau der Frakturhäufigkeit der vollkeramischen Restaurationen, wohingegen die Frakturhäufigkeit des Komposit-Dentin-Verbundes bei 35 - 40% etwa jener der Kauflächenveneers entspricht. Es kann auch festgestellt werden, dass die Bruchlasten der Proben mit einer Verbundfraktur im Mittel niedriger waren als die Bruchlasten der Proben ohne Verbundfraktur.

Testgruppe	Häufigkeit Verbundfraktur		Bruchlast der Proben mit Verbundfraktur	Bruchlast der Proben ohne Verbundfraktur
Gruppe B-a (mit KS)	85%	Ke-Ko 75%	823 (539)	1428 (599)
		Ko-De 40%		
Gruppe B-b (ohne KS)	85%	Ke-Ko 80%	1213 (635)	1297 (362)
		Ko-De 35%		
Gruppe K-a (mit KS)	85%		1363 (73)	1812 (736)
Gruppe K-b (ohne KS)	75%		1599 (337)	1780 (642)
Gruppe V-a (mit KS)	30%		1633 (541)	1740 (987)
Gruppe V-b (ohne KS)	40%		1975 (594)	1278 (372)

Tab. 5-4: Häufigkeit von Verbundfrakturen mit durchschnittlicher Bruchkraft in Newton und Standardabweichung; Differenzierung nach Hauptgruppe (B, K, V) sowie Kausimulatorbelastung (KS) (a, b). Weiter Unterteilung der Gruppen B-a und B-b in Ke-Ko für eine Verbundfraktur zwischen Keramik und Komposit sowie Ko-De zwischen Komposit und Dentin.

5.6. Erkennbare Defekte

Letztlich erfolgte noch ein Screening nach erkennbaren Defekten. Dies umfasste sowohl Luft einschlüsse als auch Fremdkörper und Materialinhomogenitäten im Bruchverlauf. Dabei konnte in der Keramik kein Defekt nachgewiesen werden, was auf deren industrielle Herstellung zurückzuführen ist. Komposit hingegen wird manuell in die Kavität eingebracht, was eine Anfälligkeit gegenüber Verarbeitungsfehler bedingt. Die Herstellung erfolgt zwar analog der Keramik industriell, jedoch fand sich zumindest ein Beispiel für eine Materialinhomogenität. Prinzipiell ist die Fehleranfälligkeit des Befestigungskomposit am höchsten, da dieser

neben manueller Applikation auch manuell gemischt wird. Demzufolge waren Defekte der Zementfuge in Form von Lufteinschlüssen am häufigsten. Hierbei wurden nur Lufteinschlüsse ab einem Durchmesser von 0,1 mm als solcher gewertet, da sich nahezu in jeder Fuge mikroskopisch kleine Lufteinschlüsse fanden.

In Tabelle 5-5 ist zu sehen, dass die Häufigkeit eines Defekts bei alle Gruppen ungefähr identisch bei 20% liegt. Die mittlere Bruchlast der Proben ohne erkennbaren Defekt lag für fast alle Gruppen höher als die der Proben mit Defekt. Lediglich die Gruppe der im Kausimulator ermüdeten vollkeramischen Restaurationen (K-a) zeigt ein inverses Ergebnis.

Testgruppe	Häufigkeit Defekt	Bruchlast der Proben ohne Defekt	Bruchlast der Proben mit Defekt
Gruppe B-a (mit KS)	20%	1346 (695)	1305 (70)
Gruppe B-b (ohne KS)	25%	1286 (424)	1282 (317)
Gruppe K-a (mit KS)	20%	1717 (656)	1858 (941)
Gruppe K-b (ohne KS)	20%	1824 (593)	1377 (376)
Gruppe V-a (mit KS)	20%	1793 (699)	1153 (184)
Gruppe V-b (ohne KS)	15%	1718 (624)	1572 (941)

Tab. 5-5: Häufigkeit von Defekten mit durchschnittlicher Bruchkraft in Newton und Standardabweichung; Differenzierung nach Hauptgruppe (B, K, V) sowie Kausimulatorbelastung (KS) (a, b).

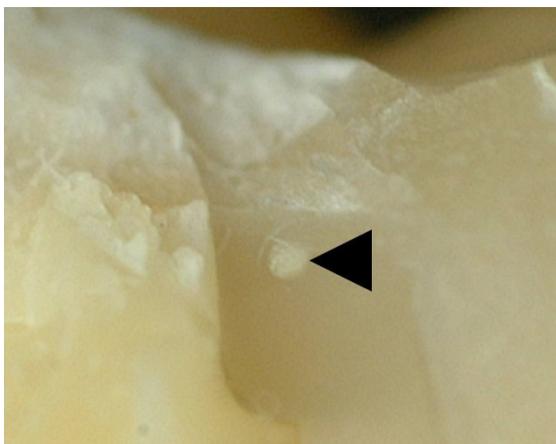


Abb. 5-11: Materialinhomogenität des Komposit.

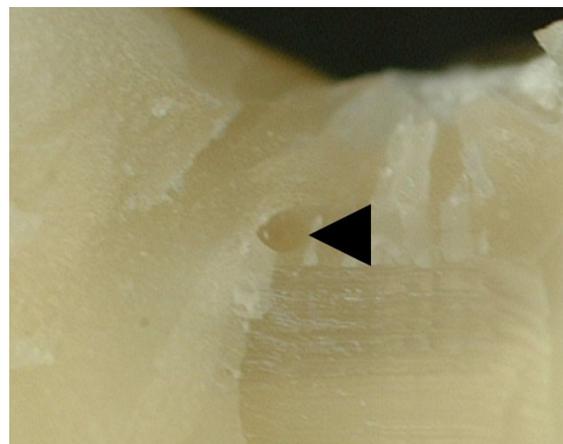


Abb. 5-12: Lufteinschluss in der Zementfuge.

6. Diskussion

Ziel dieser Studie war die Klärung der Frage, ob der Einsatz einer aufbauenden Kompositunterfüllung bei keramischen Inlays im Sinne der Biomimetik zu einer Veränderung, möglichst Erhöhung der Belastbarkeit führt. Untersuchungen an alternativen Unterfüllungsmaterialien sprechen für eine Reduktion der Belastbarkeit [60, 90]. Drei-Punkt-Biegeversuche, bei welchen Keramik im Bereich der Zugzone mit Komposit ersetzt wurde, zeigten eine Steigerung der Belastbarkeit [98].

Demnach könnte der Einsatz von Kompositunterfüllungen bei ausreichend tiefer Kavität Vorteile bringen. Neben der Schonung von Zahnhartsubstanz liegen die Vorteile in einem sofortigen Verschluss der Dentinwunde, einer minimierten Okklusalfächen-Rekonstruktion mit dadurch mehr erhaltener Okklusion sowie mehr Flexibilität in der Gestaltung der Inlayunterseite zur besseren Spannungsverteilung [98].

Nachteilig wirkt sich der erhöhte Zeitaufwand bedingt durch die nötige Adhäsivtechnik in der Präparationssitzung aus. Auch ist der Einsatz einer Kompositunterfüllung nur in tiefen Kavitäten indiziert, da ein zusätzliches Opfern von Dentin für eine Kompositunterfüllung dem Ziel des Zahnhartsubstanzverlusts entgegensteht [98].

6.1. Material und Methode

Die Bruchfestigkeit einer keramischen Restauration wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst. Zu diesen zählen vor allem die Präparationsform, die verwendeten Materialien [30], die Art der Befestigung [19] sowie die Art der Oberflächenbehandlung der Restauration. Im Rahmen der Materialprüfung zeigen die Bedingungen der mechanischen Belastung wie auch die Lagerung der Proben, eine eventuelle Vorbelastung und die Methode der Lasteinleitung Auswirkungen auf die Ergebnisse.

Um solche Einflussfaktoren in einer experimentellen Untersuchung möglichst konstant zu halten, ist es sinnvoll, diese vorher zu definieren oder zu standardisieren [38]. Vor dem Hintergrund des Transfers auf In-vivo-Bedingungen ist dies aber nur bis zu einem bestimmten Grad sinnvoll. So wäre der Einsatz normierter, künstlich hergestellter Zähne zwar unter dem Gesichtspunkt minimierter Streuung vorteilhaft, lässt aber den komplexen Aufbau und Spannungszustände in einen natürlichen Zahn vermissen. Um möglichst praxisrelevante Ergebnis-

se zu erhalten, wurde die Studie deshalb mit natürlichen Molaren in vitro durchgeführt. Allerdings unterliegen diese einer anatomischen Varianz in Größe und Struktur. Zur Gewährleistung möglichst identischer Restaurationen wurden alle Molaren der Gruppen B und K einheitlich präpariert. Eine möglicherweise erhöhte Schwächung kleinerer Molaren war deshalb unumgänglich.

Entscheidenden Einfluss auf die Güte und die Bruchfestigkeit einer Keramikrestauration haben herstellungsbedingte Mikrodefekte. Die Anwendung von CAD / CAM erstellten Inlays ermöglicht hierbei gleich bleibend hohe und konstante Keramikqualität bei zusätzlich guter Kontrolle der Schichtstärke. So wurde die Materialstärke der Restaurationen mit Kompositunterfüllung sowie der Kauflächenveneers auf 0,8 mm, jene der vollkeramischen Inlays auf 1,8 mm in der Fissur normiert. Da die Restaurationen aber zum Erzielen maximaler Adhäsion dem individuellen Verlauf des Kavitätenrands adaptiert werden mussten, ergab sich zwangsläufig eine variable transversale Querschnittfläche. Die Problematik der variablen Querschnittfläche tauchte besonders bei den Kauflächenveneers auf, da die Unterseite der Veneers systembedingt mittels Zylinderschleifkörpern mit 1,6 mm Durchmesser geschliffen wurde, was zu einer Stufenstruktur führte. Hierdurch war nur eine begrenzte inverse Reproduktion der Kaufläche möglich, was eine variierende Schichtstärke zur Folge hatte. Auch die individuelle Gestaltung des okklusalen Reliefs bedingt eine variable Drei-Punkt-Abstützung der Stahlkugel zur Lasteinleitung bei Kausimulation und überkritischer Belastung. Eine relativ große Streuung der Resultate war somit unausweichlich.

Die Reduktion der Keramik auf 0,8 mm unterschreitet deutlich die in der Literatur empfohlene Mindestschichtstärke von 1,5 mm. Da die Schichtstärke zu den okklusalen Kavitätenbegrenzungen hin auf 1,2 - 1,5 mm zunimmt, entspricht sie allerdings annähernd der Stärke des natürlichen Schmelzes. Auch die Elastizität liegt mit 68 GPa [58] nahe jener von Schmelz, welche die Literatur mit 86 GPa [129] angibt. Das verwendete Komposit hingegen ist mit einem E-Modul von 11,5 GPa [104] im Bereich von natürlichem Dentin (5,2 - 23 GPa) [21, 115]. Somit entsprach die Restauration in Aufbau und Elastizität aus materialtechnischer Sicht dem Aufbau eines natürlichen Zahns, was die Voraussetzung für eine biomimetische Seitenzahnfüllung ist [75].

Im Zuge der Kausimulation wurden die Proben mindestens einen Tag in bidestilliertem Wasser gelagert. Aufgrund der Wasserlagerung kann es zu einer Herabsetzung der Bruchfestigkeit

der Keramik kommen [54]. Folglich wurden alle Proben für mindestens einen und maximal drei Tage in bidestilliertem Wasser bis zur Durchführung der Prüfung gelagert.

Die Festigkeitseigenschaften der Inlays wurden durch überkritische Belastung in einer Universalprüfmaschine bestimmt. Da in vivo die überkritische Belastung nur in seltenen Fällen erreicht wird, gewinnt die subkritischen Belastung an Bedeutung. Sie führt in Verbindung mit den stets vorhandenen Oberflächen- und Volumendefekten zu subkritischem Risswachstum. Initial bildet sich ein kleiner Riss am Lastzentrum, welcher sich durch repetitive Belastung ausweitet, bis die strukturelle Integrität maximal geschwächt ist. Die eigentliche Fraktur erfolgt dann bei einer relativ geringen Belastung [130, 131].

Die Zeitfestigkeit ist ideal durch Wöhler-Kurven bestimmbar, was allerdings zeit- und kostenintensiv ist. Deshalb wurde die Bestimmung der Zeitfestigkeit mit der Ermüdungs-Vorlast-Methode durchgeführt, welche sich als sinnvolle Alternative bewährt hat [133].

Zu diesem Zweck wurden die Proben im Kausimulator MUC2 mit einer zyklischen Belastung von 200 N belastet, was sich innerhalb des Bereichs der Kaukräfte von 140 bis 730 N im Seitenzahnggebiet befindet [15, 34, 40, 103, 118]. Da sich eine signifikante Minderung der überkritischen Belastung nach 50.000 Zyklen nicht einstellte, sollte die zyklische Belastung im Zuge der Kausimulation in künftigen Untersuchungen erhöht werden.

Bei der Ermüdung im Kausimulator sind drei Proben gebrochen. Diese wurden mit 200 N Bruchkraft eingerechnet, da sie für eine begrenzte Zeit dieser Last widerstanden haben. Es lässt sich aber einwenden, dass alle anderen Proben diese Vorbelastung ebenso erfuhren, welche jedoch nicht in der späteren Bruchkraft berücksichtigt wurde. Ein Ansatz der Bruchkraft dieser Proben mit 0 N wäre jedoch willkürlich gewesen und hätte zur Eliminierung der Proben aus der Weibull-Analyse geführt. Dies wäre einer Vorselektion der Proben gleichgekommen und hätte auch die Zahl der Proben weiter verringert. Weibull-Analysen lassen erst ab $N = 100$ zuverlässige Aussagen zu, gute Näherungen sind mit $N = 25 - 30$ realisierbar. Aus Zeit- und Kosteneffizienz wurde die Zahl der Proben auf 20 reduziert.

6.2. Bruchfestigkeit

Deskriptiv zeigt Tabelle 5-1 eine Herabsetzung der Belastbarkeit im Mittel durch den Einsatz von Kompositunterfüllungen, was die Weibull-Analysen mit einer um etwa 25% niedrigeren

charakteristischen Bruchkraft F_0 in Tabelle 5-2 unterstreichen. Das Ergebnis steht im Widerspruch zu den bisherigen Untersuchungen über den Ersatz von Keramik im Bereich der Zugzone durch Komposit, wo eine Steigerung der Belastbarkeit im Drei-Punkt-Biegeversuch nachgewiesen wurde [98].

Moscovich et al. zeigten, dass die Belastbarkeit eines aus Keramik und Komposit zusammengesetzten Balkens im Biegeversuch umso größer wurde, je dicker der Kompositanteil und je dünner der Keramikanteil wurden. Dabei bildete das Komposit einen unteren horizontalen Anteil von 1 bis 3 mm Schichtstärke, die Keramik einen oberen horizontalen Anteil von 3 bis 1 mm Schichtstärke um eine konstante Gesamtstärke von 4 mm zu erreichen. Beide Schichten wurden adhäsiv verbunden, so dass sich die zusammengesetzten Balken als eine Einheit verhielten. Im Zuge des Drei-Punkt-Biegeversuch teilt sich der Balken in drei Zonen ein, eine obenliegende Druckzone, eine untenliegende Zugzone sowie eine dazwischenliegende Neutralebene [32]. Der Balken mit dem stärksten Komposit- und schwächsten Keramikanteil zeigte im Biegeversuch eine signifikant höhere Belastbarkeit als die anderen Balken und hatte als einziger Balken seine berechnete Neutralebene im Kompositanteil. Das bedeutet, dass die komplette Zugzone im Kompositanteil verläuft und somit keine Zugbelastung auf die Keramik einwirken kann. Die Vermeidung einer Zugbelastung wurde von Moscovich et al. auch als wahrscheinliche Erklärung für die größere Belastbarkeit angeführt.

Im Gegensatz zu Moscovich's gewollt stark vereinfachtem Versuchsaufbau weist ein Zahn eine wesentlich komplexere Struktur auf. Anhand der praxisnah durchgeführten Gestaltung der Okklusalfäche im Sinne einer Rekonstruktion der natürlichen Ausgangssituation ergeben sich, wie zuvor beschrieben, zwangsläufig stark variierende Schichtstärken der Keramik. Daher kann es auch keine allgemeine Neutralebene für die Restauration geben, sondern nur ein „Neutralzonenrelief“. Ein Anpassen der Kompositunterfüllung zur Vereinheitlichung der Keramikmaterialstärke an das okklusale Relief wurde als nicht realisierbar und praxisfern verworfen. Das Neutralzonenrelief macht es folglich unmöglich zu bestimmen, ob die Neutralzone innerhalb des Kompositanteils der Restauration verläuft, was aber gemäß Moscovich essentiell für die Steigerung der Belastbarkeit ist.

Ferner verwendete Moscovich Balken aus zwei verschiedenen Materialien. Die eingegliederte Restauration hingegen besteht aus mindestens drei Schichten, da die eigentliche Basis der natürliche Zahn, also das Dentin, darstellt. Die Spannungsverläufe in einem so komplexen System individuell für jede Restauration darzustellen ist nicht realisierbar.

Letztlich weist Moscovich darauf hin, dass ein entscheidender Grund für die Belastbarkeit das Klebeinterface zwischen den Schichten ist [98]. Nur mit einem den Scherkräften widerstehenden Adhäsivverbund ist gewährleistet, dass sich die Schichten als ein Körper verhalten und eine gemeinsame Neutralebene aufweisen. Adhäsivverbünde können unter idealen Bedingungen die Kohäsionskräfte von Keramik oder Kompositsegmenten erreichen [59]. Allerdings wird die Kompositunterfüllung zwangsweise mit Materialien kontaminiert, welche den Verbund herabsetzen. Keramikrestorationen müssen immer als präformiertes Objekt außerhalb der Mundhöhle hergestellt und in eine geschaffene Kavität eingebracht werden. Dies erfordert entweder eine konventionelle Abformung mit einer geeigneten Masse oder, bei optischer Abtastung, den Einsatz eines optisch homogenisierenden Oberflächenmodifikators wie Spray, Pulver oder Lack. Um dennoch einen adhäsiven Verbund zu ermöglichen, ist eine Reinigung der Kavität mit anschließender Konditionierung indiziert. Die erzielbare Haftkraft ist allerdings geringer als die Kohäsion des Komposit [59]. Der Verbund von Komposit mit Keramik ist somit zwangsläufig nicht so stark belastbar wie in der Versuchsanordnung von Moscovich.

Die Analyse der Bruchlasten der hier vorliegenden Studie mittels Weibull sowie der Mittelwerte ergab eine deutliche Reduktion der Belastbarkeit durch den Einsatz von biomimetischen Restaurationen. Es gilt jedoch zu bedenken, dass die Belastung der Inlays in der vorliegenden Untersuchung sehr komplex war und durch diverse Einflussfaktoren verändert wurde. So ist es nicht verwunderlich, dass die Streuung der hier erhaltenen Ergebnisse relativ groß war.

Da sämtliche Teilergebnisse keine Signifikanzen hinsichtlich der Korrelation zwischen Restauration und Bruchkraft aufweisen, kann die Hypothese einer Belastbarkeitssteigerung durch den Einsatz von Kompositunterfüllungen zumindest im Umfang dieser Studie nicht unterstützt werden.

Die einfaktorielle Varianzanalyse zeigte allerdings keine Signifikanzen für Unterschiede, so dass die Übertragbarkeit der Ergebnisse des Drei-Punkt-Versuches auf Restaurationen noch nicht eindeutig widerlegt ist.

Die den jeweiligen Gruppen entsprechenden Weibull-Module sind in den Grafiken 5-1 bis 5-6 veranschaulicht und in Tabelle 5-2 zusammengefasst. Dabei repräsentiert die Steigung der

schwarzen Trendlinie das Weibull-Modul. Je größer die Steigung der Trendlinie bzw. der Wert des Weibull-Moduls, desto geringer ist die Streuung innerhalb einer Gruppe. Auffällig ist, dass sich die Weibull-Module der vorbelasteten Untergruppen von biomimetischen und vollkeramischen Restaurationen deutlich von den nicht vorbelasteten Untergruppen unterscheiden, die Untergruppen der Kauflächenveneers hingegen nicht. Die vorbelasteten Untergruppen weisen eine größere Streuung der Bruchlasten auf, die nicht vorbelasteten Untergruppen zeigen etwa die Werte der Kauflächenveneers.

Der wichtigste Unterschied zur Gruppe der Kauflächenveneers ist die nicht vorhandene Schwächung des zu versorgenden Zahns, welche im Zuge einer Kavitätenpräparation unumgänglich ist [39, 127]. Da die erhöhte Streuung ausschließlich die präparativ geschwächten und vorbelasteten Gruppen betrifft, stellt sich die Frage, ob die zyklische Vorlast einen belastungsmindernden Einfluss auf den zu versorgenden Zahn selbst hat, in dessen Folge die Belastbarkeit der Restauration sinkt. Ein solch belastungsmindernder Einfluss würde aufgrund der anatomischen Varianz der Molaren auch zu variablen Ergebnissen führen.

Bei Betrachtung der Grafiken 5-1 bis 5-6 lassen sich teils deutliche Steigungsänderungen (Knicke) erkennen, wodurch jeweils Untergruppen definiert werden können. Es lassen sich unterschiedliche Trendlinien bzw. Weibull-Module (Rauten und Karos) finden. Dies legt die Vermutung auf unterschiedliche Bruchmechanismen nahe. Um dies zu klären, erfolgte eine Einzelbetrachtung der möglichen Bruchmechanismen: die Lokalisation des Ausgangspunkts der Fraktur, die Fraktur des restaurierten Zahns, des adhäsiven Verbunds sowie möglicher Defekte bzw. Fehlstellen in den Restaurationsmaterialien oder des Verbunds.

Obwohl diese Betrachtungen interessante Einzelergebnisse lieferten, ließ sich keine Zuordnung zwischen den Proben in den vermuteten Untergruppen und den gegebenenfalls unterschiedlichen Frakturmechanismen nachweisen. Die durch das statistische Verfahren angeregte Bildung von Untergruppen und diesen zugeordneten Weibull-Modulen ist somit lediglich ein statistisches Artefakt. Diese Trendlinien basieren auf zu wenig Einzelwerte um eine verlässliche Aussage hierüber treffen zu können.

Ob allerdings eine maximale Belastbarkeit der Restauration überhaupt eine erstrebenswerte Eigenschaft ist, stellen Magne und Belser in Frage [75, 78]. Sie argumentieren, dass hochbelastbare Restaurationen im Falle eines Versagens durch Überlastung ausgedehntere und kom-

plexere Frakturen bedingen als weniger stark belastbare Restaurationen. Dies führt zu aufwendigeren, so überhaupt möglichen, Versorgungen bzw. Restaurationen. Der Vorteil von weniger hoch belastbaren, dafür flexibleren Restaurationen ist deren Schutzfunktion durch Elastizität.

In der Literatur wird die maximale Kaukraft mit 140 - 730 N angegebenen [15, 34, 40, 103, 118]. Gemäß einer Studie sind intakte natürliche Prämolaren mit etwa 800 N belastbar [127]. Diese Belastungswerte werden von allen Mittelwerten der verschiedenen Restaurationsgruppen deutlich überschritten. Dies bedeutet, es ist für die Standdauer von Keramikinlays nicht von Bedeutung, ob die Kavität vollständig mit Keramik versorgt wird oder dem biomimetischen Prinzip gefolgt wird. Bei deutlich unter sich gehenden Kavitäten wird, vor dem Hintergrund der Substanzschonung, der Einsatz von Komposit sicher sinnvoll sein.

6.3. Zahnfraktur

Die Ausdehnung der Frakturen in Abhängigkeit der jeweiligen Bruchlast als Kriterium für eine biomimetische Restauration ist zwar nur bedingt aussagekräftig, lässt aber dennoch einige Rückschlüsse zu. Die Proben wurden nach erfolgter Frakturbelastung auf Defekte in der natürlichen Zahnhartsubstanz hin untersucht. Diese Defekte sollten hinreichend groß sein, um zumindest eine konservierende Behandlung zu bedingen. Um den Rahmen dieser Studie nicht zu sprengen, wurde auf eine qualitative Klassifikation der Zahndefekte verzichtet und nur eine quantitative Analyse durchgeführt. Dabei zeigt sich, dass bei steigenden Bruchkräften die Wahrscheinlichkeit einer Zahnfraktur erkennbar steigt. Die Gruppe der biomimetischen Restaurationen hat folglich die geringsten Zahnfrakturen. Insofern scheint das Ergebnis die These von Magne und Belser [75] zu stützen, dass weniger stark belastbare Restaurationen im Versagensfall zu weniger gravierenden Frakturen führen. Von Interesse ist auch, dass es keine relevanten Unterschiede sowohl bei der Bruchkraft als auch der Zahnfraktur zwischen den Gruppen der Kauflächenveneers und den vollkeramischen Inlays gibt. In beiden Gruppen sind Zahnfrakturen relativ häufig, was für das Erreichen der Belastungsgrenze des natürlichen Zahns spricht. Da kein Unterschied zwischen den präparierten und geschwächten Molaren der vollkeramischen Inlays und den unversehrten Molaren der Kauflächenveneers besteht, ist dies ein Hinweis auf eine Stabilisierung der Restzahnschubstanz durch den adhäsiven Verbund von Zahn und Restauration [39, 68, 126].

6.4. Bruchlokalisierung und Verbundfraktur

Sämtliche Proben bis auf eine weisen einen Frakturverlauf durch einen Kontaktpunkt mit der Stahlkugel auf. Diese eine Ausnahme ist längs der Fissur frakturiert, ohne Beteiligung eines Kontaktpunkts. Dies lässt den Schluss zu, dass das adhäsive Interface der Proben der Belastung zumindest so lange widerstanden hat, bis die Keramikrestauration deutliche Fehlstellen an den Kontaktpunkten aufwies. Es liegt nahe, diese Stellen als Ausgangspunkte für ein überkritisches Risswachstum zu vermuten.

Andererseits zeigte ein erheblicher Teil der Proben einen Frakturverlauf entlang des adhäsiven Verbundes. 85% der biomimetischen Proben und 85% der vollkeramischen Proben mit Vorlast und 75% ohne Vorlast wiesen eine Verbundfraktur über mindestens 0,5 Quadratmillimeter auf und immerhin noch 30% der vorbelasteten und 40% der nicht vorbelasteten Kauflächeneveneers. Dies legt zumindest nahe, dass der Verbund nach wie vor noch eine Schwachstelle in der Restauration darstellt.

Der Grund für die deutlich geringere Zahl von Verbundfrakturen in den Gruppen der Kauflächeneveneers mag die Tatsache sein, dass die verwendeten Molaren nicht durch Präparation geschwächt wurden [39]. Die durch Belastung induzierte Verformung konzentriert sich auf den Zementspalt und erzeugt eine zusätzliche Scherbelastung [63].

Weiterhin ist die Gruppe der Kauflächeneveneers die einzige Gruppe, deren Adhäsivverbund ausschließlich zu Schmelz besteht. Dieser Verbund ist deutlich einfacher und weniger fehleranfällig zu realisieren als der Verbund zu Dentin und erreicht die Festigkeitswerte des Schmelzes [59, 72]. Die Belastbarkeit des adhäsiven Verbunds ist, wie eingangs besprochen, gemäß Moscovich et al. eine wichtige Grundlage der Belastbarkeit, da sie darüber entscheidet, ob sich die Materialien respektive die eingegliederte Restauration wie ein Körper verhält.

Die Gruppen der biomimetischen Restaurationen weisen zwei adhäsive Verbindungen auf. Ein Verbund besteht zwischen dem natürlichen Zahn (hauptsächlich Dentin) und der Kompositunterfüllung, der andere zwischen der Kompositunterfüllung und der Keramik. Wie in Tab 5-4 ersichtlich, frakturierte der Verbund zwischen Komposit und Keramik etwa doppelt so häufig wie der Verbund zwischen Komposit und Zahn. Der wahrscheinliche Grund hierfür ist die schon erörterte Kontamination der Kompositoberfläche durch Spray, Pulver oder Lack, was eine Konditionierung und folglich eine verminderte Haftkraft bedingt [59].

Ferner wiesen innerhalb alle Versuchsgruppen bis auf die nicht vorbelasteten Kauflächeneveneers die Proben mit Verbundfraktur eine geringere durchschnittliche Belastung auf als die Proben ohne Verbundfraktur, was die Bedeutung des adhäsiven Verbundes für die Belastbarkeit der Gesamtrestauration widerspiegelt [98].

6.5. Erkennbare Defekte

Das Screening nach Defekten zeigte, dass in der industriell hergestellte Keramik kein Fehler im Sinne einer Porosität, Fremdkörpereinschluss oder Materialinhomogenität mittels eines Lichtmikroskops nachgewiesen werden konnte. Das für die Unterfüllung verwendete Komposit wies allerdings in einer Probe eine Materialinhomogenität auf. Es konnte allerdings nicht geklärt werden, ob diese aufgrund mangelnder Sorgfalt bei der Erstellung der Unterfüllung oder herstellerseitig bedingt war. Die lichtmikroskopische Betrachtung des Adhäsivzements zeigte allerdings eine Vielzahl von Lufteinschlüssen. Dies ist wenig überraschend, als das Komposit aus zwei Komponenten manuell gemischt wird. Als Defekt wurden nur Lufteinschlüsse von mehr als 0,1 mm gewertet. Dabei zeigt sich, dass die Verteilung der Defekte (Lufteinschlüsse) mit ca. 20% gleichmäßig über alle Gruppen ist. Die gemittelte Belastbarkeit der Proben mit Defekten war bis auf die Gruppe der vorbelasteten vollkeramischen Restaurationen herabgesetzt. Eine statistische Signifikanz zwischen Defekten und einer Bruchlastminderung über alle Gruppen ließ sich jedoch nicht nachweisen. Allerdings wiesen fast alle Inlay-Proben mit Defekten auch eine Verbundfraktur auf (94%). Dieser Zusammenhang konnte für die Gruppe der Kauflächeneveneers mit 17% nicht hergestellt werden. Vermutlich ist das adhäsive Interface zwischen intaktem Zahn und Keramikveneer weniger starken Scherkräften ausgesetzt, so dass sich ein Defekt weniger stark auswirkt.

7. Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Keramische Inlays mit ausgedehnter Zementunterfüllung finden in der Literatur wegen reduzierter Bruchlast überwiegend ablehnende Bewertung. Andere Untersuchungen deuten jedoch an, dass sich dies bei Kompositunterfüllungen anders verhält und sogar eine Steigerung der Festigkeit zu erwarten ist, wenn Keramik im Bereich von Zugbelastungen durch Komposit ersetzt wird. Um diese These zu klären, wurden in der vorliegenden in-vitro-Studie Bruchkräfte keramischer Inlays vergleichbarer Ausdehnung mit und ohne Kompositunterfüllung gegenübergestellt. Die Kompositfüllung von 1 mm reduzierte die Keramik entsprechend auf dann 0,8 mm. Hinzu kam eine Kontrollgruppe mit keramischen Veneers von 0,8 mm Schichtstärke auf der Okklusalfäche.

Die Bruchkräfte wurden sowohl mit vorhergehender Ermüdungssimulation als auch ohne diese zyklische mechanische Vorbelastung im Bruchversuch bestimmt. In jeder Gruppe wurden 20 Zähne getestet. Die Mittelwerte der Bruchkräfte waren: ohne Ermüdung mit Unterfüllung 1284,7 N (SD = 392,3 N), ohne Ermüdung ohne Unterfüllung 1734,8 N (SD = 577,6 N), nach Ermüdungssimulation mit Unterfüllung 1337,6 N (SD = 618,0 N) und nach Ermüdungssimulation ohne Unterfüllung 1745,0 N (SD = 695,2 N). Die Kauflächenveneers wiesen ohne Ermüdung 1696,2 N (SD = 615,0 N), mit Ermüdung 1665,2 N (SD = 678,0 N) auf. Dieser Trend wurde auch mit der charakteristischen Bruchkraft F_0 nach Weibull beobachtet.

Eine einfaktorielle Varianzanalyse ergab allerdings keine signifikanten Unterschiede zur Gruppe der Inlays ohne Unterfüllung.

Im Sinne einer möglichst maximalen Belastbarkeit kann derzeit noch keine Empfehlung für das biomimetische Konzept ausgesprochen werden, wenn die Anwendung eines Kompositkerns auf Kosten der Dicke der Keramik geht. Es ist jedoch bemerkenswert, dass die Festigkeit einer Keramik mit 0,8 mm Schichtdicke keinen statistisch signifikanten Festigkeitsabfall zu einer nahezu doppelt so dicken Keramiksicht erkennen lässt.

Es gilt im Zuge weiterer Untersuchungen zu klären, ob der Einsatz von massiveren keramischen Restaurationen zu Lasten der Kompositunterfüllung die Bruchkraft steigert und ob eine Reduktion der Minimalstärke auf unter 0,8 mm die möglichen Vorteile der Kompositunterfüllung schmälert. Bei einer deutlichen Steigerung der Keramikmindeststärke auf 1,5 mm, wie in

Zusammenfassung und Schlussfolgerung

der Literatur empfohlen [21], wird allerdings zwangsläufig das Prinzip der Biomimetik verlassen.

8. Summary

Ceramic inlays with conventional cement as base material are mainly rejected in literature due to a reduction of fracture load. However, some investigations imply different results when composites are used as base material. These references even describe a potential increase of fracture load by substitution of ceramic material with composite especially in zones of tensile stresses. To verify this hypothesis, our study compares the fracture loads of comparable ceramic inlays with and without a composite base. The composite base of 1 mm reduced the ceramic thickness to 0,8 mm. Additionally a control group with occlusal veneers of 0.8 mm thickness were established.

The fracture loads were determined with a load-to-failure fracture test. Half of the samples were tested without whereas the other half was tested with a preliminary cyclical fatigue simulation. 20 teeth were assigned to each test group.

The average fracture loads were: without fatigue simulation / with base 1284,7 N (SD = 392,3 N), without fatigue simulation / no base 1734,8 N (SD = 577,6 N), with fatigue simulation / with base 1337,6 N (SD = 618,0 N) and with fatigue simulation / no base 1745,0 N (SD = 695,2 N). The veneer group resulted in 1696,2 N (SD = 615,0 N) without fatigue simulation and 1665,2 N (SD = 678,0 N) with fatigue simulation. The characteristic fracture load F_0 according to Weibull confirmed this trend.

However, a one-factorial analysis of variance showed no significant differences between the groups.

With the aim of maximum strength in mind, there cannot be a recommendation for the biomimetic concept, presupposed the composite core reduces the ceramic thickness. Nevertheless it should be mentioned, that the fracture resistance of a 0,8 mm thick ceramic inlay shows no significant difference in fracture load to an almost twice as thick ceramic inlay. It should be determined by further studies, if thicker ceramic restorations on the expense of composite basing increases the fracture load and if a reduction below 0.8 mm thickness can diminish the advantages of composite basing. An increase of thickness to 1,5 mm according to literature is not within the principles of biomimetic restorations.

9. Literaturverzeichnis

1. Aberg, C.H., J.W. van Dijken, and A.L. Olofsson, *Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement*. Acta Odontol.Scand., 1994. **52**(3): p. 140-149.
2. Adamczyk, E. and E. Spiechowicz, *Plaque accumulation on crowns made of various materials*. Int.J.Prostodont., 1990. **3**(3): p. 285-291.
3. Aida, M., T. Hayakawa, and K. Mizukawa, *Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions*. J.Prosthet.Dent., 1995. **73**(5): p. 464-470.
4. Attin, T., M. Vataschki, and E. Hellwig, *Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials*. Quintessence.Int., 1996. **27**(3): p. 203-209.
5. Bieniek, K.W. and R. Marx, *Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1994. **104**: p. 284-289.
6. Bieniek, K.W. and H. Spiekermann, *Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung*. Quintessenz Zahntech, 1993: p. 529-542; 689-697.
7. Bowen, R.L. and M.S. Rodriguez, *Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials*. J Am Dent Assoc, 1962. **64**: p. 378-87.
8. Braem, M., P. Lambrechts, and G. Vanherle, *Clinical relevance of laboratory fatigue studies*. J Dent, 1994. **22**(2): p. 97-102.
9. Bronwasser, P.J., et al., *Marginale Adaptation von Cerec-Dicor-MGC-Restorationen mit Dentinadhäsiven*. Schweiz.Monatsschr.Zahnmed., 1991. **101**(2): p. 162-169.
10. Brunner, T., *Cerec - Unbestrittener Erfolg der zahnfarbenen CAD/CAM Restaurationen*. Schweiz.Monatsschr.Zahnmed., 1996. **106**(6): p. 615-617.
11. Burke, F.J., N.H. Wilson, and D.C. Watts, *Aesthetic inlays*. Br Dent J, 1994. **177**(6): p. 198.
12. Cameron, C.E., *Cracked-Tooth Syndrome*. J Am Dent Assoc, 1964. **68**: p. 405-11.
13. Cameron, C.E., *The cracked tooth syndrome: additional findings*. J Am Dent Assoc, 1976. **93**(5): p. 971-5.
14. Campbell, S.D., *Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials*. J.Prosthet.Dent., 1989. **61**(5): p. 563-568.
15. Carlsson, G.E., *Bite force and chewing efficiency*. Front Oral Physiol, 1974. **1**(0): p. 265-92.
16. Cavel, W.T., W.P. Kelsey, and R.J. Blankenau, *An in vivo study of cuspal fracture*. J Prosthet Dent, 1985. **53**(1): p. 38-42.
17. Chan, C. and H. Weber, *Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study*. J.Prosthet.Dent., 1986. **56**(6): p. 666-671.
18. Christensen, G.J., *Dental cements: are they the weak link?* J Am Dent Assoc, 1991. **122**(11): p. 63-4.
19. Christensen, G.J., *The rise of resin for cementing restorations*. J.Am.Dent.Assoc., 1993. **124**(10): p. 104-105.
20. Craig, R.G., *Ceramics*, in *Restorative dental materials*. 1993, Mosby Year Book. p. 473-501.

21. Craig, R.G., *Selected properties of dental composites*. J.Dent.Res., 1979. **58**(5): p. 1544-1550.
22. Crocker, W.P., *The cementation of porcelain jacket crowns with adhesive resins*. Br.Dent.J., 1992. **172**(2): p. 64-67.
23. de Freitas, C.R., et al., *Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer*. Quintessence.Int., 2002. **33**(8): p. 589-594.
24. Dietschi, D., et al., *In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth*. Quintessence.Int., 1990. **21**(10): p. 823-831.
25. Dietschi, D., P. Magne, and J. Holz, *Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth*. Quintessence Int, 1994. **25**(10): p. 659-77.
26. Douglas, W.H. *Methods to improve fracture resistance of teeth in International Symposium on Posterior Composite Resin Restorative Materials*. 1985. St. Paul: Minnesota Mining & Manufacturing.
27. Draughn, R.A., *Compressive fatigue limits of composite restorative materials*. J.Dent.Res., 1979. **58**(3): p. 1093-1096.
28. Eichner, K. and H.F. Kappert, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 1996, Heidelberg: Hüthig Verlag.
29. Elderton, R.J., *A new look at cavity preparation*. Proc Br Paedod Soc, 1979. **9**: p. 25-30.
30. Esquivel-Upshaw, J.F., et al., *Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays*. Int.J.Prosthodont., 2001. **14**(2): p. 109-114.
31. Feher, A. and W.H. Mormann, *[The preparation of ceramic restorations with superfine diamond instruments]*. Schweiz.Monatsschr.Zahnmed., 1995. **105**(4): p. 474-479.
32. Gere, M.G. and S.P. Timoshenko, *Mechanics of Materials*. 1991, London: Chapman & Hall.
33. Geurtsen, W., *Keramik und Kunststoffinlay*, in *Praxis der Zahnheilkunde*. 1992, Kettler, W.: München.
34. Gibbs, C.H., et al., *Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency*. J Prosthet Dent, 1981. **46**(5): p. 561-7.
35. Giordano, R., M. Cima, and R. Pober, *Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics*. Int.J.Prosthodont., 1995. **8**(4): p. 311-319.
36. Gordon, J., *Structures: Why Things Don't Fall Down*. Strain energy and modern fracture mechanics. 1978, New York: Da Capo Press. 70-109.
37. Hahn, R. and C. Löst, *Experimentielle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe*. Dtsch.Zahnarztl.Z., 1993. **48**: p. 484-487.
38. Hahn, R. and M. Wolf, *Elastizitätsgrenze keramischer und keramisch verblendeter Seitenzahnkronen*. Acta Med.Dent., 1996(1): p. 274-281.
39. Haller, B., et al., *[Ridge stabilization with adhesive inlays in MOD cavities]*. Dtsch.Zahnarztl.Z., 1990. **45**(10): p. 660-663.
40. Helkimo, E. and B. Ingervall, *Bite force and functional state of the masticatory system in young men*. Swed Dent J, 1978. **2**(5): p. 167-75.
41. Hellwig, E., J. Klimek, and T. Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung*. 1999, München: Urban & Fischer.
42. Hickel, R., et al., *Durchhärtetiefe von lighthärtenden Kompositen unter Keramik*. Dtsch.Zahnarztl.Z., 1992. **47**: p. 182-185.

43. Hickel, R. and K.H. Kunzelmann, *Der Einfluß der Kavitätenpräparation auf die Randspaltbreite bei Cerec-Inlays*. Dtsch.Zahnarztl.Z., 1990. **45**: p. 675-677.
44. Hickel, R. and K.H. Kunzelmann, *Keramikinlays und Veneers*. 1997: Hanser Verlag.
45. Hofmann, N. and B. Klaiber, *Die Herstellung und Eingliederung von computergefrästen Keramik-Inlays*. ZWR, 1990. **7**: p. 530-537.
46. Hofmann, N., B. Klaiber, and M. Heners, *Okklusale Randschlußqualität von Cerec-Inlays nach mehrmonatiger Tragedauer*. Dtsch.Zahnarztl.Z., 1990. **45**: p. 289-292.
47. Hohmann, A. and W. Hielscher, *Lehrbuch der Zahntechnik*. 1987, Berlin: Quintessenz Verlag.
48. Höland, W., et al., *Mikrostruktur der Empress-Glasskeramik*. Phillip. J., 1992. **9**: p. 551-553.
49. Hondrum, S.O., *A review of the strength properties of dental ceramics*. J.Prosthet.Dent., 1992. **67**(6): p. 859-865.
50. Hood, J.A. *Methods to improve fracture resistance of teeth in International Symposium on Posterior Composite Resin Restorative Materials*. 1985. St. Paul: Minnesota Mining & Manufacturing.
51. Hulterstrom, A.K. and M. Bergman, *Polishing systems for dental ceramics*. Acta Odontol.Scand., 1993. **51**(4): p. 229-234.
52. Kappert, H.F. and M. Krah, *Keramiken - Eine Übersicht*. Quintessenz Zahntech, 2001. **27**: p. 668-704.
53. Kerkhof, F., *Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen*. 1982, Freiburg: Schmid Verlag.
54. Kern, M., T. Fechtig, and J.R. Strub, *Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures*. J.Prosthet.Dent., 1994. **71**(3): p. 251-256.
55. Kern, M. and A. Mehl, *Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde?* Quintessence Zahntech, 2002. **28**(11): p. 1244-1250.
56. Kern, M. and L. Pröbster, *Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen*. dental-praxis, 2002. **14**: p. 269-276.
57. Kern, M. and V.P. Thompson, *Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability*. J.Prosthet.Dent., 1995. **73**(3): p. 240-249.
58. Kim, H.W., et al., *Effect of Flaw State on the Strength of Brittle Coatings on Soft Substrates*. J.Am.Ceram.Soc., 2001. **84**(10): p. 2377-2384.
59. Krejci, I., F. Lutz, and J. Fülleemann, *Zahnfarbene Inlays / Onlays: Materialien, Prinzipien und Klassifikation*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1992. **102**(1): p. 72-83.
60. Kreulen, C.M., et al., *Time-and-motion study on class II copy-milled ceramic inlays*. J.Dent., 2000. **28**(6): p. 429-436.
61. Krumbholz, K., *Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken*. Zahnärztl. Welt., 1992. **101**: p. 193-199.
62. Lamprechts, P., et al., *Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven*, in *Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis*. 2001, 3M Espe AG.
63. Lang, H., R. Schwan, and R. Nolden, *Die Verformung gefüllter Zähne*. Dtsch Zahnarztl Z, 1994. **49**: p. 812-815.
64. Lehmann, K.M. and E. Hellwig, *Einführung in die restaurative Zahnheilkunde*. 1993, München: Urban & Schwarzenberg.
65. Lin, C.P. and W.H. Douglas, *Structure-property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction*. J Dent Res, 1994. **73**(5): p. 1072-8.

66. Lin, C.P., W.H. Douglas, and S.L. Erlandsen, *Scanning electron microscopy of type I collagen at the dentin-enamel junction of human teeth*. J Histochem Cytochem, 1993. **41**(3): p. 381-8.
67. Linn, J. and H.H. Messer, *Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars*. J Endod, 1994. **20**(10): p. 479-85.
68. Lopes, L.M., J.G. Leitao, and W.H. Douglas, *Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement*. Quintessence Int, 1991. **22**(8): p. 641-5.
69. Luthardt, R. and M. Kern, *Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestaurationen*. ZWR, 2002. **11**: p. 621-624.
70. Luthardt, R. and H. Rudolph, *Der richtige Werkstoff*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis, 2001. **4**: p. 12-16.
71. Luthy, H., et al., *Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1993. **103**(10): p. 1257-60.
72. Lutz, F., I. Krejci, and P. Schüpbach, *Adhäsiivsysteme für zahnfarbene Restaurationen*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1993. **103**: p. 537-549.
73. Macpherson, L.C. and B.G. Smith, *Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative materials: an in-vitro study*. Br Dent J, 1995. **178**(9): p. 341-4.
74. Magne, P. and U.C. Belser, *Adhäsiiv befestigte Keramikrestaurationen*. 2002, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH. 23-52.
75. Magne, P. and U.C. Belser, *Intakte Zähne und das Prinzip der Biomimetik*, in *Adhäsiiv befestigte Keramikrestaurationen*. 2002, Quintessenz Bibliothek: Berlin. p. 23-56.
76. Magne, P., D. Dietschi, and J. Holz, *Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations*. Int.J.Periodontics.Restorative.Dent., 1996. **16**(2): p. 104-119.
77. Magne, P. and W.H. Douglas, *Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors*. Quintessence Int, 2000. **31**(1): p. 5-18.
78. Magne, P. and W.H. Douglas, *Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown*. Int.J.Prostodont., 1999. **12**(2): p. 111-121.
79. Magne, P. and W.H. Douglas, *Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics*. J.Esthet.Dent., 1999. **11**(1): p. 5-15.
80. Magne, P., A. Versluis, and W.H. Douglas, *Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(3): p. 345-55.
81. Marx, R., *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit*. Dtsch.Zahnarzt.Z., 1993. **48**: p. 229-236.
82. Marxkors, R. and H. Meiners, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 1993, München: Carl Hanser Verlag.
83. McCabe, J.F., et al., *Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials*. Dent.Mater., 1990. **6**(1): p. 24-28.
84. McCulloch, A.J. and B.G. Smith, *In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material*. Br Dent J, 1986. **161**(12): p. 450-2.
85. McKinney, J.E., J.M. Antonucci, and N.W. Rupp, *Wear and microhardness of glass-ionomer cements*. J.Dent.Res., 1987. **66**(6): p. 1134-1139.
86. McLean, J.W., *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. J Prosthet Dent, 2001. **85**(1): p. 61-6.
87. McLean, J.W., *The future of restorative materials*. J Prosthet Dent, 1979. **42**(2): p. 154-8.

88. Mehl, A. and R. Hickel, *Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations*. Int J Comput Dent, 1999. **2**(1): p. 9-35.
89. Millar, B.J., P.B. Robinson, and B.R. Davies, *Effects of the removal of composite resin restorations on Class II cavities*. Br.Dent.J., 1992. **173**(6): p. 210-212.
90. Milleding, P., U. Ortengren, and S. Karlsson, *Ceramic inlay systems: some clinical aspects*. J.Oral Rehabil., 1995. **22**(8): p. 571-580.
91. Molin, M.K., S.L. Karlsson, and M.S. Kristiansen, *Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint*. Dent.Mater., 1996. **12**(4): p. 245-249.
92. Monasky, G.E. and D.F. Taylor, *Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold*. J.Prosthet.Dent., 1971. **25**(3): p. 299-306.
93. Morin, D., R. DeLong, and W.H. Douglas, *Cusp reinforcement by the acid-etch technique*. J Dent Res, 1984. **63**(8): p. 1075-8.
94. Morin, D.L., et al., *Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis*. Dent Mater, 1988. **4**(2): p. 77-84.
95. Morin, D.L., et al., *Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement*. Dent Mater, 1988. **4**(1): p. 41-8.
96. Mormann, W. and I. Krejci, *Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation*. Quintessence Int, 1992. **23**(2): p. 109-15.
97. Moscovich, H., et al., *Loss of sound tooth structure when replacing amalgam restorations by adhesive inlays*. Oper.Dent., 1998. **23**(6): p. 327-331.
98. Moscovich, H., et al., *Effect of composite basing on the resistance to bulk fracture of industrial porcelain inlays*. J.Dent., 1998. **26**(2): p. 183-189.
99. Nakabayashi, N., M. Ashizawa, and M. Nakamura, *Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin*. Quintessence Int, 1992. **23**(2): p. 135-41.
100. Nakabayashi, N. and K. Takarada, *Effect of HEMA on bonding to dentin*. Dent Mater, 1992. **8**(2): p. 125-30.
101. Otto, T. and S. De Nisco, *Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(2): p. 122-8.
102. Peters, R., S. Rinke, and F. Schäfers, *Passungsqualität CAD/CAM-gefertigter Inlaysin Abhängigkeit von der Kavitätenpräparation*. Dtsch.Zahnarzt.Z., 1996. **51**: p. 587-590.
103. Probst, L., *Compressive strength of two modern all-ceramic crowns*. Int.J.Prosthodont., 1992. **5**(5): p. 409-414.
104. Produktinformation 3M, E., 3M Espe AG, Espe Platz, 8229 Seefeld, Germany.
105. Ratledge, D.K., B.G. Smith, and R.F. Wilson, *The effect of restorative materials on the wear of human enamel*. J.Prosthet.Dent., 1994. **72**(2): p. 194-203.
106. Reeh, E.S., W.H. Douglas, and H.H. Messer, *Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique*. J Dent Res, 1989. **68**(11): p. 1540-4.
107. Reinhardt, J.W., E.J. Swift, Jr., and A.J. Bolden, *A national survey on the use of glass-ionomer cements*. Oper.Dent., 1993. **18**(2): p. 56-60.
108. Reiss, B. and W. Walther, *Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations*. Int J Comput Dent, 2000. **3**(1): p. 9-23.

109. Rekow, E.D., *High-technology innovations--and limitations--for restorative dentistry*. Dent Clin North Am, 1993. **37**(3): p. 513-24.
110. Reuling, N. and G.K. Siebert, *Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung*. Dent Lab, 1989. **37**: p. 67-71.
111. Riedling, W., *Fortschritte der gegossenen Glaskeramik*. Zahnärztl Mitt, 1989. **79**: p. 1678.
112. Rose, D., U. Platzter, and K.K.-F. Roth, *Untersuchungen zur Kompositfuge bei computererstellten Keramikinlays*. Dtsch.Zahnärztl.Z., 1990. **45**: p. 677-679.
113. Roulet, J.F., *Marginal integrity: clinical significance*. J.Dent., 1994. **22 Suppl 1**: p. S9-12.
114. Salis, S.G., et al., *Patterns of indirect fracture in intact and restored human premolar teeth*. Endod Dent Traumatol, 1987. **3**(1): p. 10-4.
115. Scherrer, S.S. and W.G. De Rijk, *The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli*. Int.J.Prostodont., 1993. **6**(5): p. 462-467.
116. Schmalz, G., M. Federlin, and W. Geurtsen, *Sind Keramik-Inlays und Veneers wissenschaftlich anerkannt?* Dtsch.Zahnärztl.Z., 1994. **49**: p. 197-208.
117. Schug, J., et al., *Schleifpräzision und Paßgenauigkeit von Cerec 2 CAD/CAM Inlays*. Schweiz.Monatsschr.Zahnmed., 1995. **105**(7): p. 913-919.
118. Schwickerath, H., *[Masticatory force--mastication pressure--loading capacity]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1976. **31**(11): p. 870-3.
119. Schwickerath, H., *[Strength properties of dental ceramics]*. Dtsch.Zahnärztl.Z., 1985. **40**(3): p. 273-275.
120. Sirona, *CEREC 3D - Handbuch für den Anwender*. 2003: Sirona Dental Systems GmbH.
121. Stanley, H.R., *Pulpal responses to ionomer cements--biological characteristics*. J.Am.Dent.Assoc., 1990. **120**(1): p. 25-29.
122. Stokes, A.N. and J.A. Hood, *Impact fracture patterns of intact and restored human maxillary central incisors*. Int J Prostodont, 1988. **1**(2): p. 208-10.
123. Strub, J.R., et al., *Curriculum Prothetik Band I – III*. 1999, Berlin: Quintessenz Verlag.
124. Uctasli, S. and H.J. Wilson, *Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics*. J Oral Rehabil, 1996. **23**(3): p. 170-4.
125. Ward, M.T., W.H. Tate, and J.M. Powers, *Surface roughness of opalescent porcelains after polishing*. Oper.Dent., 1995. **20**(3): p. 106-110.
126. Watts, D.C., N.H. Wilson, and F.J. Burke, *Indirect composite preparation width and depth and tooth fracture resistance*. Am J Dent, 1995. **8**(1): p. 15-9.
127. Weiß, E., *Der Einfluß adhäsiv befestigter MOD-Inlays auf das Bruchverhalten menschlicher Zähne in vitro*. 1993, Berlin: Dissertation.
128. White, S.N., et al., *In vivo microleakage of luting cements for cast crowns*. J Prosthet Dent, 1994. **71**(4): p. 333-8.
129. Willems, G., et al., *Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel*. J.Biomed.Mater.Res., 1993. **27**(6): p. 747-755.
130. Wiskott, H.W., J.I. Nicholls, and U.C. Belser, *The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading*. Int.J.Prostodont., 1997. **10**(3): p. 207-215.

Literaturverzeichnis

131. Wiskott, H.W., J.I. Nicholls, and U.C. Belser, *Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications*. Int.J.Prosthodont., 1995. **8**(2): p. 105-116.
132. Yoshinari, M. and T. Derand, *Fracture strength of all-ceramic crowns*. Int J Prosthodont, 1994. **7**(4): p. 329-38.
133. Yoshinari, M. and T. Derand, *Fracture strength of all-ceramic crowns*. Int.J.Prosthodont., 1994. **7**(4): p. 329-338.

10. Anhang

10.1. Materialliste

Winkelstück 25 CHC, KaVo Dental GmbH, Bieberach, Germany
Schleifkörper, Acurata G+K Mahnhardt Dental e.K., Thurmansbang, Germany
Total Etch®, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany
Syntac Primer®, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany
Syntac Adhesive®, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany
Heliobond®, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany
Variolink II® low viscosity, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany
Variolink Ultra®, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany
Filtek Z250® A3, 3M-Espe AG, Seefeld, Germany
Espe-Sil®, 3M-Espe AG, Seefeld, Germany
Impression Compound® (rot), KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz
Polymerisationslampe Translux CL®, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany
VITABLOCS® Mark II, VITA Zahnfabrik GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany
CEREC Liquid®, VITA Zahnfabrik GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany
CEREC Powder®, VITA Zahnfabrik GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany
Ceramics Etch®, VITA Zahnfabrik GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany
Dentatec®, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany
Dia-Pol®, BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Germany
Cerapol Plus® / Ceragloss®, BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Germany
HANEL-Folie, Okklusionsfolie, 12µ einseitig, Roeko, Langenau Germany
CEREC® 3, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany
CEREC® 3D Software V2.11, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany
Kausimulator MUC2, Willytec, München, Germany
Universalprüfmaschine MCE 2000ST, quickTest Prüfpartner GmbH, Langenfeld, Germany
Isomet® Low Speed Saw, Buehler GmbH, Düsseldorf
Mikroskop Stemi SV 11, Carl Zeiss AG, Jena
Software für Statistik: SPSS 11.5 „, for Windows“, SPSS Inc., Chicago, USA

10.2. Bruchlasten aller Versuchsrestaurationen

Probennummer	Probentyp	Kausimulation	Zahnfraktur	Verbundfraktur	Erkennbarer Defekt	Bruchlast der Probe (N)
1	Biomimetisch	1	1	1	1	1393
2	Biomimetisch	1	0	1	0	1825
3	Biomimetisch	1	0	1	1	1311
4	Biomimetisch	1	1	0	0	1138
5	Biomimetisch	1	1	1	0	832
6	Biomimetisch	1	0	1	0	1068
7	Biomimetisch	1	1	0	0	200
8	Biomimetisch	1	0	1	0	1168
9	Biomimetisch	1	1	1	0	2000
10	Biomimetisch	1	1	1	0	2015
11	Biomimetisch	1	1	0	0	1130
12	Biomimetisch	1	0	1	0	704
13	Biomimetisch	1	1	1	0	1575
14	Biomimetisch	1	0	1	1	1290
15	Biomimetisch	1	1	1	1	1224
16	Biomimetisch	1	1	1	0	2330
17	Biomimetisch	1	1	1	0	2221
18	Biomimetisch	1	0	1	0	200
19	Biomimetisch	1	1	1	0	2176
20	Biomimetisch	1	0	1	0	952

Probennummer	Probentyp	Kausimulation	Zahnfraktur	Verbundfraktur	Erkennbarer Defekt	Bruchlast der Probe (N)
21	Biomimetisch	0	0	1	1	1088
22	Biomimetisch	0	1	0	1	1826
23	Biomimetisch	0	0	1	1	1161
24	Biomimetisch	0	1	1	0	1266
25	Biomimetisch	0	0	1	0	1023
26	Biomimetisch	0	0	1	0	1155
27	Biomimetisch	0	1	1	0	2134
28	Biomimetisch	0	1	1	0	1895
29	Biomimetisch	0	0	1	1	1287
30	Biomimetisch	0	1	1	0	1339
31	Biomimetisch	0	0	1	1	1048
32	Biomimetisch	0	1	1	0	707
33	Biomimetisch	0	1	1	0	1529
34	Biomimetisch	0	0	1	0	1057
35	Biomimetisch	0	1	0	0	558
36	Biomimetisch	0	1	1	0	1160
37	Biomimetisch	0	1	0	0	1256
38	Biomimetisch	0	0	1	0	1746
39	Biomimetisch	0	1	1	0	975
40	Biomimetisch	0	1	1	0	1484

Anhang

Probennummer	Probentyp	Kausimulation	Zahnfraktur	Verbundfraktur	Erkennbarer Defekt	Bruchlast der Probe (N)
41	Veneer	1	0	0	0	1920
42	Veneer	1	1	0	0	2796
43	Veneer	1	0	1	0	1181
44	Veneer	1	1	1	0	3246
45	Veneer	1	1	0	0	2198
46	Veneer	1	0	0	0	1074
47	Veneer	1	1	0	1	1396
48	Veneer	1	0	1	0	973
49	Veneer	1	1	1	0	2740
50	Veneer	1	0	1	0	1228
51	Veneer	1	1	0	1	950
52	Veneer	1	1	0	0	1827
53	Veneer	1	1	0	1	1146
54	Veneer	1	1	0	0	1166
55	Veneer	1	1	0	0	1495
56	Veneer	1	1	0	0	2226
57	Veneer	1	1	1	0	1073
58	Veneer	1	1	0	0	1608
59	Veneer	1	1	0	1	1121
60	Veneer	1	1	0	0	1940

Probennummer	Probentyp	Kausimulation	Zahnfraktur	Verbundfraktur	Erkennbarer Defekt	Bruchlast der Probe (N)
61	Veneer	0	1	0	0	834
62	Veneer	0	1	0	1	2286
63	Veneer	0	1	1	0	1667
64	Veneer	0	1	0	0	2259
65	Veneer	0	0	1	0	1191
66	Veneer	0	0	1	0	1205
67	Veneer	0	1	0	0	1243
68	Veneer	0	0	1	0	1094
69	Veneer	0	1	1	0	1805
70	Veneer	0	1	0	1	1486
71	Veneer	0	1	0	0	2281
72	Veneer	0	0	1	0	1576
73	Veneer	0	1	0	0	2159
74	Veneer	0	1	0	0	3164
75	Veneer	0	1	0	0	1829
76	Veneer	0	1	0	0	2227
77	Veneer	0	0	1	1	945
78	Veneer	0	1	0	0	1960
79	Veneer	0	1	0	0	1975
80	Veneer	0	0	1	0	737

Anhang

Probennummer	Probentyp	Kausimulation	Zahnfraktur	Verbundfraktur	Erkennbarer Defekt	Bruchlast der Probe (N)
81	Vollkeramik	1	0	1	1	1102
82	Vollkeramik	1	1	1	0	1674
83	Vollkeramik	1	0	0	0	1284
84	Vollkeramik	1	0	1	0	3037
85	Vollkeramik	1	1	1	0	1293
86	Vollkeramik	1	1	1	0	2389
87	Vollkeramik	1	0	1	1	1670
88	Vollkeramik	1	1	1	0	1358
89	Vollkeramik	1	1	0	0	1378
90	Vollkeramik	1	1	1	1	1433
91	Vollkeramik	1	1	1	0	2061
92	Vollkeramik	1	1	1	0	1972
93	Vollkeramik	1	0	1	0	200
94	Vollkeramik	1	1	0	0	1428
95	Vollkeramik	1	1	1	0	1632
96	Vollkeramik	1	1	1	1	3225
97	Vollkeramik	1	0	1	0	1530
98	Vollkeramik	1	1	1	0	2614
99	Vollkeramik	1	0	1	0	1476
100	Vollkeramik	1	1	1	0	2144

Probennummer	Probentyp	Kausimulation	Zahnfraktur	Verbundfraktur	Erkennbarer Defekt	Bruchlast der Probe (N)
101	Vollkeramik	0	1	0	0	1629
102	Vollkeramik	0	1	1	0	2006
103	Vollkeramik	0	1	1	0	2592
104	Vollkeramik	0	0	1	1	1146
105	Vollkeramik	0	0	1	1	1877
106	Vollkeramik	0	1	0	0	1869
107	Vollkeramik	0	1	0	0	1813
108	Vollkeramik	0	1	1	0	3107
109	Vollkeramik	0	1	0	0	1023
110	Vollkeramik	0	1	1	0	1136
111	Vollkeramik	0	0	1	0	2270
112	Vollkeramik	0	1	1	0	1622
113	Vollkeramik	0	0	1	0	1150
114	Vollkeramik	0	1	1	0	2314
115	Vollkeramik	0	1	1	0	1333
116	Vollkeramik	0	1	0	0	1659
117	Vollkeramik	0	1	1	1	1448
118	Vollkeramik	0	0	1	1	1037
119	Vollkeramik	0	0	1	0	2402
120	Vollkeramik	0	1	1	0	1263

10.3. Fotodokumentation der Probenherstellung

Eine Step-by-Step Dokumentation über die einzelnen Arbeitsschritte zur Herstellung der verwendeten Proben.

10.3.1. Biomimetische Restaurationen



Abb. 10.3.1.1: Ungeschliffener Molar als Basis zur Probenerstellung. Es werden nur intakte Molaren verwendet.

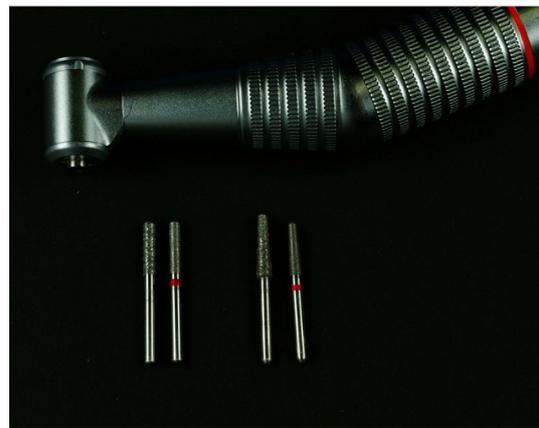


Abb. 10.3.1.2: Zylinder und Teilkoni der Größen 10 und 14 in grober und feiner Körnung.

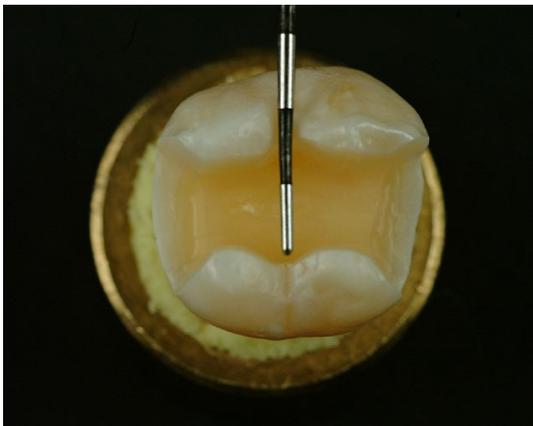


Abb. 10.3.1.3: Vollständig präparierte Kavität von okklusal. Die PA-Sonde verdeutlicht die Ausdehnung.

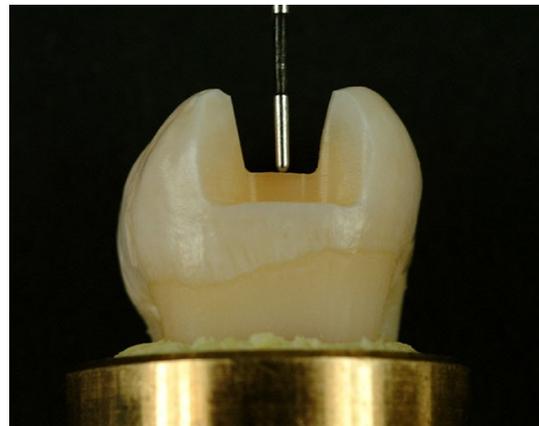


Abb. 10.3.1.4: Kavität von approximal.



Abb. 10.3.1.5: Das zur Konditionierung verwendete Phosphorsäure-Ätzgel: Vivadent Total Etch.

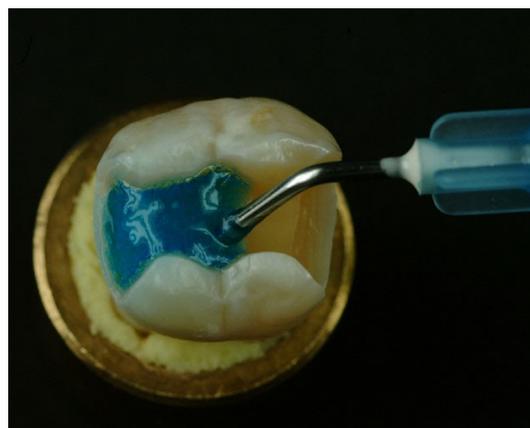


Abb. 10.3.1.6: Selektives Ätzen aller angeschnittenen Dentinflächen.



Abb. 10.3.1.7: Ausdehnung der geätzten Flächen.



Abb. 10.3.1.8: Das verwendete Bonding System Vivadent Syntac Classic mit folgenden Komponenten: Syntac Primer

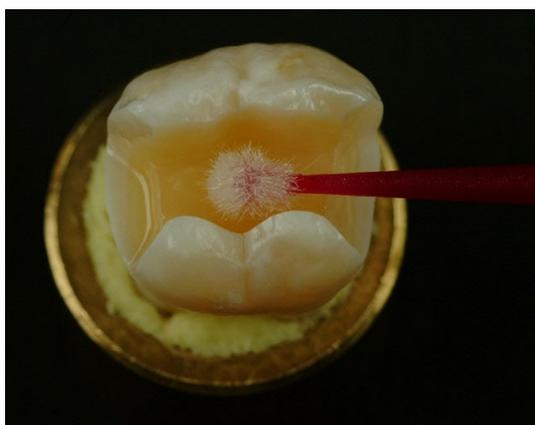


Abb. 10.3.1.9: Einarbeiten des Primers in das mäßig getrocknete Dentin für 15 s.



Abb. 10.3.1.10: Syntac Adhesive

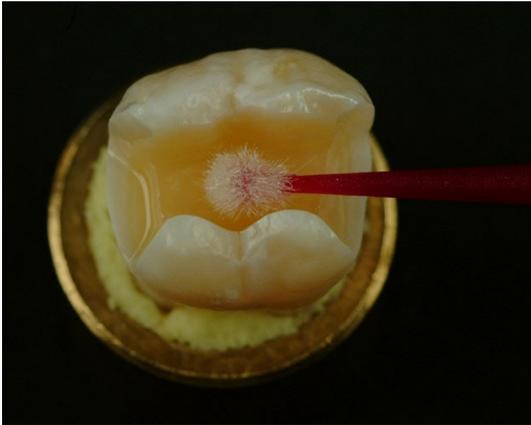


Abb. 10.3.1.11: Einarbeiten des Adhäsivs für 10 s.



Abb. 10.3.1.12: Heliobond



Abb. 10.3.1.13: Bestreichen aller Dentinflächen mit Bonding. Verblasen der Überschüsse mit Druckluft.

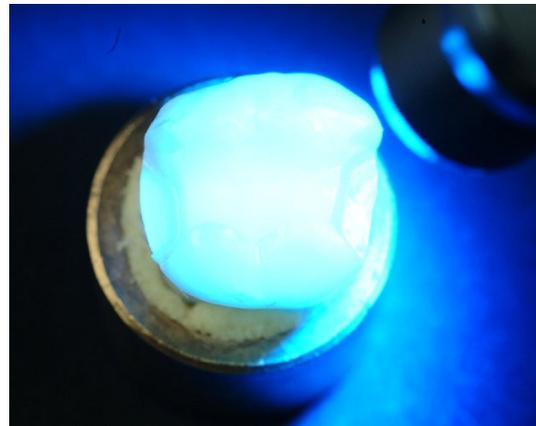


Abb. 10.3.1.14: Lichthärtung des Bondings für 20 s.



Abb. 10.3.1.15: Das für die Unterfüllungen verwendete Komposit 3M Filtek Z250 A3.

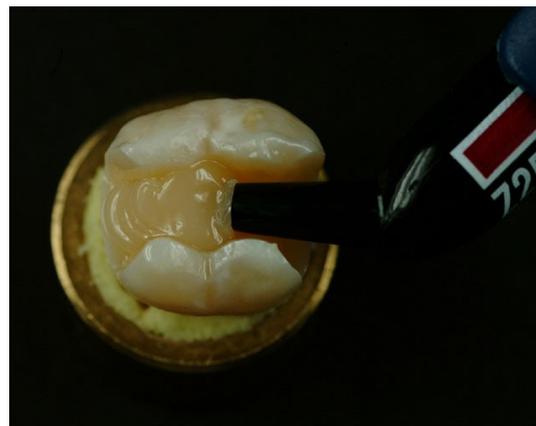


Abb. 10.3.1.16: Einbringen des Komposits in mehreren Inkrementen.



Abb. 10.3.1.17: Modellation der einzelnen Komposit-Inkremente mit einem Tantalin-Instrument vor der Härtung.

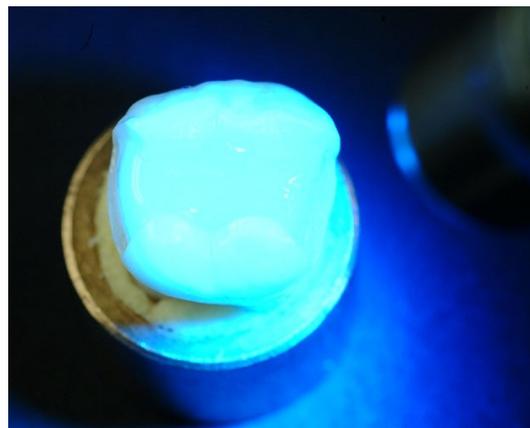


Abb. 10.3.1.18: Lichthärtung der einzelnen Inkremente für 20 s.



Abb. 10.3.1.19: Glättung und Reduktion der Kompositschicht auf 1 mm mittels obig beschriebener Diamantzylinder sowie Akansas-Zylinder.



Abb. 10.3.1.20: Ansicht der fertiggestellten Kompositschicht von okklusal.

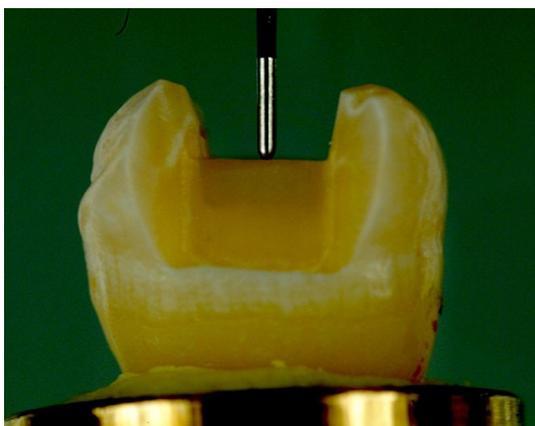


Abb. 10.3.1.21: Ansicht der Kompositschicht von approximal.



Abb. 10.3.1.22: Horizontales Abtrennen der Wurzeln.



Abb. 10.3.1.23: Pindex-Gipsmodell zur optischen Vermessung der präparierten Molaren.



Abb. 10.3.1.24: Einsetzen der Molaren in das Gipsmodell mittels Optosil-Silikon.



Abb. 10.3.1.25: Zur Erzeugung einer optisch abtastbaren Oberfläche eingesetzter Puder: Vita Cerec Powder.



Abb. 10.3.1.26: Die zur Abtastung mit Cerec Powder überzogenen Zähne (präparierter Molar inklusive Nachbarzähne).

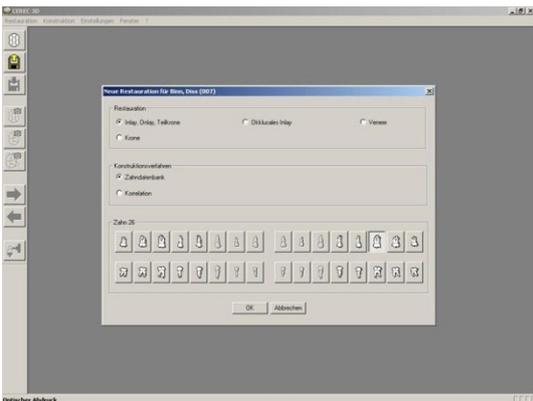


Abb. 10.3.1.27: Anlegen einer neuen Restauration in Cerec 3D mit Angaben über Restauration (Inlay, Onlay, Teilkrone), Konstruktionsverfahren (Zahndatenbank) und Zahn wie oben ersichtlich.

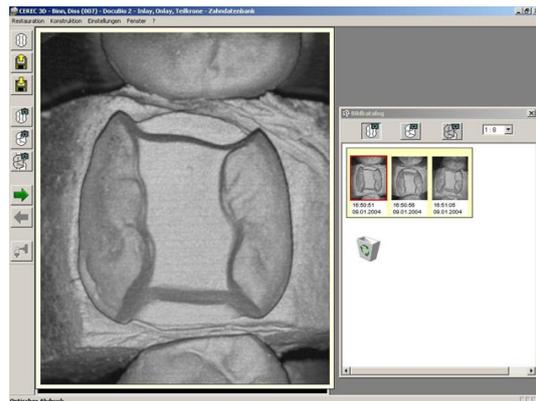


Abb. 10.3.1.28: Anfertigen der 3D Aufnahmen der Präparation.

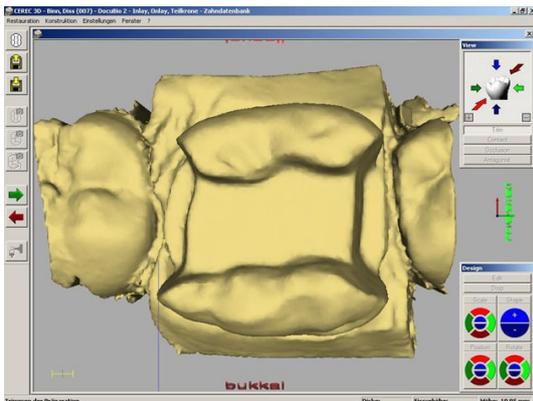


Abb. 10.3.1.29: Virtuelles Trimmen der Präparation nach erfolgter Modellberechnung.

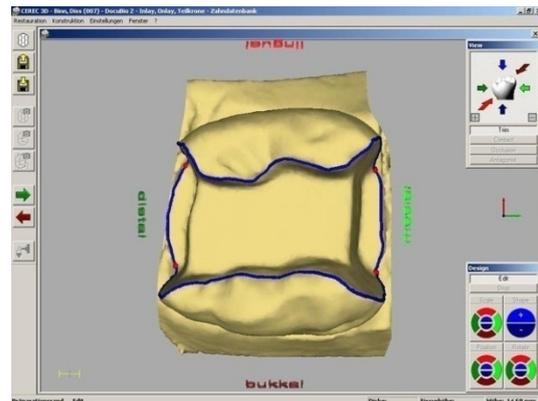


Abb. 10.3.1.30: Einzeichnen des Präparationsrands inklusive Markierungen am Übergang Extensionsboden zu -flanke.

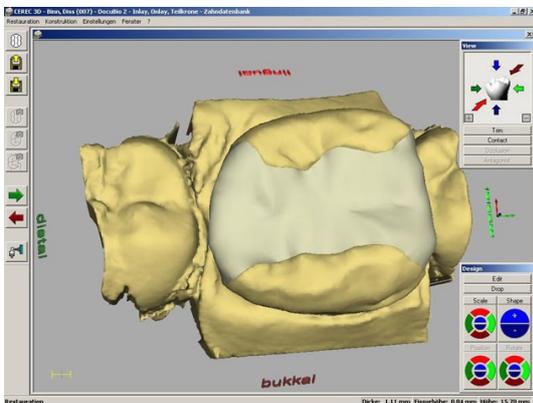


Abb. 10.3.1.31: Manuelles Überarbeiten der vom Programm vorgeschlagenen Restauration, speziell Korrektur der Fissurhöhe auf 0,8 mm.

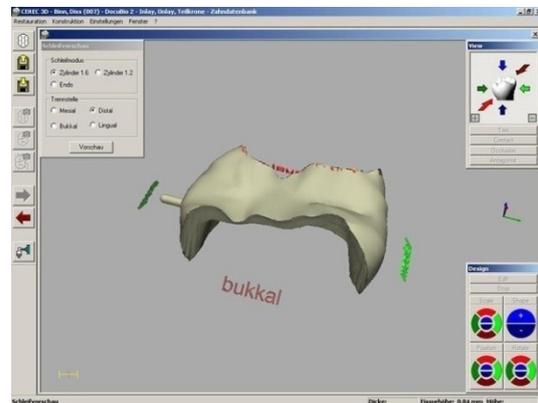


Abb. 10.3.1.32: Kontrolle der fertig berechneten Restauration auf Vollständigkeit und Materialstärke.



Abb. 10.3.1.33: Ansicht der geschliffenen Restauration von apikal.



Abb. 10.3.1.34: Ansicht der Restauration von lateral. Verdeutlichung der Materialstärke durch eine PA-Sonde.



Abb. 10.3.1.35: Säubern der Molaren von Cerec Powder mittels rotierenden Bürstchen und Wasser.



Abb. 10.3.1.36: Kontrolle der Restauration auf Vollständigkeit und Passung. Ansicht von okklusal.



Abb. 10.3.1.37: Ansicht der Rohrestauration von approximal.



Abb. 10.3.1.38: Die zur Politur verwendeten Hilfsmittel: Diamantierte Silikon-Polierer sowie diamantierte Polierpaste Dia-Pol.



Abb. 10.3.1.39: Fertig polierte Restauration.



Abb. 10.3.1.40: Das zur Konditionierung verwendete Flusssäure-Ätzel: Vita Ceramics Etch.

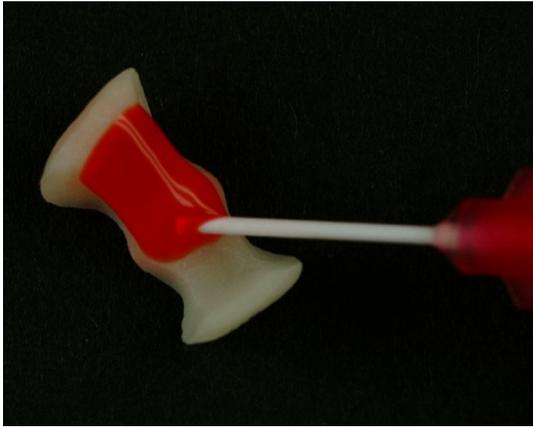


Abb. 10.3.1.41: Benetzen aller zahnberührenden Flächen mit Flusssäure. Nach 60 s Ätzzeit abspülen mit Wasser.



Abb. 10.3.1.42: Das verwendete Silan: Espe Espe-Sil.



Abb. 10.3.1.43: Auftragen des Silans auf die geätzte und getrocknete Oberfläche. Anschließend 5 min Trocknung bei Raumtemperatur.

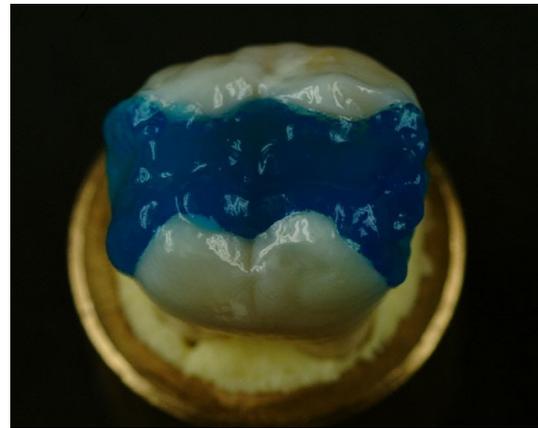


Abb. 10.3.1.44: Ätzen des Schmelzes und der Kompositunterfüllung für 60 s.



Abb. 10.3.1.45: Bestreichen aller geätzten Flächen mit Heliobond. Anschließend lichtgeschützte Lagerung.

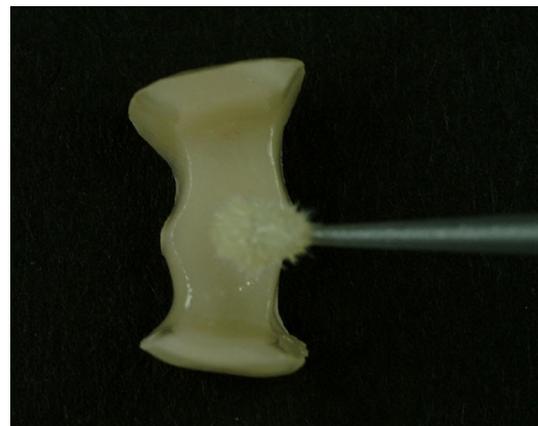


Abb. 10.3.1.46: Bestreichen aller silanisierten Flächen mit Heliobond. Anschließend lichtgeschützte Lagerung.



Abb. 10.3.1.47: Das verwendete dualhärtende Befestigungskomposit: Vivadent Variolink II low viscosity. Die beiden Massen werden im Verhältnis 1:1 gemischt.



Abb. 10.3.1.48: Einbringen des Komposits und Einsetzen der Restauration. Belassen geringer Überschüsse zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht.



Abb. 10.3.1.49: Lichthärtung für 40 s von mesial, okklusal und distal.



Abb. 10.3.1.50: Eingesetzte Restauration nach abschließender Reduzierung und Ausarbeitung der Klebefuge.



Abb. 10.3.1.51: Eingesetzte Restauration von approximal.



Abb. 10.3.1.52: Fertige Probe vor Montage auf Probenträger mit angezeichnetem Dreipunkt-Kontakt einer 8 mm Stahlkugel.

10.3.2. Vollkeramische Proben

In der Fotodokumentation der vollkeramischen Proben sind nur die Abweichungen zu den biomimetischen Proben aufgeführt. Alle weiteren erfolgten Arbeitsschritte sind analog den Anmerkungen der Fotodokumentation der biomimetischen Proben zu entnehmen.



Abb. 10.3.2.1: Ansicht der geschliffenen Restauration von apikal. Präparation der Molaren analog Abb. 10.3.1.1 bis 10.3.1.4 - Inlayherstellung analog Abb. 10.3.1.22 bis 10.3.1.32. Fissurhöhe wird auf 1,8 mm korrigiert.



Abb. 10.3.2.2: Ansicht der Restauration von lateral. Verdeutlichung der Materialstärke durch eine PA-Sonde. Vorbereitung der Molaren und Restaurationen analog Abb. 10.3.1.35 bis 10.3.1.43.

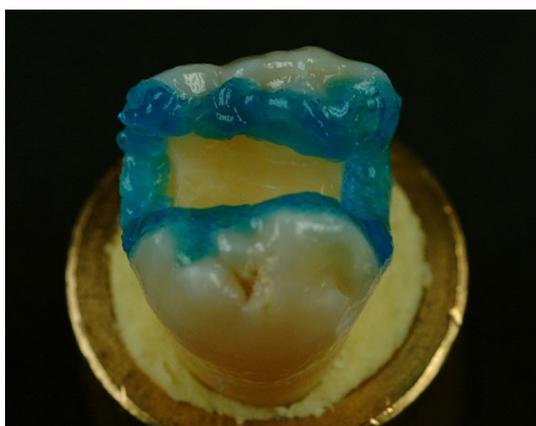


Abb. 10.3.2.3: Selektives Ätzen des Schmelzes für 40 s.

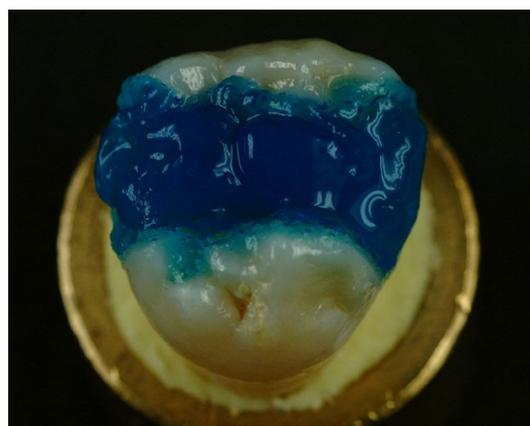


Abb. 10.3.2.4: Ausweitung der Ätzung auf die Dentinflächen für 20 s. (Gesamtätzzeit für Schmelz beträgt somit 60 s).



Abb. 10.3.2.5: Eingesetzte Restauration von approximal. Einsetzen der Restauration analog Abb. 10.3.1.45 bis 10.3.1.50.



Abb. 10.3.2.6: Fertige Probe vor Montage auf Probenträger mit angezeichnetem Drei-Punkt-Kontakt einer 8 mm Stahlkugel.

10.3.3. Kauflächenveneer

Die Fotodokumentation der Kauflächenveneers ist um die Fotos der verwendeten Materialien reduziert. Diese sind, analog der vollkeramischen Proben, in der Fotodokumentation der biometrischen Proben angeführt.



Abb. 10.3.3.1: Ungeschliffener Molar als Basis zur Probenerstellung. Es werden nur intakte Molaren verwendet.



Abb. 10.3.3.2: Horizontales Abtrennen der Wurzeln.



Abb. 10.3.3.3: Einsetzen der Molaren in das Gipsmodell mittels Optosil-Silikon.



Abb. 10.3.3.4: Die zur Abtastung mit Cerec Powder überzogenen Zähne (zu versorgender Molar inklusive Nachbarzähne).

Anhang



Abb. 10.3.3.5: Anheben des zu versorgenden Zahns um 0,8 mm im Pindex-Modell.

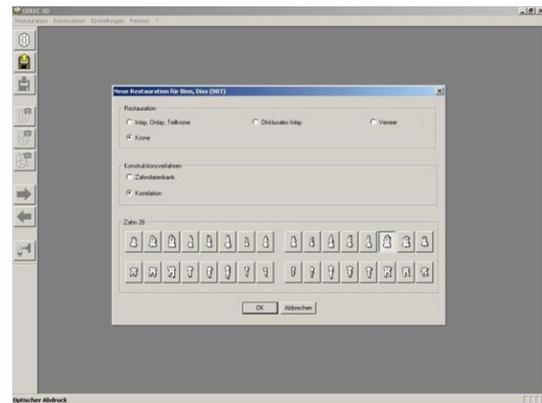


Abb. 10.3.3.6: Anlegen einer neuen Restauration in Cerec 3D mit Angaben über Restauration (Krone), Konstruktionsverfahren (Korrelation) und Zahn wie oben ersichtlich.

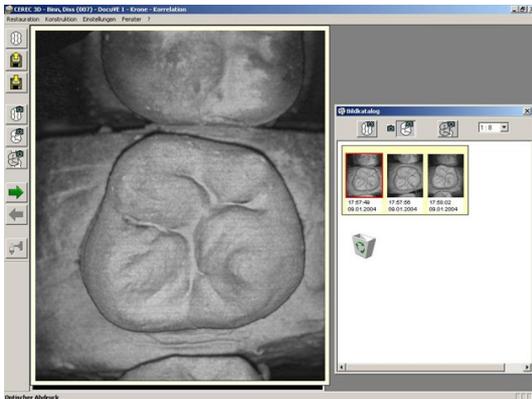


Abb. 10.3.3.7: Anfertigen der 3D Aufnahmen der Ausgangssituation.

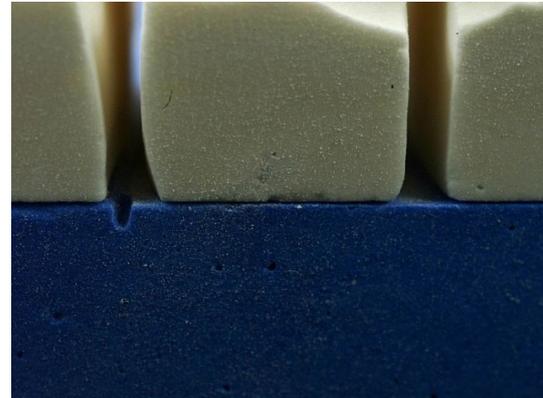


Abb. 10.3.3.8: Absenken des zu versorgenden Zahns zur Gewährleistung der 0,8 mm Höhendifferenz.

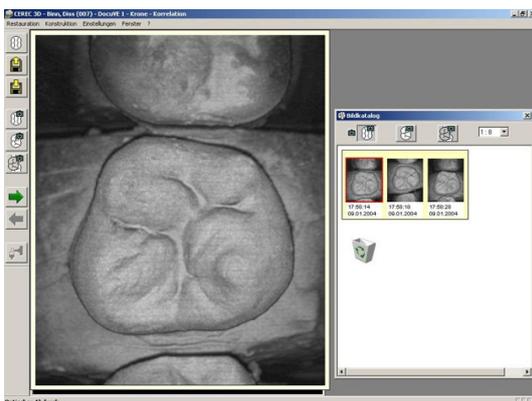


Abb. 10.3.3.9: Anfertigen der 3D Aufnahmen der „Präparation“.

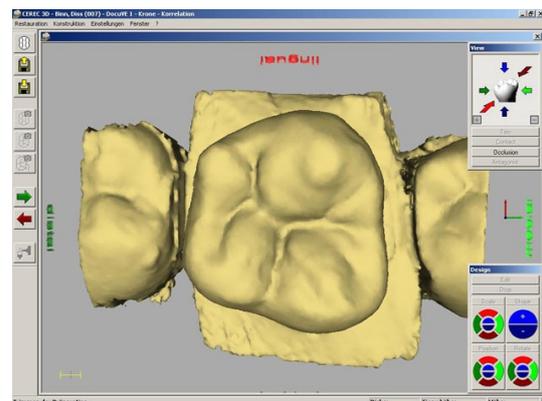


Abb. 10.3.3.10: Virtuelles Trimmen der Präparation nach erfolgter Modellberechnung.

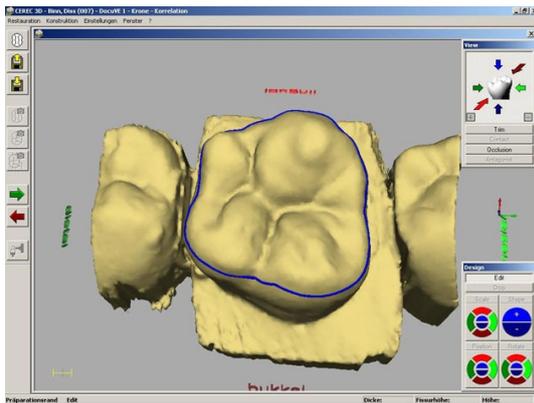


Abb. 10.3.3.11: Einzeichnen des Präparationsrands (ca. 1 mm apikal der anatomischen Kaufläche).

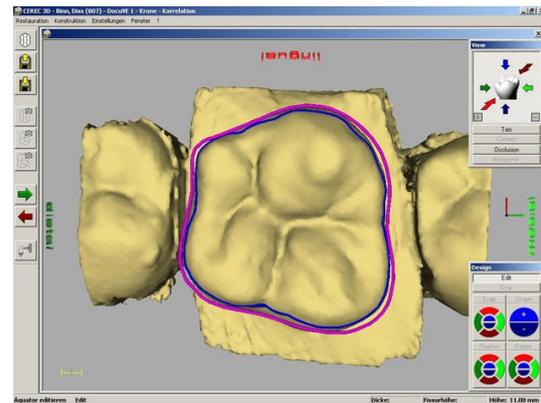


Abb. 10.3.3.12: Korrektur des vorgeschlagenen Äquators nahe des Präparationsrands.

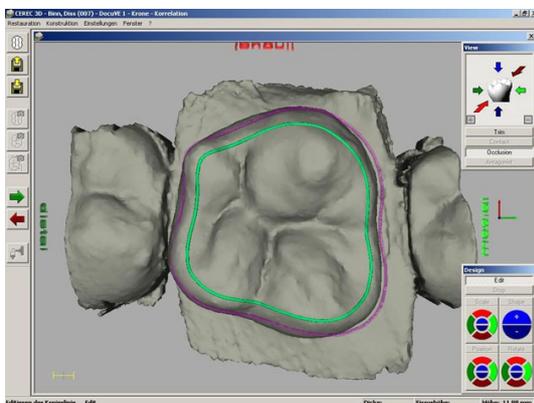


Abb. 10.3.3.13: Editieren der Kopierlinie (falls erforderlich).

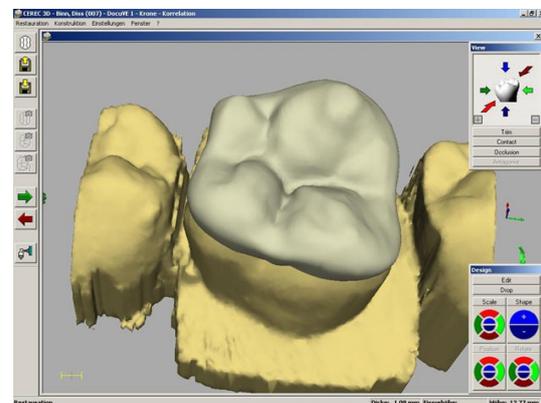


Abb. 10.3.3.14: Manuelles Überarbeiten der vom Programm vorgeschlagenen Restauration, speziell Korrektur der Fissurhöhe auf 0,8 mm.

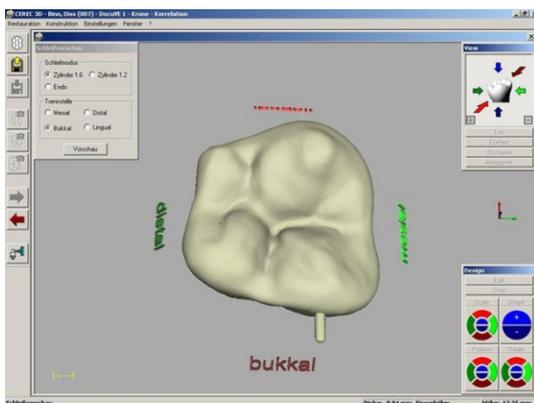


Abb. 10.3.3.15: Kontrolle der fertig berechneten Restauration auf Vollständigkeit und Korrektur der Materialstärke mit dem Werkzeug „Shape“.



Abb. 10.3.3.16: Ansicht der geschliffenen Restauration von apikal.



Abb. 10.3.3.17: Kontrolle der Restauration auf Vollständigkeit und Passung. Ansicht von approximal.



Abb. 10.3.3.18: Fertig polierte Restauration.

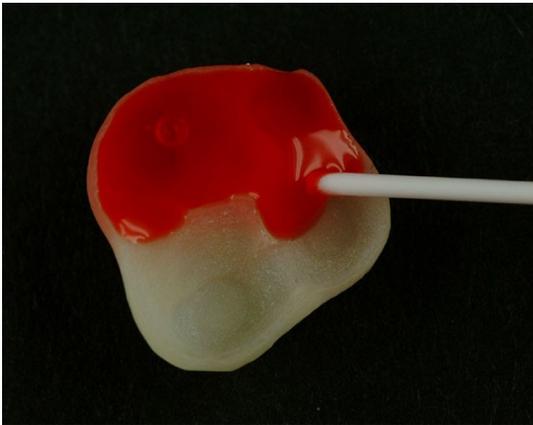


Abb. 10.3.3.19: Benetzen aller zahnberührenden Flächen der Restauration mit Flusssäure. Nach 60 s Ätzzeit abspülen mit Wasser.

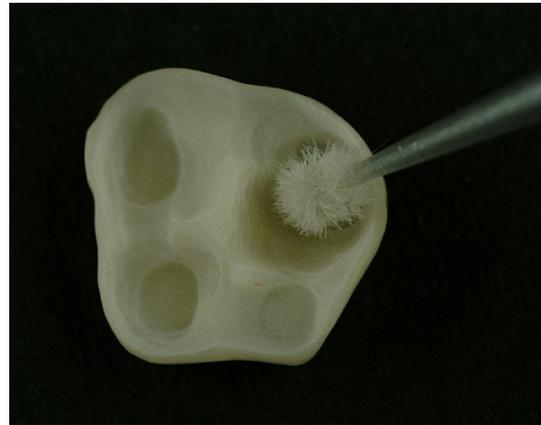


Abb. 10.3.3.20: Auftragen des Silans auf die geätzte und getrocknete Oberfläche. Anschließend 5 min Trocknung bei Raumtemperatur.

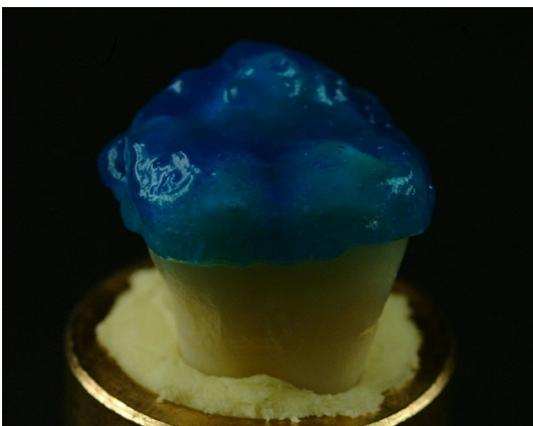


Abb. 10.3.3.21: Ätzen des Schmelzes für 60 s.



Abb. 10.3.3.22: Verdeutlichung der geätzten Fläche. Begrenzung auf die Ausdehnung der Restauration.



Abb. 10.3.3.23: Bestreichen der geätzten Fläche mit Heliobond. Anschließend lichtgeschützte Lagerung.



Abb. 10.3.3.24: Bestreichen aller silanisierten Flächen mit Heliobond. Anschließend lichtgeschützte Lagerung.



Abb. 10.3.3.25: Einbringen des gemischten Befestigungskomposits im Überschuss.



Abb. 10.3.3.26: Einsetzen der Restauration. Belassen von Überschüssen zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht.



Abb. 10.3.3.27: Eingesetzte Restauration von approximal nach Lichthärtung für 40 s von mesial, okklusal und distal sowie Ausarbeitung der Klebefuge.



Abb. 10.3.3.28: Fertige Probe vor Montage auf Probenträger mit angezeichnetem Dreipunkt-Kontakt einer 8 mm Stahlkugel.

10.3.4. Montage auf Probenträger

Die Fotodokumentation der Montage auf Probenträger ist ebenso um die Fotos der verwendeten Materialien reduziert. Diese sind in der Fotodokumentation der biomimetischen Proben angeführt.



Abb. 10.3.4.1: Ausgangssituation mit unbehandeltem Probenträger.

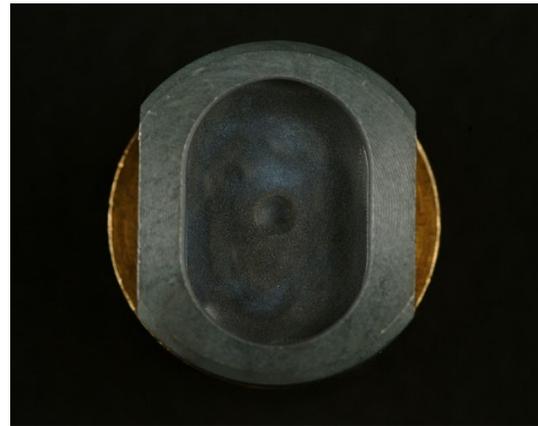


Abb. 10.3.4.2: Sandstrahlen der Montagefläche des Probenträgers zur Oberflächenvergrößerung, anschließend Rokatek-Behandlung zur Erstellung einer silanisierbaren Oberfläche.

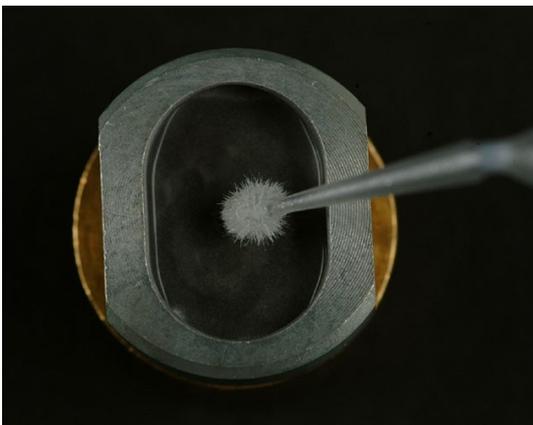


Abb. 10.3.4.3: Auftragen des Silans auf die rokatekisierte Oberfläche. Anschließend 5 min Trocknung bei Raumtemperatur.



Abb. 10.3.4.4: Ätzen des Dentins der Schnittfläche für 20 s.

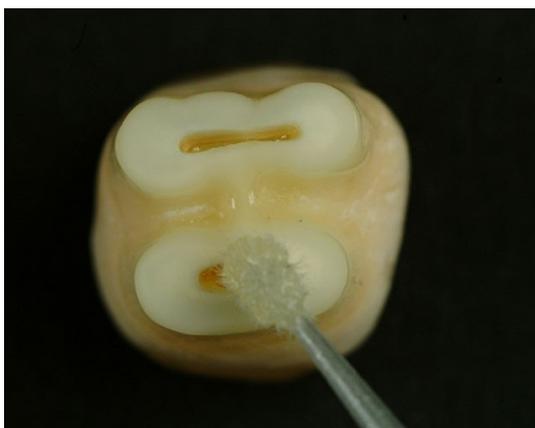


Abb. 10.3.4.5: Bestreichen der geätzten Fläche mit Heliobond. Anschließend lichtgeschützte Lagerung.



Abb. 10.3.4.6: Bestreichen der silanisierten Oberfläche mit Heliobond. Anschließend lichtgeschützte Lagerung.



Abb. 10.3.4.7: Das verwendete dualhärtende Befestigungskomposit: Vivadent Variolink Ultra. Die beiden Massen werden im Verhältnis 1:1 gemischt.



Abb. 10.3.4.8: Einbringen des Komposits in den Probenträger.

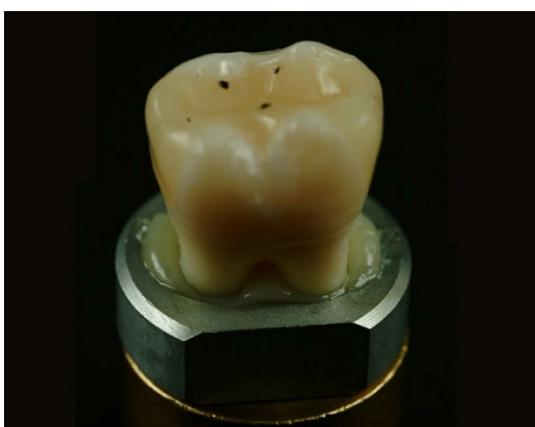


Abb. 10.3.4.8: Fertige montierte Probe auf dem Probenträger nach Lichthärtung.

11. Danksagung

Besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, Universitätsprofessor C3 der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwigs-Maximilians-Universität München, neben der Ermöglichung der Studie für die Themenstellung, die umfassende Betreuung sowie die außerordentliche Hilfsbereitschaft und Geduld.

Bei Herrn Dipl.-Ing. Thomas Obermeier möchte ich mich herzlich für die Beratung und Betreuung am Computer bedanken. Mein Dank gilt dabei auch den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Poliklinik, die mich bei der Erstellung der Dissertation unterstützt haben.

Ein spezielles Dankeschön geht an Frau Elvira Sagner und Herrn Dr. Thomas Sagner für die wiederholte und anhaltende moralische und logistische Unterstützung sowie das Korrekturlesen.

Nicht zuletzt ein ganz besonders herzlicher Dank gilt meiner Mutter, ohne deren bedingungslose moralische und finanzielle Unterstützung das Studium und die Dissertation nicht möglich geworden wären.