

Diplomarbeit

**Der Einfluss unterschiedlicher
Präparationsmethoden auf die Klebhaftung von
Keramikwerkstücken am Zahnschmelz**

eingereicht von
Max Ruckenstuhl
geb. 13.11.1984

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnheilkunde
(Dr.med.dent.)

an der
Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinische Abteilung für Zahnersatzkunde

Unter der Anleitung von
Univ.-Prof. Dr. Gerwin Arnetzl
Mag. Dr. Dagmar Kolb-Lenz

Graz, 14.1.2014

Max Ruckenstuhl

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 14.1.2014

Max Ruckenstuhl

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Zusammenfassung	5
Abstract	6
1. Einführung	7
1.1 Historischer Überblick	9
1.2 Keramik in der Zahnheilkunde	11
1.2.1 Beurteilungskriterien dentaler Keramiken	13
1.3 Präparationsregeln für Keramikrestaurationen	17
1.3.1 Allgemeine Präparationsregeln vollkeramischer Restaurationen	17
1.3.2 Keramikgerechte Konstruktionsüberlegungen für vollkeramische Restaurationen	20
1.4 Präparationsinstrumentarium	24
1.4.1 Rotierende Instrumente	24
1.4.2 Problematik der rotierenden Instrumente	25
1.4.3 Handinstrumente	26
1.4.4 Oszillierende und ultraschallgetriebene Instrumente	26
1.4.5 Laserpräparation	27
1.4.6 Kinetische Kavitätenpräparation	27
1.5 Entwicklung des Adhäsivs	29
1.5.1 Schmelz	31
1.5.2 Dentin	33
2. Material und Methode	36
2.1 Fragestellung	36
2.2 Vorbereitung der Proben	36
2.2.1 Präparation der Zähne	36
2.2.2 Herstellung der Keramikblöckchen	37
2.2.3 Adhäsive Befestigung am Zahn	38
• Schmelzkonditionierung	38

•	Konditionierung der Keramik.....	38
•	Applikation der Keramik am Zahn.....	39
2.3	Scherversuch.....	40
3.	Ergebnisse.....	41
3.1	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.....	44
4.	Diskussion.....	49
4.1	Material und Methode.....	49
4.1.1	Präparation.....	49
4.1.2	Lagerung der Zähne.....	50
4.1.3	Adhäsive Befestigung der Keramikblöckchen.....	50
4.1.4	Scherversuch.....	51
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	52
5.	Konklusion.....	54
	Literaturverzeichnis.....	55
	Abbildungsverzeichnis.....	67
	Diagramm- und Tabellenverzeichnis.....	69

Zusammenfassung

Das Erreichen optimaler Haftwerte von direkten und indirekten zahnfarbenen Versorgungsmaterialien wird seit der Einführung der Säure-Ätztechnik durch Buonocore im Jahr 1955 diskutiert und stetig verbessert. Die Schmelzätzung ist aufgrund der Erzeugung einer mikroretentiven Oberfläche der Schlüssel zum adäquaten Haftverbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz. In der vorliegenden Studie wird die Schmelzhaftung von Keramik nach der Präparation mit unterschiedlich gekörnten Arbeitsteilen untersucht.

Material und Methoden:

An 10 gesunden, frisch extrahierten 3. Molaren wurden jeweils vier Präparationen zur Hälfte mit einem Arbeitsteil grober Körnung (106µm) und zur anderen Hälfte mit einem Arbeitsteil feiner Körnung (40µm) durchgeführt. So entstanden insgesamt 40 Präparationsoberflächen - 20 raue und 20 glatte Oberflächen. An jeder Fläche wurde ein Keramikwerkstück der Ausdehnung 5x5x5mm (Klebefläche 25mm²) adhäsiv mit Multilink Automix befestigt. Auf eine separate Schmelzätzung wurde verzichtet um das entstandene Präparationsmuster nicht zu beeinträchtigen.

Die Durchführung eines Abscherversuchs gibt Aufschluss darüber an welcher Präparationsoberfläche bessere Haftwerte erreicht werden können.

Ergebnis:

Die Haftungswerte beider Untersuchungsgruppen konnten nicht überzeugen.

Die besseren Haftwerte konnten mit deutlicher Signifikanz ($p=0,005$) an den glatten Präparationsflächen festgestellt werden.

Konklusion:

Aus heutiger Sicht ist davon auszugehen, dass die beste Schmelzhaftung und Randdichtigkeit nach der Präparation mit feinkörnigen Arbeitsteilen und separater Schmelzätzung zu erzielen ist.

Abstract

The influence of different preparation methods on adhesive bonding of ceramic parts on dental enamel.

Achieving optimum bond strength of direct and indirect tooth-colored restorations is since the introduction of the acid-etching technique by Buonocore in 1955 steadily discussed and improved. The acid-etching-technique seems to be the key to adequate adhesive bondstrength between the restoration and tooth structure due to the generation of a micro-retentive surface. In this paper the adhesion of ceramic after preparation with different grain sized working parts was studied.

Material and Methods:

In 10 healthy, freshly extracted 3. Molars were performed four preparations in half with a coarse grit (106 μ m) working part and the other half with a fine grit (40 μ m) working part. Make a total of 40 preparation surfaces - 20 rough and 20 smooth surfaces. At each surface a ceramic workpiece sized 5x5x5mm (25mm²-surface) was adhesively attached with Multilink Automix. On a separate enamel etching was waived not to effect the surface character. The implementation of a shear test tells you at which preparation surface better bond strength can be achieved.

Result:

The adhesion values of both study groups were not satisfying.

The better adhesion values were found with apparent significance ($p=0.005$) on the smooth preparation surfaces .

Conclusion:

From today's perspective, it can be assumed that the best adhesion on enamel and marginal integrity can be achieved after preparation with fine working parts and separate enamel etching .

1. Einführung

Der steigende Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen sorgt für einen stetig größeren Stellenwert der Keramik in der Zahnheilkunde. Herkömmliche Versorgungen aus Kunststoffen oder Metallen treten dabei zunehmend in den Hintergrund.

Neue keramische Materialien und Innovationen im Bereich der Befestigungsverfahren haben die Entwicklung und Verbreitung weiter voran getrieben. Neben der Implantatprothetik war dies in den letzten Jahrzehnten eines der am schnellsten wachsenden Behandlungsfelder (Hajtó, 2013).

Vollkeramische Restaurationen zeichnen sich durch ihre exzellente Ästhetik und Biokompatibilität aus (Kern et al., 2007).

Dadurch, dass Vollkeramik jedoch deutlich weniger stabil als die bewährte Metallkeramik ist, hängt der Erfolg von der Indikationsstellung ab (Fehmer et al., 2012).

Klinische Ursachen für Misserfolge mit keramischen Werkstoffen liegen häufig in der Indikationsüberschreitung oder in Verarbeitungsfehlern (Rinke, 2011).

Keramik kann, im Gegensatz zu Metallen, bei hohen Beanspruchungen auftretende lokale Spannungsspitzen nicht durch elastische und plastische Verformung (Duktilität) kompensieren. Die Zuverlässigkeit der Restauration wird daher entscheidend durch deren Gestaltung, den verwendeten Werkstoff und dessen Verarbeitung beeinflusst (Hajtó, 2013).

Heute wird eine große Zahl der Inlays, Onlays, Kronen und Brücken durch CAD/CAM-Technologie hergestellt. Durch diese Technologie werden keramische Werkstoffe in hoher Präzision aus vorgefertigten, industriell hergestellten Keramikblöcken gefräst (Haralur & Al-Faifi, 2012). Die Zähne werden versorgungs- und werkstoffgerecht präpariert (entsprechend der Präparationsanleitung der jeweiligen Anbieter von CAD/CAM-Systemen). Danach wird die Oberfläche der präparierten Zähne, gegebenenfalls auch die Nachbarzähne und Antagonisten dreidimensional erfasst, um die Daten computergestützt verarbeiten zu können (Quaas et al., 2010).

Um klinische Langzeiterfolge gewährleisten zu können, gilt es bestimmte Präparationsformen und Schichtstärken für keramische Versorgungen einzuhalten, sodass die günstigen Materialeigenschaften der CAD/CAM-gefertigten Keramikwerkstücke optimal ausgenutzt werden. Genaue Kenntnis der Materialeigenschaften und deren Indikationsspektren sind ebenso absolute Voraussetzung wie ein perfektes Zusammenspiel zwischen Zahnarzt und Zahntechniker. (Holst & Geiselhöringer, 2008).

Diese Arbeit sollte Aufschluss darüber geben, welchen Einfluss die Körnung von rotierenden Präparationsinstrumenten und das daraus resultierende Präparationsmuster auf die Haftung von keramischen Restaurationen haben.

1.1 Historischer Überblick

Zahnersatz soll bereits in der römischen Oberschicht weit verbreitet gewesen sein. Gold zur Verwendung für Zahnersatzarbeiten ist bereits durch die Zwölftafelgesetze (Cicero, de legibus 2, 24, 60) aus dem fünften Jahrhundert v. Chr. dokumentiert.

Für die Entwicklung der europäischen Medizin war die Eröffnung der medizinischen Schule in Salerno, wo im 12. Jahrhundert der Unterricht begann, ein prägendes Ereignis.

Die prothetische Zahnheilkunde hat ihren Ursprung in Europa im 18. Jahrhundert, als sie sich allmählich von der Chirurgie löste und eine gewisse Selbstständigkeit entwickelte.

1728 erscheint das zweibändige Werk „Le Chirurgien Dentiste ou traité des dents“ von Pierre Fauchard (1678-1761), welches erstmals das Fachwissen der Zeit zusammenfasst und den Grundstein für die generelle Entwicklung der Zahnheilkunde und deren Etablierung als Wissenschaft in den Nachbarländern legte. Ihm gelang die Überführung der Prothetik vom reinen Handwerk in eine wissenschaftliche Disziplin. Die Werke waren von seinen präzisen technischen Beschreibungen zur Herstellung von Zahnersatz geprägt.

Mouton publizierte im Jahr 1746 das erste spezifische prothetische Fachbuch unter dem Titel „Essay d’Odontotechnie“ worin er – wie bereits Fauchard – Stiftzahnkonstruktionen, die als idealer Ersatz gelten, beschreibt.

P. Pfaffs 1756 erschienenes Werk „Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten“ gibt präzise Auskunft über Altbekanntes, aber auch über innovative Neuerungen wie der direkten Abdrucknahme des Kiefers mit Siegelwachs oder der Bissnahme zur Okklusionssicherung bei Restzahnbestand.

Erst im 19. Jahrhundert geschah die Ausgrenzung der zahnmedizinischen Prothetik aus dem Handwerk – damit verlagert sich die Herstellung von Zahnersatz aus dem handwerklich-künstlerischen Gewerbe in einen speziellen, zahntechnischen Bereich, der bis Mitte des 20. Jahrhunderts von den Zahnärzten zum Teil selbst abgedeckt wird. Heute aber hat sich, zumindest in den Industrieländern, die Berufsgruppe der Zahntechniker daraus abgeleitet.

Eine entscheidende Entdeckung war Ende des 18. und Anfang des 19. Jahrhunderts der anorganische Grundstoff Porzellan, der sich als Basismaterial für Zahnersatz

eignete. 1774 ließ der Pariser Apotheker F. T. Duchateau (1714-1792) für sich selbst ein Porzellangebiss brennen. Jedoch führten diese aus einem Stück gefertigten Porzellangebisse aufgrund der Schrumpfung zu massiven Druckstellen, waren bruchanfällig und klapperten.

Die Popularität dieser Gebisse scheint dennoch groß gewesen zu sein.

1808 gelang dem Italiener G. Fonzi (1768-1840) der Schritt zum neuheitlichen Zahnersatz – die Entwicklung einer Methode zur Herstellung von Einzelzähnen mit eingebrannten Platinstiften (Dents terro-metallique). Basis und Zähne konnten nun getrennt voneinander hergestellt werden.

S.W. Stockton (1800-1872) begann 1825 in Amerika mit der industriellen Produktion von Mineralzähnen, ab 1844 fand er in der heute noch bestehenden Firma S. S. White Corporation Unterstützung.

Diese Erfolge sind jedoch auch durch die Entwicklung der Bohrmaschine zum Aufbohren von Kavitäten und Beschleifen von Zähnen zustande gekommen. Es dauerte in der Zahnmedizin bis 1871, bis mit der Tretbohrmaschine von J. B. Morrison (1829-1917) das erste voll funktionstüchtige Gerät zur Verfügung stand.

Zur Abformung nutzte man damals von A. Poller im Jahr 1927 entwickelte hydrokolloidale Agar-Stoffe und seit 1938 elastische Gelatinemassen. Das Naturprodukt Alginat ist seit 1940 in Verwendung.

Über Jahrtausende hinweg war die Zahnheilkunde durch den Wunsch der Patienten nach Ästhetik bestimmt. Ab dem 19. Jahrhundert wurde der Wiederherstellung der Funktion und damit verbunden dem stomatognathen System eine größere Bedeutung zugemessen.

So kam und kommt es, beeinflusst durch technische Innovationen, zu ständiger Weiterentwicklung der prothetischen Versorgungen. In den letzten Jahren wurden speziell in den Bereichen der Adhäsivprothetik und Implantologie entscheidende und prägende Ergänzungen zum bestehenden Behandlungsspektrum geschaffen. (Strub et al., 2011)

1.2 Keramik in der Zahnheilkunde

Pospiech unterteilt dentalkeramische Werkstoffe nach ihrer chemischen Zusammensetzung (Abbildung 1). Dabei werden zwei übergeordnete Gruppen unterschieden: mehrphasige Silikatkeramiken mit einem höheren Glasanteil und Oxidkeramiken, die gar keinen oder nur einen geringen Glasanteil aufweisen.

Zur Gruppe der Silikatkeramiken zählen zum einen die Feldspatkeramik, welche ursprünglich aus dem Geschirrporzellan abgeleitet wurde. Zum anderen gehören Glaskeramiken zu dieser Gruppe - Silikatkeramiken neuerer Generation. Die amorphe Struktur wird bei Glaskeramiken durch einen kontrollierten Prozess teilweise auskristallisiert, wodurch der kristalline Anteil auf Kosten der Glasmatrix erhöht und die Keramik stabilisiert wird. Eine Erklärung hierfür ist, dass sich die mittlere Weglänge entstehender Risse verlängert und die Oberfläche dadurch vergrößert wird, was mit einem erhöhten Energieaufwand einhergeht.

Die andere Gruppe bilden die Oxidkeramiken, welche glasinfiltriert oder polykristallin sind, sowie die hochfesten Keramiken (Pospiech, 2004).

Die Etablierung der Oxidkeramiken steht in engem Zusammenhang mit der CAD/CAM-Technologie, da es erst dadurch möglich wurde diese Werkstoffe entsprechend zu verarbeiten (Quaas et al., 2010).

Mit VITA SUPRINITY wurde von VITA Zahnfabrik eine Glaskeramik neuer Generation auf den Markt gebracht. Durch die Kombination aus Glaskeramik und Zirkoniumkeramik entstand die erste zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik. Durch einen Zirkoniumdioxid-Anteil von etwa zehn Gewichtsprozent (nicht wie in herkömmlichen Lithiumdisilikat-Keramiken etwa 1 Gewichtsprozent) können laut Hersteller bessere Ergebnisse bei Festigkeits- und Dauerlastuntersuchungen sowie hinsichtlich des Weibull-Moduls im Vergleich zu reiner Lithiumdisilikat-Keramik erzielt werden. Besonders im Seitenzahnbereich kommen die verbesserten physikalischen Eigenschaften zum Tragen.

Neben der Verstärkung durch Zirkoniumdioxid zeichnet sich VITA SUPRINITY durch eine homogene Gefügestruktur mit Kristallgrößen von etwa 0,5 μm aus. Dies führt zu besserer Kantenstabilität, exakteren Schleifergebnissen und einer guten Beschleif- und Polierbarkeit (Arnetz, 2013).

Für die jeweiligen Gruppen ergeben sich durch die unterschiedlichen optischen und mechanischen Eigenschaften auch dementsprechend andere Indikationsspektren.

Wenig transluzente, dafür hochbelastbare Oxidkeramiken für Veneers zu nutzen, wäre ebenso nicht indiziert wie glasmatrixreiche Feldspat- oder Glaskeramiken als Brückenwerkstoff einzusetzen.

Dennoch kann mit den heute am Markt befindlichen keramischen Werkstoffen jeder festsitzende Zahnersatz technisch realisiert werden, wobei es für weitspannige Brücken noch keine gesicherte Datenlage gibt (Pospiech, 2004).



Abbildung 1 Übersicht dentale vollkeramische Systeme (Pospiech, 2004)

1.2.1 Beurteilungskriterien dentaler Keramiken

Die große Menge der vorhandenen Werkstoffe macht es dem Zahnarzt oft schwer die mechanischen Eigenschaften richtig einzuschätzen. Als Unterstützung dienen wissenschaftliche Parameter, welche möglichst objektivierbar erhoben wurden und meist standardisierten Normprüfungen (ISO, EN, DIN) unterliegen.

Im Gegensatz zu Metallen erlauben die kovalent-ionischen Mischbindungen der Keramik keine plastische Verformung bei Gebrauchstemperatur. Durch die plastische Umformung an der Risspitze vergrößert sich der Radius des Risses bei Metallen wodurch die Spannung auf ein größeres Volumen verteilt werden kann. In der Folge wird jedes Volumenelement weniger belastet.

Keramik hingegen bricht spontan beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze, da der Rissradius immer unendlich klein bleibt – ein sogenanntes Spröbruchverhalten. (Pospiech, 2004).

In einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm wird das Spröbruchverhalten der Keramik anderen Materialien gegenüber gestellt:

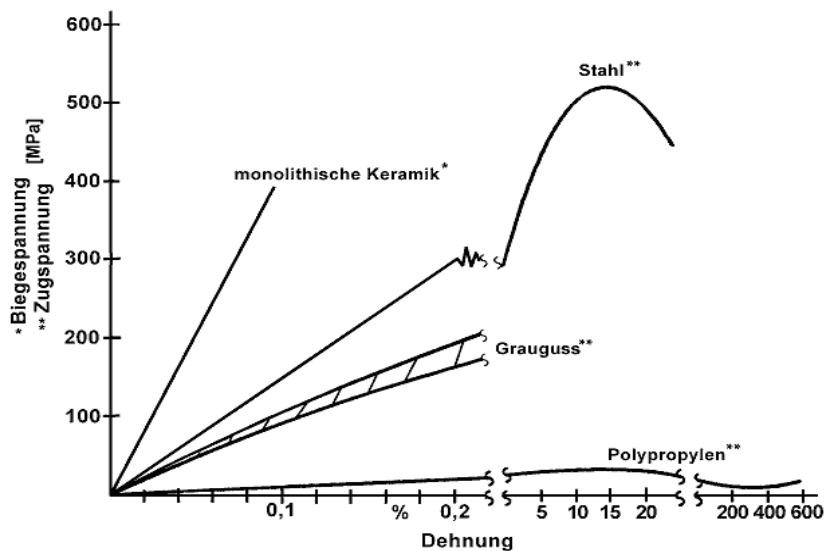


Abbildung 2 Spannungs-Dehnungs-Diagramm verschiedener Werkstoffe (IZTK) (Pospiech, 2004).

Dentale Keramiken werden nach Arnetzl anhand folgender Kriterien beurteilt (Arnetzl, 2010):

- **Biegefestigkeit (MPa, N/mm²)**

Die Biegefestigkeit gibt die spontane Belastbarkeit bei einmaliger, steigender Krafteinleitung in den Werkstoff bis zum Bruch an.

Sie wird an normierten Prüfkörpern bestimmt und durch genormte Testverfahren getestet (Abbildung 3):

- 3-Punkt Biegetest
- 4-Punkt Biegetest
- biaxialer Biegetest



Abbildung 3 Schematische Darstellung des 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuchs nach DIN EN 843-1. Höhere Werte werden in der Regel beim 3-Punkt-Biegeversuch erzielt (Greitens, 2009).

- **Oberflächenqualität**

Oberflächendefekte wie Porositäten, Lunker und Mikrorisse führen zu Spannungsrisskorrosion. In Kombination mit Feuchtigkeit kommt es zum unterkritischen Risswachstum.

Das unterkritische Risswachstum besagt, dass wenn ein keramisches Bauteil unter seiner Festigkeit belastet wird und eventuell Wasser oder feuchte Luft als Umgebungsmedium vorhanden sind, wächst, von einem kritischen Fehler ausgehend, bei Belastung ein sich immer schneller ausbreitender Riss bis das Bauteil letztlich versagt. Es tritt bevorzugt bei Oxidkeramiken auf (Verband der keramischen Industrie e.V., 2003).

- **Bruchfestigkeit (Newton, N)**

Die Bruchfestigkeit wird an realen Geometrien wie etwa Brücken oder Kronen gemessen. Für diese Messungen gibt es keine internationale Norm, sondern die Werte sind vom jeweiligen Prüfhaus abhängig und stehen in Abhängigkeit von der Dimensionierung der Prüfkörper und dem Prüfdesign. Die entstandenen Werte zählen nicht zu den Werkstoffparametern, sondern dienen der Orientierung (Pospiech, 2004).

- **Weibull-Modul (m)**

Der Weibull-Modul gibt die Festigkeitsstreuung eines keramischen Werkstoffes an (umso geringer die Streuung desto größer der Weibull-Modul).

- **Risszähigkeit (K_{IC} Wert)**

Die Risszähigkeit ist jener Wert, welchen die Keramik der Ausbreitung eines Risses entgegensetzt.

Abhängig von der Geometrie des Risses, von der äußeren Belastung und von der Bauteilgeometrie ist der Spannungsintensitätsfaktor K_{IC} ein Maß für die Intensität des Spannungsfeldes in der Nähe der Risspitze.

- **Dauerfestigkeit**

Die Dauerfestigkeit sagt aus, wie sich ein Werkstoff unter dem Einfluss von Zeit verändert und wird im SPT-Diagramm (strength, probability, time) dargestellt (Abbildung 4).

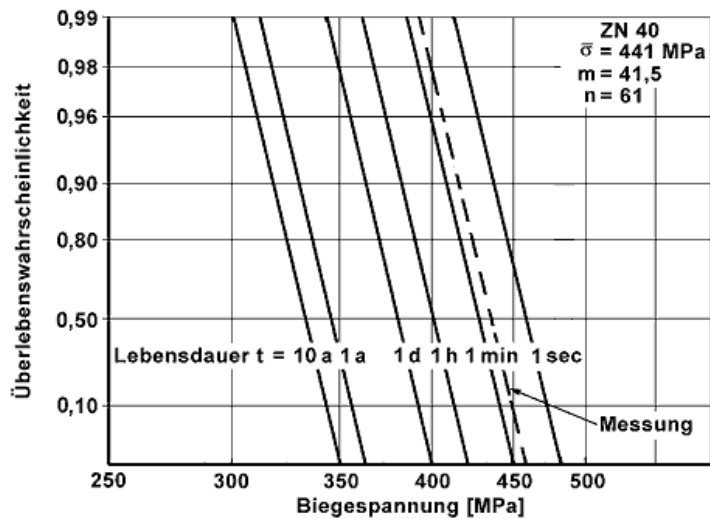


Abbildung 4 SPT-Diagramm für Zirkoniumoxid (Verband der keramischen Industrie e.V., 2003)

In SPD-Diagrammen kann der Zusammenhang zwischen Festigkeit (strength), Überlebenswahrscheinlichkeit (probability) und Lebensdauer (time) bei keramischen Werkstoffen unter Einbezug des unterkritischen Risswachstums veranschaulicht werden.

1.3 Präparationsregeln für Keramikrestaurationen

1.3.1 Allgemeine Präparationsregeln vollkeramischer Restaurationen

Das Anforderungsprofil für die Präparation hat sich aufgrund veränderter Materialeigenschaften und Fertigungsmethoden im Vergleich zu metallischen Restaurationen erheblich verändert und sollte eine möglichst einfache Grundgeometrie aufweisen. Eine Retentionsform der Präparation erscheint aufgrund der adhäsiven Eingliederung der Restauration nicht mehr notwendig (Güß, 2003).

Approximal sollte die Präparation kastenförmig, leicht divergierend und ohne Randabschrägung durchgeführt werden (Krejci et al., 1992).

Um die Nachbearbeitung der adhäsiv befestigten Restauration zu ermöglichen sollte die approximale Präparation nach oral und vestibulär extendiert werden (Banks, 1990).

Der Präparationsrand sollte mit der Zahnoberfläche einen Winkel von 90° bilden und sich dabei möglichst scharfkantig darstellen (Dumfahrt et al., 1989).

Bei der adhäsiven Befestigung gelten supragingivale Präparationsränder als Voraussetzung. Sie sind aber auch aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen zu empfehlen. Zusätzlich lassen sich die Präparation, die Abformung, die visuelle Kontrolle des Randschlusses und damit verbunden auch die Entfernung der Zementreste einfacher durchführen (Ottl & Lauer, 1996) (Yatani et al., 1998).

Wegen erhöhter Frakturgefahr sollte auf Abschrägungen, Slice-Cut und Federränder verzichtet werden (Fradeani & Barducci, 1996).

Schmelzbegrenzte Restaurationsränder ermöglichen einen stabilen Haftverbund zwischen Zahn, Zement und Keramik; dadurch wird eine dauerhaft bessere Randqualität erzielt (Broderson, 1994).

Um eine ausreichende Festigkeit des keramischen Werkstoffes zu gewährleisten und um die Bruchgefahr durch die Kaufunktion zu minimieren, wird in okklusaler und axialer Dimension eine angemessene Schichtstärke empfohlen (Banks, 1990).

Im Fall von Arbeits- und Balancekontakten auf keramischen Restaurationen muss die Keramik eine ausreichende Schichtstärke von 1,5 mm aufweisen (Dietschi & Spreafico, 1997).

Güß (Güß, 2003) beschreibt, dass es sich empfiehlt einen Sicherheitsabstand zur Pulpa durch eine Restdentinstärke von mindestens 0,7 mm einzuhalten um Präparationstraumen zu vermeiden (Walther et al., 1984).

Okklusal sollte die Kavitätenbreite eines Inlays $\frac{1}{3}$ des Höckerabstandes (Joynt et al., 1987) und im Bereich des Isthmus mindestens 2mm betragen (Jackson, 1999).

Um dem Risiko einer Fraktur bei intrakoronalen Restaurationen vorzubeugen kann es ratsam sein okklusale Vollkeramik-Veneers zu bevorzugen. An 286 okklusalen Veneers an insgesamt 244 Patienten konnte im Zeitraum von 93 Monaten eine Erfolgsrate von 99,3% festgestellt werden (Arnetzl & Arnetzl, 2013).

Es sollte mit einer ausreichenden Kühlwassermenge von 50 ml/min und einer Kühlwassertemperatur von max. 30°C präpariert werden, um eine thermische Irritation der Pulpa zu vermeiden (Hellwig et al., 1999a); (Strub et al., 1999).

Die Präparationsgrenze sollte bei der adhäsiven Befestigung immer supragingival liegen. Im ästhetischen Bereich kann ein paramarginaler Präparationsrand erforderlich sein. Eine subgingivale Lage der Präparationsgrenze sollte jedoch in jedem Fall vermieden werden (Arnetzl, 2010).

Um eine Einprobe der keramischen Restauration ohne Frakturgefahr zu ermöglichen, empfehlen sich bei der Präparation Konvergenzwinkel von 6° bis 10°. Zusätzlich erhält man durch diese Konvergenz eine gute Retention (Brodbeck & Schärer, 1992) (Broderson, 1994) (Fradeani & Barducci, 1996) (Esquivel-Upshaw et al., 2001).

Die Präparation vollkeramischer Kronen kann mit einer Hohlkehle oder einer Stufe mit abgerundetem Innenwinkel erfolgen (Abbildung 5). Es ist stets darauf zu achten, dass eine zirkuläre Schnitttiefe von einem Millimeter erreicht wird und der vertikale Präparationswinkel mind. 3° beträgt (Arnetzl, 2010).

Auch eine sogenannter „Dachrinneneffekt“ (zirkulär ansteigende Präparationsgrenze) sollte in jedem Fall vermieden werden (Holst & Geiselhöringer, 2008).

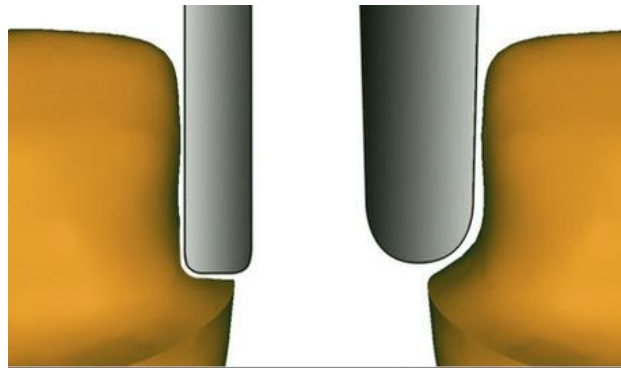


Abbildung 5: Schulterpräparation mit abgerundeter Hohlkehle (li) und Hohlkehelpräparation. (Hajtó J. , 2010)

1.3.2 Keramikgerechte Konstruktionsüberlegungen für vollkeramische Restaurationen

Um optimale klinische Ergebnisse zu erzielen ist es notwendig die Anforderungen vonseiten des Zahnes sowie von der Keramik einzuhalten (Arnetzl & Arnetzl, 2011):

- Anforderungen vonseiten der natürlichen Zahnsubstanz (Lutz et al., 1991):
 - Minimal invasive Präparation
 - Minimale mechanische Schwächung der Pfeilerzähne
 - Vitalerhaltung des Pulpagewebes
 - Ausreichende Restdentinstärke
 - Dentin-unterstützte Randgestaltung im Schmelz
 - Parodontalfreundlicher Verlauf der Präparationsgrenze

- Anforderungen vonseiten keramischer Werkstoffe (Verband der keramischen Industrie e.V., 2003):
 - Kavitätenformen, die Zug- in Druckspannungen umwandeln
 - Präparationsformen mit runden Übergängen, welche einen möglichst großen Radius zur Vermeidung von Spannungsspitzen und Kerbspannungen aufweisen
 - Einfache Kavitätengeometrien
 - Gleichmäßige Wandstärken der keramischen Körper, um plötzliche Querschnittänderungen zu vermeiden
 - Vermeidung dünner Wandteile und schmaler Stege
 - Große Kontaktflächen zu Schmelz und Dentin ohne punkt- oder linienförmige Auflagen
 - Möglichst senkrecht anschneiden der Schmelzprismen für einen optimalen Verbund

Die Konstruktionsanforderungen und Verarbeitung für keramische Restaurationen unterscheiden sich fundamental von jenen für metallische Versorgungen.

Die große Zahl der heute zur Verfügung stehenden Vollkeramiken und deren Anwendungsmöglichkeiten machen eine umfangreiche Diagnostik und Planung erforderlich.

Die Planung von vollkeramischen Arbeiten folgt neben den Vorstellungen des Patienten auch physikalischen und anatomischen Gegebenheiten. Von besonderer Wichtigkeit ist dabei das Spröbruchverhalten – Keramiken sind im Gegensatz zu Metallen nicht plastisch verformbar sondern frakturieren sofort (Pospiech, 2004).

Nach einer idealen Präparation kann die Belastung durch die Abstützung der Restauration gleichmäßig auf die Kavität verteilt werden ohne Maxima zu erreichen.

Die Formgebung kann die Belastungsfähigkeit der Keramik entscheidend beeinflussen, daher ist es für den Zahnarzt wichtig sich von alten Präparationsvorgaben zu lösen und die Präparation keramikgerecht durchzuführen (Arnetzl & Arnetzl, 2007).

- Die Druckbelastbarkeit von Keramik ist um bis zu zehnfach höher als die Zug- und Biegebelastbarkeit. Aus diesem Grund gilt es Zug- und Biegebelastungen zu reduzieren oder bestenfalls ganz zu vermeiden und Druckspannungen durch entsprechende konstruktive Maßnahmen zu fördern (Pospiech, 2004).



Abbildung 6: Umwandlung von Zug- in Druckspannung (Arnetzl G. , 2010)

- Beim Kontakt mit anderen Materialien (Schmelz, Dentin) sind große Auflageflächen Punkt- oder Linienkontakten vorzuziehen (Arnetzl & Arnetzl, 2007).
- Scharfe Winkel, Ecken und Kanten sowie abrupte Querschnittänderungen sollten vermieden werden. An spitzen Präparationswinkeln treten Spannungserhöhungen auf, welche letztlich im Bruch der keramischen Restauration resultieren können (Pospiech, 2004).



Abbildung 7: Runde Übergänge um Kerbspannungen zu vermeiden (Arnetzl G. , 2010)



Abbildung 8: Kontinuierliche statt plötzliche Querschnittsveränderungen (Arnetzl G. , 2010)

- Auf ein zu tiefes Fissurenrelief sollte verzichtet werden, um einem frühzeitigen Bruch der Keramik vorzubeugen (Arnetzl & Arnetzl, 2007).
- Anstelle von komplizierten Formgebungen sind klare, einfache Linien vorzuziehen (Arnetzl G. , 2010).



Abbildung 9: Einfache Formgebung statt komplizierter Wandgebung (Arnetzl G. , 2010)

Der Übergang vom approximalen zum okklusalen Kasten bei Inlay- und Teilkronenpräparation ist aus einigen Gründen ungünstig. Neben der dadurch verursachten plötzlichen Querschnittänderung und der in diesem Bereich stark erhöhten Beanspruchung der Keramik, wird die Schichtstärke der Keramik in diesem Bereich durch die Zentralfissur stark reduziert. Auch zu tief eingezogene Fissuren sollten vermieden werden, um diese Sollbruchstelle am Übergang zwischen approximalem und okklusalem Kasten zu vermeiden. Eine zu schmale Gestaltung des Isthmus kann ebenfalls zu einer Fraktur beitragen (Abbildung 10, Abbildung 11) (Arnetzl & Arnetzl, 2011).

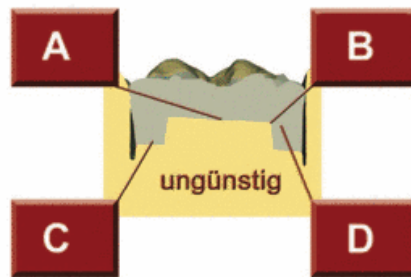


Abbildung 10 Ungünstige Faktoren der Pfeilerpräparation für vollkeramische Inlays und Teilkronen. A: Zugspannungen an der Unterseite der Restauration durch B: Übergänge mit zu kleinen Radien, C: zu schnelle Änderung der Schichtstärke, D: komplizierte Formgebungen (Arnetzl & Arnetzl, 2011).



Abbildung 11 Günstige Faktoren der Pfeilerpräparation für vollkeramische Inlays und Teilkronen. A: konvexer Kavitätenboden führt zur Umwandlung von Zug- in Druckspannungen, B: große Radien zur Vermeidung von Kerbspannungen, C: keine abrupten Änderungen der Schichtstärke, D: einfache Formgebungen (Arnetzl & Arnetzl, 2011).

In einer Studie konnte festgestellt werden, dass vollkeramische 3-Flächen Inlays mit einem als Halbkugel gestalteten Kavitätenboden eine um etwa 27,5% höhere Bruchfestigkeit aufwiesen als Werkstücke für herkömmlich geformte Kavitätenböden. Zusätzlich wurde eine um 5% vergrößerte Klebefläche erreicht (Arnetzl G. V., 2008) (Arnetzl & Arnetzl, 2009)

1.4 Präparationsinstrumentarium

„Die Zahnpräparation muss mit Geschicklichkeit und peinlich genauer Detailbeachtung durchgeführt werden, da die Lebensfähigkeit der Zahnpulpa, die Parodontalgesundheit, ein ästhetisch gutes Ergebnis, eine korrekte Okklusion, der Schutz der verbleibenden Zahnstruktur sowie die Lebensdauer der Restauration davon abhängig sein werden.“ (Shillingburg Jr. et al., 1988)

Zur Präparation und Fertigstellung einer Kavität kann man heute auf eine Vielzahl unterschiedlicher Instrumente zurückgreifen. Grob kann man diese in Handinstrumente, rotierende- und Ultraschallinstrumente unterteilen (Hellwig et al., 2009).

1.4.1 Rotierende Instrumente

Grundsätzlich werden rotierende Instrumente mit Hand- oder Winkelstücken eingesetzt, welche wiederum von Mikromotoren angetrieben werden.

Man unterscheidet elektrische und luftbetriebene Mikromotoren. Beide Ausführungen sind mit und ohne Licht sowie mit interner oder externer Sprayführung erhältlich.

Die Drehzahlspektren weichen jedoch voneinander ab: während elektrische Motoren im Bereich zwischen 1.000 und 40.000 Umdrehungen pro Minuten eingesetzt werden können reicht das Spektrum der luftbetriebenen Antriebssysteme von 500 bis 20.000 Umdrehungen pro Minute (Zemp, 2007).

Zur Kavitätenpräparation, Ausarbeitung und Politur der Restauration werden unterschiedliche Instrumente mit unterschiedlichen Drehzahlen verwendet. Durch zu starken Anpressdruck, falsche Arbeitsweise und unzureichende Wasserkühlung kann im Präparationsgebiet erhebliche Wärme entstehen, welche wiederum schädliche Auswirkungen auf die Pulpa haben kann.

Bei rotierenden Instrumenten wird zwischen Bohrern, Schleifern, Steinen, Scheiben und schleifmittelbelegten Silikon- oder Gummipolierern differenziert. Der Bohrer

besteht in der Regel aus Stahl oder Hartmetall. Dessen Schneiden können gerade, gewendelt oder kreuzverzahnt und die Anzahl der Schneiden unterschiedlich sein.

Auch die Schleifinstrumente werden aus Stahl gefertigt. An deren Oberfläche sind jedoch Diamantsplitter unterschiedlicher Körnung gebunden. Dabei sind Form und Körnungsgrad entscheidend für die Schneid- bzw. Schleifleistung sowie den Glättungseffekt des jeweiligen Instruments.

Ab Drehzahlen von 4500 sollte auf eine adäquate Wasserkühlung geachtet werden (Hellwig et al., 2009).

William und Schröder entwickelten 1897 in Berlin die ersten Diamantschleifkörper bei denen die Diamantpartikel noch durch Aufhämmern auf den Metallschaft fixiert wurden (de Tomasi, 1976). Die auch heute noch übliche Diamantisierung durch einen galvanischen Prozess wurde erst im Jahr 1932 durch Wilhelm Hugo Drendel entwickelt (Drendel & Zweiling, 1959) (Walsh, 1953).

1.4.2 Problematik der rotierenden Instrumente

Während okklusal, labial und oral mit modernen Präparationsinstrumenten effektiv präpariert werden kann, wird die Zugänglichkeit im Approximalbereich durch die angrenzende Nachbarzahnfläche entscheidend erschwert. In vielen Fällen erreicht man nur eine „Annäherung“ an das gewünschte Präparationsergebnis für die jeweilig geplante Restauration, was zu restaurativen Misserfolgen führen kann (Eames et al., 1978) (Mack, 1980).

Etwa 70% bis 100% der Nachbarzahnflächen werden bei der Präparation von Klasse-II-Kavitäten beschädigt (Lussi, 1995) (Moopnar & Faulkner, 1991) (Qvist et al., 1992).

An beschädigten Approximalflächen betroffener Nachbarzähne wurden aufgrund erhöhter Plaqueretention und erschwerter Hygienezugänglichkeit über einen Zeitraum von bis zu sieben Jahren über zwei mal so viele behandlungsbedürftige kariöse Läsionen beschrieben (Qvist et al., 1992).

1.4.3 Handinstrumente

Handinstrumente finden seit der Einführung rotierender Instrumente nur mehr in Bereichen Anwendung, wo rotierende Schleifkörper Schäden an Nachbarzähnen verursachen könnten (Hellwig et al., 2009) (Sturdevant et al., 2012).

Sie ermöglichen keine wesentlichen Formveränderungen der Grundpräparation und führen häufig zu oberflächlich oder unbearbeiteten Randbereichen mit herausgerissenen Schmelzstücken. Daher bleibt als Vorteil dieser Instrumentengruppe lediglich die Schonung der Nachbarzähne (Hugo, 1997).

1.4.4 Oszillierende und ultraschallgetriebene Instrumente

Um die wissenschaftlich und praktisch bewährten Eigenschaften der rotierenden Instrumente zu optimieren und auch deren Anwendungsspektrum zu erweitern, entstanden, neben den Handinstrumenten, alternative Instrumente. Dabei greift man auf Instrumente mit spezifisch geformtem Arbeitsende zurück, welches im Kontaktbereich zum Nachbarzahn nicht abtragend arbeitet (Hugo, 1997).

Oszillierende Antriebssysteme übertragen mithilfe eines Abrasivmediums, z.B. einer Diamantbelegung des Arbeitsteils, individuelle Instrumentengeometrien auf die Zahnhartsubstanz.

Während maschinengetriebene Schall- und Ultraschallinstrumente seit ihrer Einführung in die Zahnmedizin in den sechziger Jahren (Zander et al., 1961) (Zinner, 1955) hauptsächlich zur supra- und subgingivalen Zahnsteinentfernung eingesetzt werden finden sie in der Präparationstechnik noch eher selten Anwendung (Hugo, 1997).

Ein anderes Arbeitsprinzip verfolgen sogenannte Schwingschleifer, die bereits in den Vierzigern vorgestellt und patentiert wurden (Schulze, 1931) (Silver, 1946). Das heute bekannte „EVA-Winkelstück“ wurde von Axelsson (Axelsson, 1971) mit der Firma Dentatus als „*Apparatus for cleaning or polishing of teeth*“ entwickelt, welches zur Entfernung von approximalen Füllungsüberständen eingesetzt wurde.

Dabei wandelt ein Exzenter die rotierende Arbeitsbewegung des Winkelstücks mechanisch in eine Auf- und Ab- oder „*Feilenbewegung*“ um.

Diese Schwingschleiferwinkelstücke werden heute von diversen Herstellern mit unterschiedlichen Hubauslenkungen der Arbeitsteile und arretierbaren und/oder frei drehbaren Positionen der Feilenansätze angeboten. Diese Systeme finden bei der Restaurationsausarbeitung und Politur, Wurzeloberflächenbearbeitung bei Parodontalerkrankungen, Wurzelkanalaufbereitung und auch Hartsubstanzpräparationen Anwendung (Hugo, 1997).

1.4.5 Laserpräparation

Als weitere Möglichkeit zu den bereits vorgestellten Präparationsmethoden besticht die Oberflächenkonditionierung mit einem kurz gepulsten Er:YAG-Laser durch einfache klinische Handhabung und effektive Arbeitsweise. Zusätzlich spricht man dem Laserlicht gute Reinigung der Zahnoberflächen und günstige Dekontaminationseigenschaften zu sowie eine weitestgehend atraumatische Präparationsweise (Apel et al., 2003) (Keller et al., 1991).

Aufgrund der vibrationsfreien und desinfizierenden Arbeitsweisen darf die Laserpräparation als gute Alternative zu herkömmlichen Präparationsinstrumenten gesehen werden, jedoch gibt es auf diesem Gebiet noch wissenschaftlichen Forschungsbedarf (Kleemann, 2007).

1.4.6 Kinetische Kavitätenpräparation

Bei der kinetischen Kavitätenpräparation werden Zahnhartsubstanzen mit Pulverstrahlgeräten bearbeitet. Gleich wie beim Laser erfolgt diese Art der Präparation berührungslos. Durch diese Konditionierung mit Aluminiumoxidpartikeln in einer Größe von 27-50 Mikrometer kann jedoch ähnlich wie bei Laser nicht jede Kavitätenform präpariert werden.

Zusätzlich fehlt dem Behandler bei der kinetischen- sowie bei der Laserpräparation die taktile Kontrolle. Oftmals müssen die entstandenen Kavitäten mit rotierenden Instrumenten nachbearbeitet werden.

Weiters müssen Patienten, Behandler und Hilfspersonal geschützt werden (z.B. mit einem Augenschutz).

Aufgrund dieser Nachteile stehen diese Alternativen aus heutiger Sicht in der Regel lediglich zur Behandlung kleiner, primärer Kariesläsionen im Approximallbereich der Frontzähne, der Fissuren und der Glattflächen zur Verfügung (Hellwig et al., 2009).

1.5 Entwicklung des Adhäsivs

Erst durch die Einführung der Adhäsivtechnik konnte der Haftverbund zwischen keramischen Restaurationen und dem Zahn deutlich verbessert und die Misserfolgsrate entsprechend reduziert werden (Malment & Socransky, 2001).

Die Adhäsivtechnik basiert auf der Möglichkeit, die Haftung von Kunststoff (damals von Methacrylaten) an Zähnen mit Hilfe des Anätzens von Zahnschmelz zu ermöglichen (Säure-Ätz-Technik, SÄT) (Buonocore, 1955).

Erstmals wurden in den 1970er Jahren künstliche Zähne mittels SÄT und den nun auch vorhandenen Kompositkunststoffen an angrenzenden Pfeilerzähnen befestigt (Ibsen, 1973).

Heute gehören die zur Befestigung von Keramik und Füllungskompositen verwendeten Kunststoffe zur Standardversorgung. Durch die adhäsive Befestigung lässt sich in vielen Fällen durchaus substanzschonender präparieren. Nach der plastischen Versorgung eines Zahnes bieten sie oftmals die letzte Chance einer intrakoronalen Verankerung vor einer Überkronung (Blunck, 2009). Bei sachgerechter Verarbeitung können Rundungenauigkeiten nach der Präparation ausgeglichen werden. Dem gegenüber steht der erhöhte Aufwand der Oberflächenbehandlungen an Zahnhartsubstanz sowie an der Haftfläche der Keramik. Besonders die Langzeitprognose der Befestigungskomposite spielt eine entscheidende Rolle (Schmalz et al., 2007).

Klinische Misserfolge gehen auch oft mit der Polymerisationsschrumpfung von 1,7-6% einher (Bedran de Castro et al., 2004), welche zu starken Kräften von bis zu 7 MPa entgegen der Haftung führt (Hanning & Femerling, 1998). Die Schrumpfungskontraktion führt zu Spannungen im Material welche den adhäsiven Verbund beeinträchtigen können wenn diese zu groß werden. In der Folge kann sich der Verbund lösen sowie Randspalten, Randverfärbungen, postoperative Hypersensibilitäten und auch Sekundärkaries auftreten (Eick & Welch, 1986) (Sidhu & Henderson, 1992) (Soltesz & Benkeser, 1989).

Die Schrumpfung bei indirekten, zahnfarbenen Restaurationen ist geringer als bei plastischen Füllungsmaterialien, da nur die Klebefuge von der Polymerisationsschrumpfung betroffen ist (Hahn et al., 2000).

Vermeidung jeglicher Beschädigung oder Kontamination (z.B. durch Feuchtigkeit, Speichel, Blut, Sulkusflüssigkeit, Primer) der Klebeflächen ist bei der adhäsiven Befestigung absolute Voraussetzung für einen optimalen Haftverbund (Frankenberger et al., 2000) (Powers et al., 1995) (Woronko et al., 1996) (Yazici et al., 2007).

Nicht in der ersten Präparationssitzung bereits versiegeltes Zahnhartgewebe muss vor dem Aufbringen des Adhäsivsystems mit Glycinpulver oder wassergebundenem Aluminiumoxid gereinigt werden. Natriumbicarbonat sollte vermieden werden, da es zu einer Abnahme der Haftwerte führt. Alternativ können rotierende Bürstchen oder Bimssteinpulver zur Reinigung verwendet werden (Arnetz, 2009).

Befestigungs- oder Füllungskomposite können per se keinen Verbund zur Zahnhartsubstanz herstellen. Sowohl Schmelz als auch Dentin müssen daher entsprechend generiert werden, um eine Aufnahme des hydrophoben Kunststoffes zu ermöglichen. (De Munck et al., 2005).

Die heute auf dem Markt befindlichen Adhäsivsysteme gliedern sich meist nach der Anzahl der zu verwendeten Flüssigkeiten bzw. Anzahl der „Flaschen“.

In der Praxis werden Haftvermittler von ein- bis vier-Schritt-Systemen angewendet, welche sich wesentlich durch das Ätzverfahren (total-, selective oder self-Etching) unterscheiden (Frankenberger et al., 1997), (Haller et al., 1995), (Thonemann et al., 1999), (Molla et al., 2002).

1.5.1 Schmelz

1.5.1.1 Chemische Struktur

Der Zahnschmelz stellt die härteste Struktur im menschlichen Körper dar. Seine Hauptbestandteile sind Kalzium, Phosphor, Carbonat, Magnesium und Natrium, die etwa 93-98 Gewichtsprozent ausmachen. Seine relativ glatte Oberfläche sowie die geringe Oberflächenenergie scheinen der Erzeugung eines stabilen adhäsiven Verbundes entgegen zu stehen. Kalzium und Phosphor kommen im Verhältnis 1:1,2 als Apatitverbindung in Form kleiner Kristalle vor. Diese Kristalle stellen sich im Querschnitt annähernd hexagonal dar und sind durch eine erhebliche Größe von durchschnittlich 160nm x 40-70nm x 26nm. Etwa 100 im Querschnitt zugefügte Schmelzkristalle bilden sog. Schmelzprismen (Hellwig et al., 2009).

1.5.1.2 Haftungsmechanismus

Buonocore (Buonocore, 1955) legte den Grundstein für die Verarbeitung von Kunststoffen mittels Säure-Ätz-Technik. Aufgrund der unterschiedlichen Löslichkeit der Schmelzprismen und der interprismatischen Substanz werden durch die Säureeinwirkung etwa 10µm der präparierten Schmelzoberfläche irreversibel entfernt. Dadurch entsteht ein raues Oberflächenrelief und die so entstandenen Mikroporositäten ermöglichen das Einfließen des Adhäsivs. Die terminale Lichthärtung führt zum innigen Verbund zwischen Zahn und Komposit. (Van Meerbeek et al., 2003).

Die Eindringtiefe hängt jedoch auch von der Viskosität des Adhäsivs ab. Ein hochvisköser Haftvermittler könnte die aufgeraute Schmelzoberfläche nicht ausreichend infiltrieren (Irinoda et al., 2000) (Swift Jr. et al., 1996).

Studien über unterschiedliche Konzentrationen bei der Säureätzung ergaben, dass nach Applikation von 30-40%iger Phosphorsäure die besten retentiven Voraussetzungen für die adhäsive Befestigung erzielt werden (Hickel et al., 2001).

Die Verbundfestigkeit der modifizierten Schmelzoberfläche mit dem Komposit liegt bei etwa 25 MPa und ist damit ausreichend, um den durch die

Polymerisationsschrumpfung entstehenden Kräften entgegen zu wirken. Dem Entstehen von Mikroleakage, Sekundärkaries und Pulpairritationen kann dadurch effektiv entgegengewirkt werden (Frankenberger et al., 1999), (Hickel et al., 2001), (Lutz et al., 1993).

1.5.2 Dentin

1.5.2.1 Chemische Struktur

Der größte Teil des menschlichen Zahnes besteht aus Dentin. Es umgibt die Pulpa und wird von Schmelz bzw. Wurzelzement umgeben.

Dentin setzt sich zu 70 Gewichtsprozent aus anorganischem, zu 20 Gewichtsprozent organischem Material zusammen. Der restliche Anteil ist Wasser.

Der Hauptteil der organischen Struktur ist Kollagen oder kollagenartige Verbindungen, während der anorganische Teil, ähnlich dem Schmelz, hauptsächlich aus Phosphat und Kalzium besteht.

Ebenso wie im Schmelz liegt das anorganische Material in kristalliner Form als Apatit bzw. amorphes Kalziumphosphat vor, jedoch sind die Kristalle im Dentin wesentlich kleiner. Sie liegen dort allerdings nicht in Form von Prismen vor, sondern, je nach Art des Dentins, mehr oder weniger dicht gepackt (Hellwig et al., 2009).

Um den Haftverbund auf die gesamte Kavität ausweiten zu können und um postoperative Hypersensibilitäten zu vermeiden, wurden Dentinhaftvermittler entwickelt.

Die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins lässt keine direkte mikromechanische Verankerung zu (Bester et al., 1995) (Hickel et al., 2001) (Marshall Jr et al., 1997) (Perinka et al., 1992).

Die intrinsische Feuchte durch die direkt mit der Pulpa in Verbindung stehenden und liquorgefüllten Dentinkanälchen verhindern die absolute Trockenlegung in vivo. Dies behindert die Aufnahme eines hydrophoben Komposits erheblich (Marshall Jr. et al., 1997).

Zudem entsteht nach der Präparation eine Schmierschicht (Smearlayer), welche die Penetration und Imprägnation des Haftvermittlers ebenfalls erschwert und es so zu Randspaltbildungen kommt (Bester et al., 1995).

1.5.2.2 Haftungsmechanismus

Ohne entsprechende Vorbehandlung kann, aufgrund der beschriebenen ungünstigen Haftverhältnisse, keine Verbindung vom hydrophoben mit dem hydrophilen Dentin hergestellt werden.

Bondingsysteme bestehen aus hydrophilen Monomeren mit großer Affinität zum Dentin und hydrophilen Phasen (Methacrylaten) mit Affinität zum Bonding.

Zur Konditionierung der Dentinoberfläche wird das Dentin simultan mit dem Schmelz mit 30-40%iger Phosphorsäure geätzt. Alternativ kann Dentin selektiv mit schwachen, säurehaltigen Primern (Selective-Etch) konditioniert werden (Hickel et al., 2001).

Zur Vermeidung einer zu großen Demineralisationstiefe, Kollagendenaturierung oder zu starker Dentinpermeabilität sollte Dentin maximal 15s geätzt werden (Lutz et al., 1993).

Abhängig von der Konzentration der Säure kann dadurch die Schmierschicht partiell oder vollständig entfernt werden. Zusätzlich kommt es zu einer oberflächlichen Demineralisation des Dentins bis zu einer Tiefe von 1-7,5µm (Inoue et al., 2001) (Van Meerbeek et al., 1994).

Nachdem die anorganischen Bestandteile (besonders Phosphat und Hydroxylapatit) aus der Dentinmatrix herausgelöst werden, verbleibt lediglich das instabile Kollagenfasernetzwerk an der Oberfläche (Frankenberger et al., 2005).

Im nächsten Arbeitsschritt werden Primer mit bifunktionalen Molekülen appliziert welche die demaskierten Kollagenfasern imprägnieren. Dadurch wird die Infiltration des hydrophoben Bondings in die interfibrillären Räume ermöglicht (Nakabayashi & Takarada, 1992). Um Nanoleakage und in weiterer Folge Hypersensibilitäten zu vermeiden, ist es entscheidend, dass die Monomere vollständig in das demineralisierte Dentin infiltrieren können (Frankenberger & Tay, 2005). Als Nanoleakage bezeichnet man nicht infiltrierte Bereiche des Kollagengeflechts (Hellwig et al., 2009).

Nach der Applikation des Primers folgt jene des Monomers, welcher in die nach der Konditionierung entstandenen Hohlräume infiltrieren kann. Dadurch entsteht die sogenannte Hybridschicht, eine Mischzone aus demineralisiertem Dentin und

ungefülltem Komposit (Armstrong et al., 2003) (Pióch et al., 2001), welche entscheidenden Einfluss auf den Erfolg des Dentinbondings hat (Coli et al., 1999) (Hickel et al., 2001) (Petersilka et al., 2003) (Rinaudo et al., 1997). Jedoch ist die Erzeugung einer idealen Hybridschicht praktisch nicht möglich (Sano et al., 1995) (Wang & Spencer, 2003).

Zusätzlich können die Kunststoffmonomere ins intratubuläre Dentin eindringen und bilden dort nach der Polymerisation hybridisierte Kunststoffzapfen – sogenannte „resin tags“ – aus (Pióch et al., 2001). Die Tatsache, dass sie zu besserer Haftkraft beitragen wird von einigen Autoren aber in Frage gestellt (De Munck et al., 2005) (Lohbauer et al., 2008).

2. Material und Methode

2.1 Fragestellung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es die Haftkraft von CAD/CAM-gefertigter Keramik am Zahnschmelz in Abhängigkeit von der Rauigkeit der Präparationsoberfläche zu vergleichen.

Es sollte dabei rein die Schmelzhaftung der Keramik unter Ausschluss weiterer Variablen wie restaurationsgerechter Präparations- oder Werkstückform untersucht werden.

Dazu wurden an insgesamt zehn Zähnen jeweils vier ebene Flächen (mesial, distal, buccal und lingual/palatinal) in den Schmelz präpariert. An jeweils zwei Flächen pro Zahn wurde die Präparation mit 106 μ m gekörnten und an den anderen beiden Flächen mit 40 μ m gekörnten Arbeitsteilen durchgeführt. Danach wurde auf allen Flächen ein Keramikblöckchen mit der Klebefläche von 25mm² adhäsiv befestigt. Die Durchführung eines Scherversuches sollte Aufschluss darüber geben nach welcher Präparation eine bessere Schmelzhaftung erzielt werden kann.

2.2 Vorbereitung der Proben

2.2.1 Präparation der Zähne

Zur Durchführung wurden 10 gesunde und frisch extrahierte 3. Molaren mit Scalern und rotierenden Bürsten gründlich von anhaftenden Geweberesten befreit und gereinigt. Die Zähne wurden in Kunststoff eingebettet.

In derselben Sitzung wurden an den Zähnen mit einem rotierenden, diamantierten Fissurenbohrer der Firma intensiv (Montagnola, Switzerland) glatte Flächen in den

Zahnschmelz präpariert. Dabei wurde an jeder Seitenfläche der Zahnkrone (mesial, distal, buccal und lingual/palatinal) eine Präparation durchgeführt um insgesamt 40 Prüfflächen zu erhalten.

Die Präparationen wurden an jeweils zwei Schmelzflächen zum einen mit einem Bohrer der Körnung 40 μ m (intensiv FG 4238; ISO-Nr. 314 199 514) und zum anderen mit einem Bohrer der Körnung 106 μ m (intensiv FG 238/6; ISO-Nr. 314 199 534) vorgenommen.

Um die Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Präparationen gewährleisten zu können und um ebene Schmelzflächen zu erhalten, wurde mithilfe eines Parallelometers präpariert.

Auf die Ausdehnung der Präparation wurde keine Gewichtung gelegt, da sie nur groß genug sein musste um die gesamte Auflagefläche von 25mm² der Keramikblöckchen der Größe 5x5x5mm adhäsiv befestigen zu können. Die Präparation fand dabei ausschließlich im Zahnschmelz statt.



Abbildung 12: In Kunststoff eingebetteter und an allen vier Schmelzflächen präparierter Zahn vor der Klebung.

Die präparierten Zähne wurden unmittelbar nach der Fertigstellung der Präparation in künstlichen Speichel (Sialin-Sigma Lösung; MoNo chem-pharm Produkte GmbH, Wien), mit CHX forte 0,2% versetzt, eingelegt und nicht länger als eine Woche gelagert.

2.2.2 Herstellung der Keramikblöckchen

Für diese Studie wurden vierzig Vita-Mark-II-Keramik-Blocks (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH&Co. KG), einer Feldspatkeramik, der Firma Straumann (Freiburg) verwendet.

Aus dieser Feldspatkeramik wurden mit der CAD/CAM-Schleifeinheit Cerec 3D inLab (Sirona Dental GmbH, Wals bei Salzburg, Bj. 2006) 40 idente Keramikblöckchen der Größe 5x5x5mm gefräst.

2.2.3 Adhäsive Befestigung am Zahn

Die adhäsive Befestigung der Keramikwerkstücke am Zahnschmelz wurde mit Multilink Automix der Firma Vivadent streng nach Herstellerangaben durchgeführt.

Dabei handelt es sich um ein selbst- und optional lichthärtendes Befestigungskomposit.

Es eignet sich laut Hersteller zur Befestigung von indirekten Metall- und Vollkeramikrestorationen sowie von Kunststofffüllungen.

- **Schmelzkonditionierung**

Die präparierte Zahnoberfläche wurde vor der Klebung mit fluoridfreier Paste gründlich gereinigt, danach mit Wasser abgespült und mit Luft getrocknet.

Multilink Primer A und Primer B wurden im Verhältnis 1:1 angemischt. Diese Primer sind langsam selbsthärtend und sollten innerhalb von 10 Minuten appliziert werden. Es ist aber nicht nötig sie vor einstrahlendem Licht zu schützen.

Die vermischten Multilink Primer A/B wurden auf die zu konditionierende Schmelzoberfläche für 30 Sekunden mit einem Microbrush einmassiert und anschließend mit Luft verblasen.

Auf eine separate Phosphorsäureätzung des Schmelzes wurde verzichtet, um die durch das Präparationsinstrument erzeugten Oberflächenrauigkeiten nicht zu beeinflussen.

- **Konditionierung der Keramik**

Die Keramik wurde sorgfältig mit Wasser abgespült und danach mit Luft getrocknet.

Die Klebefläche des Keramikblöckchens wurde mit 5%iger Flusssäure für 60 Sekunden geätzt. Danach wurde wiederum sorgfältig mit Wasser abgespült und mit Luft getrocknet.

Auf die konditionierte Oberfläche wurde dann Monobond Plus für 60 Sekunden mit einem Microbrush appliziert und mit forciertem Luftdruck verblasen.

Über die Applikationsspritze wurde Multilink Automix auf die Keramikblöckchen aufgetragen. Vor jeder Applikation wurde der Spritzenaufsatz ausgewechselt.

Auf eine Applikation auf die präparierte Zahnoberfläche wurde auf Empfehlung des Herstellers verzichtet um die Passung der Keramik am Zahn nicht negativ zu beeinflussen.

- **Applikation der Keramik am Zahn**

Anschließend wurde das Keramikwerkstück mit leichtem Druck zentral auf die präparierte Schmelzoberfläche gesetzt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Seitenflächen der Keramik in Zahnachse standen.

Um Kleberüberschüsse einfach mit einem Scaler entfernen zu können wurde für ca. zwei Sekunden mit der Polymerisationslampe bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) angehärtet.

In der Folge wurde die Klebefuge mit Glycerin-Gel abgedeckt, da der Einfluss von Sauerstoff den Polymerisationsvorgang von Multilink Automix behindert. Nun konnte von allen Seiten für jeweils 20 Sekunden auspolymerisiert werden.

Das Glycerin-Gel wurde nach vollständiger Aushärtung des Komposits mit Wasser wieder abgespült.

Die Zähne wurden nach der Klebung wieder für 3 weitere Tage in künstlichen Speichel (mit CHX forte 0,2) eingelegt.



Abbildung 13 In Kunststoff eingebetteter Zahn nach der adhäsiven Befestigung der Keramikblöckchen.

2.3 Scherversuch

Der Scherversuch wurde an der Prüfmaschine Shimadzu AG-G 100kN und der zugehörigen Prüfsoftware Fa. Messphysik (Fürstenfeld) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass der Kraftvektor in Zahn- bzw. Präparationsachse verlaufen ist und der plane Laststempel möglichst nahe an der Zahn-Keramik-Grenze angesetzt hat. Der Zahn wurde für den Scherversuch auf einer eigens dafür konstruierten Vorrichtung befestigt.

Die adhäsiv am Zahn befestigte Keramik wurde dabei so lange belastet bis es zum Bruch kam. Die erhaltenen Werte wurden mit einer dafür vorhandenen Computersoftware aufgezeichnet.

Das Maß für die Verbundfestigkeit wird in Newton (N) oder unter Einbezug der Klebefläche in Megapascal ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$) angegeben..

Scherspannung $\sigma = \text{Kraft } F \text{ [N]} / \text{Fläche } A \text{ [mm}^2\text{]}$

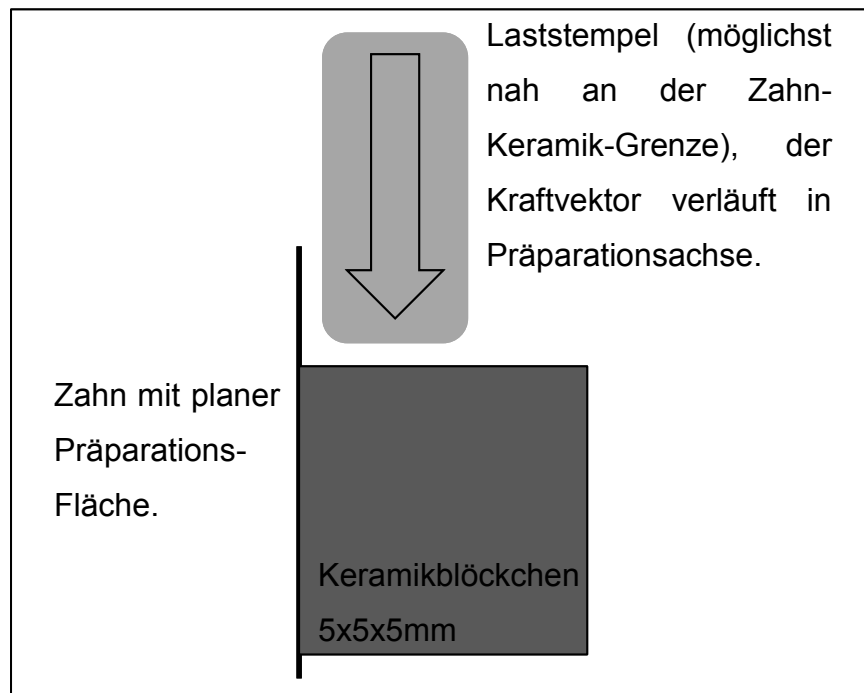


Abbildung 14 Schematische Darstellung des Abscherversuchs

3. Ergebnisse

Der besseren Übersicht wegen werden die Präparationsflächen in rau (106µm) und glatt (40µm) eingeteilt.

Probe	Präparation	Newton (N)	Megapascal (MPa)
1	rau1	-	-
	rau2	60,11	2,40
	glatt1	70,81	2,83
	glatt2	-	-
2	rau1	76,56	3,06
	rau2	57,69	2,30
	glatt1	71,07	2,84
	glatt2	-	-
3	rau1	86,06	3,44
	rau2	60,63	2,42
	glatt1	73,81	2,95
	glatt2	69,41	2,77
4	rau1	87,10	3,48
	rau2	135,10	5,40
	glatt1	159,80	6,39
	glatt2	193,80	7,75
5	rau1	81,27	3,25
	rau2	87,99	3,52
	glatt1	106,70	4,26
	glatt2	193,30	7,73
6	rau1	129,00	5,15
	rau2	71,20	2,84
	glatt1	108,40	4,33
	glatt2	137,40	5,49
7	rau1	151,60	6,06
	rau2	147,90	5,91
	glatt1	190,80	7,63
	glatt2	111,20	4,44
8	rau1	95,75	3,83
	rau2	81,81	3,27
	glatt1	197,20	7,88
	glatt2	131,80	5,27
9	rau1	186,20	7,44
	rau2	101,10	4,04
	glatt1	-	-
	glatt2	-	-
10	rau1	161,00	6,44
	rau2	93,43	3,73
	glatt1	119,10	4,76
	glatt2	127,20	5,08

Tabelle 1 Einzeldaten des Abscherversuchs in Newton (N).

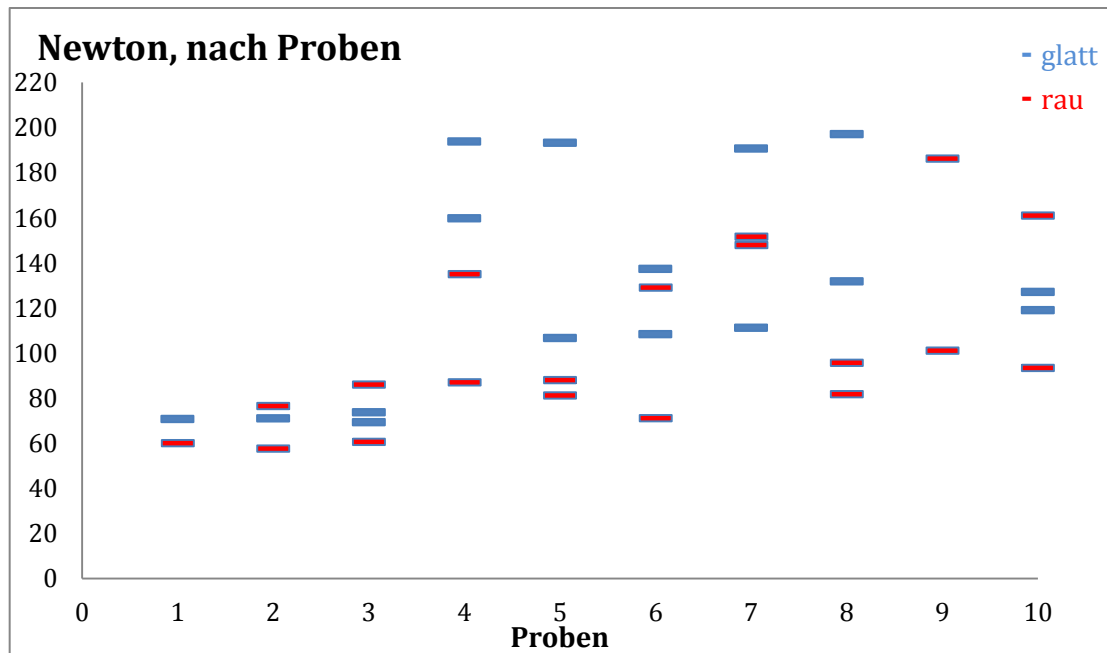


Diagramm 1 Erhaltene Messwerte (in Newton) eingeteilt nach den zehn Proben mit jeweils vier Keramikblöckchen.

Zur Auswertung des Versuchs wurde ein *Univariates Lineares Modell* gerechnet bei dem sich ein knapper signifikanter Unterschied ($p=0,048$) der Proben zeigt.

In Diagramm 1 werden die Werte des Abscherversuchs in Zusammenhang mit den 10 verwendeten Proben und den jeweils vier darauf adhäsiv befestigten Keramikblöckchen dargestellt. Die Proben 1 und 9 wiesen jeweils zwei und die Probe 2 einen Fehlversuch auf. Insgesamt verbleiben damit 16 glatte und 19 raue Präparationen (siehe Tabelle 1).

Die vier höchsten Werte wurden mit 197.2 N, 193.8 N, 193.3 N und 190.8 N jeweils an den glatten Präparationsflächen gemessen. Die höchste Haftkraft an rauen Präparationsflächen betrug 186.2 N.

Der Mittelwert liegt für die glatten Präparationsflächen bei 128,9 N mit einer Standardabweichung von 46,6 und für die rauen Flächen bei 102,7 N mit einer Standardabweichung von 37,7.

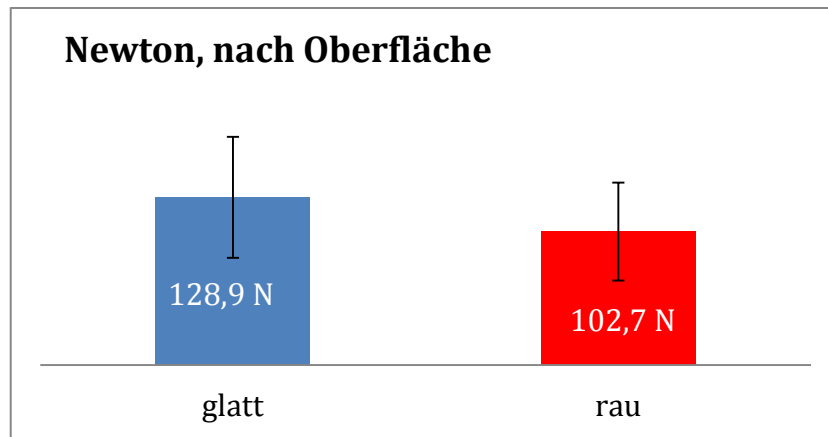


Diagramm 2 Mittelwerte und Standardabweichung in Newton.

In Diagramm 1 ist ein deutlicher Zusammenhang zwischen den Haftwerten mit den jeweiligen Proben erkennbar, was zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen kann.

Um den Einfluss der Proben zu reduzieren wurde pro Probe der prozentuelle Anteil der Werte ausgerechnet (Diagramm 2). Mit dem *T-Test für unabhängige Stichproben* ergibt sich mit $p=0,005$ ein deutlicher signifikanter Unterschied zugunsten der Präparation mit dem fein gekörnten Arbeitsteil. Auch die Streuung ist dadurch deutlich geringer.

Dabei wurde der jeweils höchste Haftwert jeder Probe als 100% angenommen und die anderen Haftwerte dieser Probe in Relation zum höchsten Wert gestellt.

Es ergeben sich prozentuelle Mittelwerte von 87,1% (glatte Präparationsfläche) bei einer Standardabweichung von 4,0 und 68,4% (raue Präparationsoberfläche) bei einer Standardabweichung von 4,5.

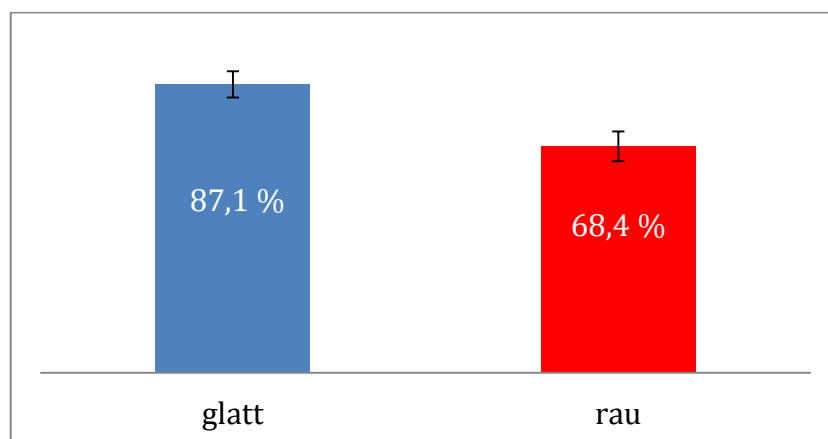


Diagramm 3 Mittelwert (in Prozent) der gemessenen Werte pro Probe

3.1 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Zur Veranschaulichung der Präparationsoberflächen wurde eine Untersuchung am Rasterelektronenmikroskop (Zeiss DSM 950) durchgeführt. Die Probe wurde hierzu mittels Doppelklebeband auf einen Probenhalter montiert und anschließend mit Gold-Palladium (Balt Tec 599) besputtert.

In Abbildung 15 ist der präparierte Zahn dargestellt. Der Zahn wurde in seiner Längsachse durchtrennt um die Untersuchung beider Präparationsmuster (40 μm und 106 μm) an einem Zahn durchführen zu können. Diese Probe wurde rein zur Veranschaulichung der Präparationsoberflächen- bzw. ränder und der Darstellung im Rasterelektronenmikroskop präpariert und anschließend verworfen.

Von beiden Präparationen wurden jeweils eine Übersichtsaufnahme, eine Aufnahme vom Präparationsrand und eine Großaufnahme des entstandenen Präparationsreliefs durchgeführt.



Abbildung 15 Der für die Rasterelektronenmikroskop-Untersuchung präparierte Zahn. Feinpräparation (40 μm , li) und Grobpräparation (106 μm , re).

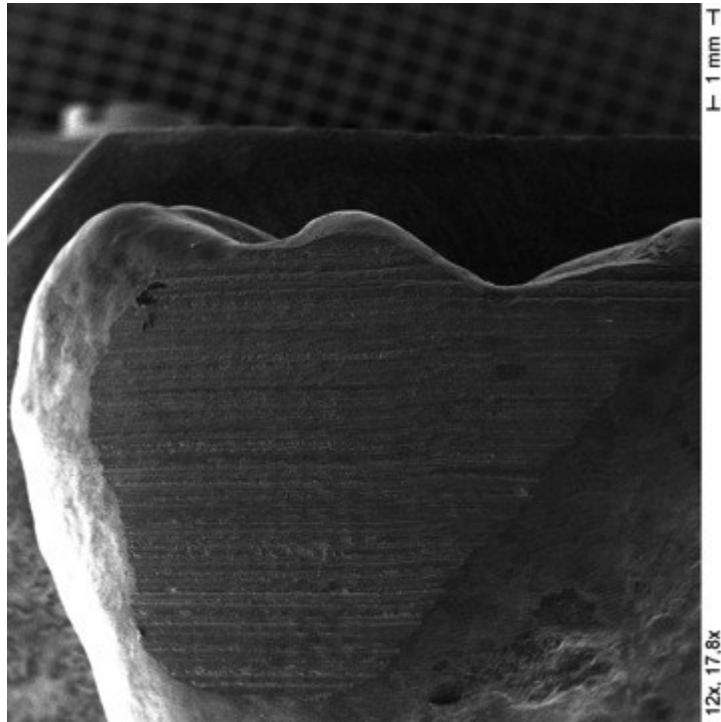


Abbildung 16 Übersichtsaufnahme der 106 μm -Präparation

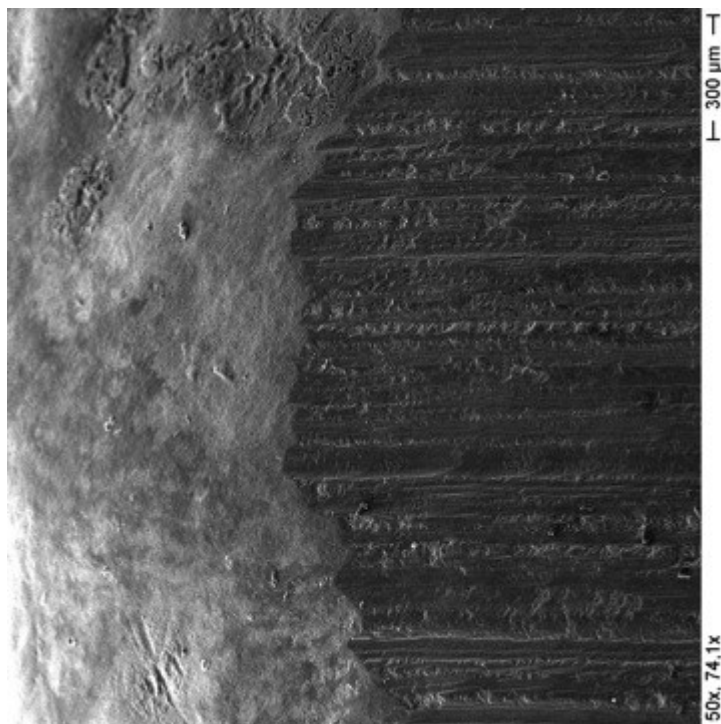


Abbildung 17 Aufnahme des Präparationsrandes (106 μm). Die Schmelzausrisse sind entlang der Präparationsgrenze deutlich erkennbar.

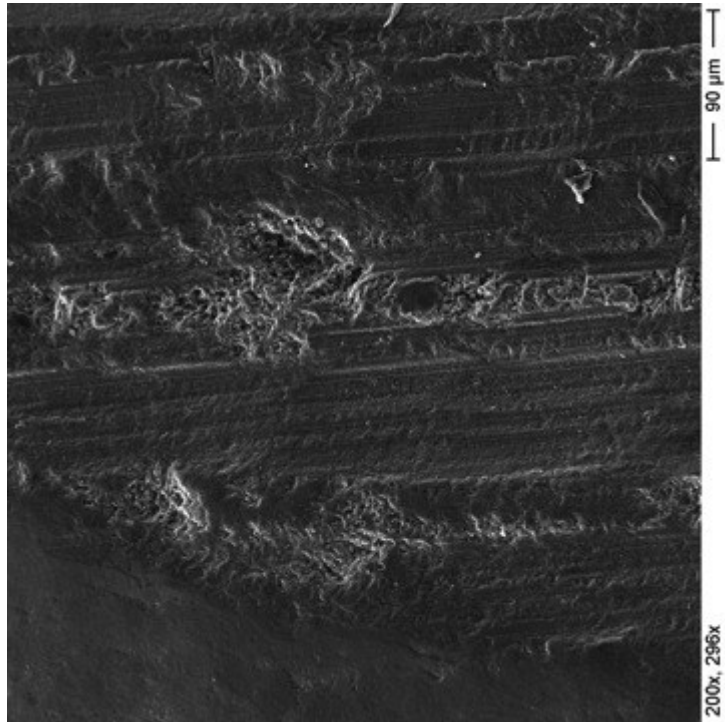


Abbildung 18 Großaufnahme der Oberflächenbeschaffenheit (106μm).

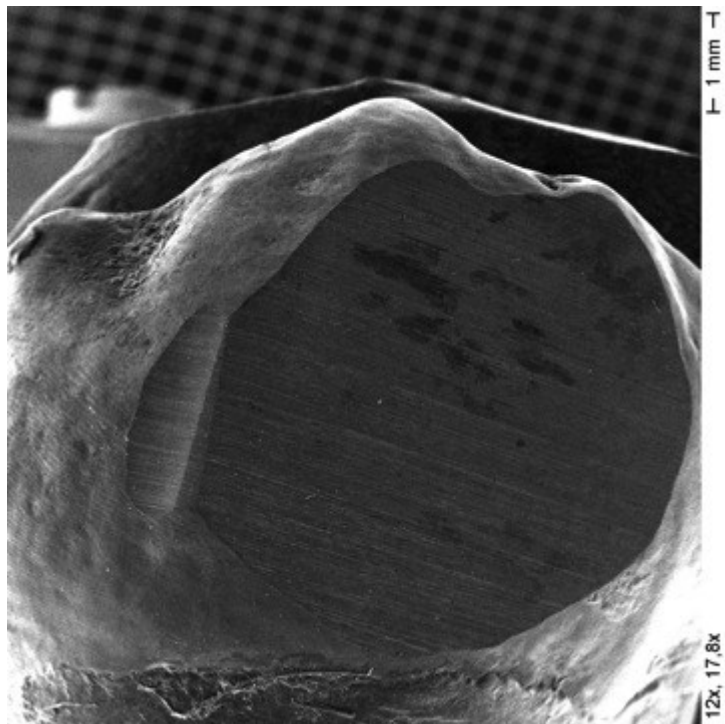


Abbildung 19 Übersichtsaufnahme der 40μm-Präparation.

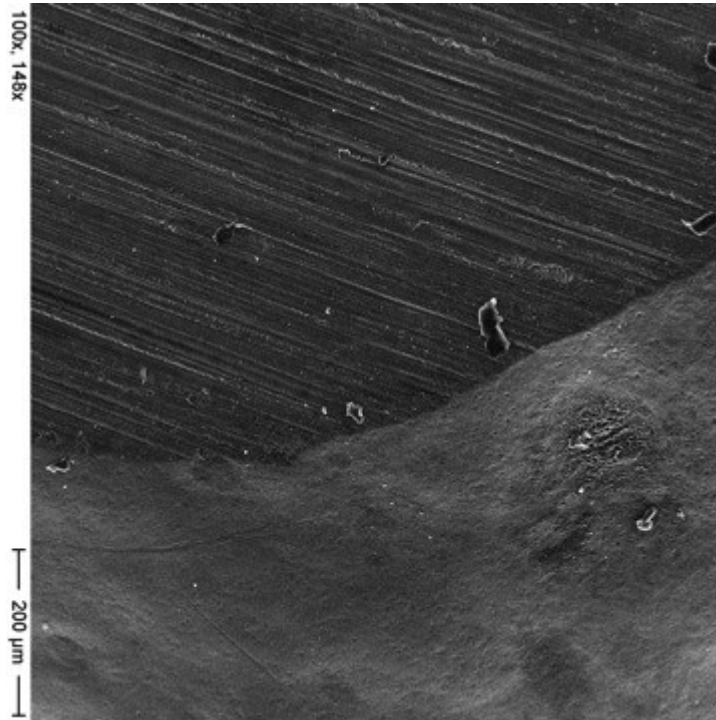


Abbildung 20 Aufnahme des Präparationsrandes (40μm). Erkennbar ist ein wesentlich klarerer Verlauf der Präparationsgrenze im Vergleich zur Grobpräparation.

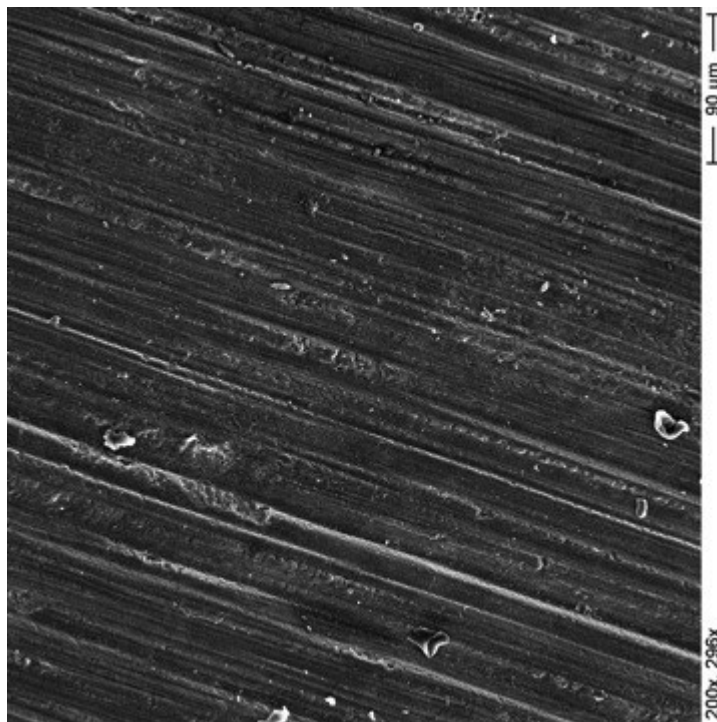


Abbildung 21 Großaufnahme der Oberflächenbeschaffenheit (40μm).

Die Aufnahmen des Rasterelektronenmikroskops veranschaulichen den Unterschied des Oberflächenreliefs nach der Präparation mit den verschieden gekörnten Instrumenten. Wie bei den zum Abscherversuch präparierten Zähnen wurde auch hier auf Ausdehnung bzw. Form der Präparation kein Wert gelegt. Das Augenmerk sollte lediglich auf die entstandenen Oberflächenbeschaffenheiten gerichtet sein.

Die Bilder zeigen einen deutlichen Unterschied der Oberflächenrauigkeiten mit viel rauerer Ausprägung der Grobpräparation. So sind die entstandenen Furchen und Rillen nach der Präparation mit dem 106 μ m-Instrument wesentlich tiefer und weniger klar strukturiert.

Eindeutig feststellbar ist auch der wesentlich harmonischere Verlauf der Präparationsgrenze nach der Präparation mit dem 40 μ m-Arbeitsteil.

4. Diskussion

Die unterschiedlich gekörnten Diamantinstrumente werden im Wesentlichen für verschiedene Indikationsspektren empfohlen. So eignen sich grob gekörnte Schleifinstrumente eher zum möglichst schnellen und effizienten Substanzabtrag während sich glatte Instrumentenoberflächen eher zum Glätten und Finieren eignen. Die Vergrößerung der Oberfläche spricht jedoch für einen besseren Haftverbund zwischen Keramik und Zahnschmelz nach der Präparation mit einem grob gekörnten Arbeitsteil.

Im Folgenden werden die Versuchsdurchführung und deren Ergebnisse näher beleuchtet.

4.1 Material und Methode

4.1.1 Präparation

Die Präparation wurde mithilfe eines Parallelometers durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Proben gewährleisten zu können. Dabei wurden ebene Flächen, welche nicht in das Dentin reichten, mit zwei unterschiedlich gekörnten Arbeitsteilen präpariert. Es wurde darauf geachtet, dass die Präparation in Zahnachse ausgeführt wurde, um die Schmelzprismen möglichst im gleichem Winkel anzuschneiden. Um Kohäsionsverlust bei der adhäsiven Befestigung zu vermeiden sollten die Schmelzprismen möglichst nicht parallel geschnitten, sondern idealerweise schräg getroffen sein (Arnetzl, 2010) (Lutz et al., 1991). Da in diesem Versuch jeweils ebene Flächen in Zahnachse präpariert wurden, wurden die Schmelzprismen etwa im rechten Winkel geschnitten.

Was die marginale Schmelzqualität in Bezug auf die Präparation betrifft konnte in einer Studie nachgewiesen werden, dass nach feinkörniger Präparation weniger

Schmelzausrisse am Präparationsrand entstehen als nach der Präparation mit grobkörnigeren Diamantbohrern (Nishimura et al., 2005).

4.1.2 Lagerung der Zähne

Die Zähne wurden zwischen der Präparation und der adhäsiven Klebung der Keramik sowie nach der Klebung jeweils in künstlichem Speichel gelagert, um die Situation im Mund möglichst nachzuempfinden. Künstlicher Speichel wird in der Regel empfohlen um die Symptome einer Xerostomie zu lindern (Zimmermann et al., 1998).

Die Wirkung von künstlichem Speichel auf Komposit unterscheidet sich von jener des destillierten Wassers. Zusätzlich können Speichelkomponenten die Adhäsion von Wassermolekülen an der Oberfläche des Kunststoffes und deren Absorption beeinflussen (Frenzel & Viohl, 1994). Wasser im Speichel ist in der Lage in Form kleiner Moleküle die Kompositmatrix zu durchdringen (Söderholm, 1988). In der Folge kommt es zu Quellung, Senkung der Biegebruch-, Druck-, Zug- sowie Scherfestigkeit als auch zu Gefügelockerungen (Kollmannsperger, 1978) (Kollmannsperger & Venz, 1980) (Viohl, 1974) (Kao et al., 1988) (Denzel, 1986).

In einer Studie konnte festgestellt werden, dass marktübliche Speichelersatzstoffe ein nicht unerhebliches Demineralisationspotenzial aufweisen (Kielbassa et al., 2001).

Das in der vorliegenden Studie verwendete Speichelersatzmittel weist ähnliche Eigenschaften wie natürlicher Speichel auf und eignet sich daher gut für die Lagerung der Proben

4.1.3 Adhäsive Befestigung der Keramikblöckchen

Die Klebung der Keramikwerkstücke wurde streng nach den Angaben des Herstellers durchgeführt. Bei Multilink Automix wird zur Konditionierung ein selbstätzender Primer verwendet. Durch die Applikation von 35-37%iger Phosphorsäure entsteht aufgrund der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie ein mikroretentives Schmelzmuster welches gefüllten und ungefüllten Kunststoffen das Einfließen und so

eine mikromechanische Verzahnung mit dem Schmelz ermöglicht (Schmidseder, 2008). Es ist daher davon auszugehen, dass das individuelle Oberflächenrelief der Präparation durch einen Ätzvorgang verändert wird und es so zu einer Verfälschung der Ergebnisse in dieser Studie kommen kann.

Die Schmelzhaftung von „Self-etch“-Adhäsiven ist unabhängig ihrer Klassifikation geringer als jene von „Etch-and-rinse“-Adhäsiven (Frankenberger, 2011). Für die klinische Anwendung wird in der Literatur daher eine selektive Schmelzätzung empfohlen (Schmidseder, 2008).

Zusätzlich kommt es durch die Säureeinwirkung zu einer Veränderung der Oberflächenenergie wodurch eine bessere Benetzbarkeit der Schmelzoberfläche ermöglicht wird (Stangel et al., 2007).

4.1.4 Scherversuch

Neben Untersuchungen der Randschlussqualität zählt jene der Verbundfestigkeit zwischen Komposit und Zahnhartsubstanzen zu Standardverfahren bei In-vitro-Versuchen zur Beurteilung adhäsiver Verfahren. Scherversuche eignen sich hierzu aufgrund des relativ geringen apparativen Aufwandes gut für Studien mit großem Stichprobenumfang (Moll et al., 1997). Die Kraftübertragung erfolgt beim Scherversuch, wie auch in dieser Studie, in der Regel mit einem Scherkolben, dessen Vorschubgeschwindigkeit die Verbundfestigkeit beeinflussen kann (Marx & Haass, 1992). Vergleichbar sind daher nur jene Studien bei denen der Scherversuch mit derselben Vorschubgeschwindigkeit durchgeführt wurde. Bei der vorliegenden Untersuchung lag die Vorschubgeschwindigkeit bei 1mm/min.

Bei der Kraftübertragung können innerhalb der Verbundschicht unerwünschte Biegebeanspruchungen auftreten, da es auf der dem Laststempel zugewandten Seite zu Zug- und auf der dem Stempel abgewandten Seite zu Druckspannungen kommt (Van Noort et al., 1989).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wird der Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit nach der Präparation auf die Schmelzhaftung von adhäsiv befestigter Keramik mithilfe eines Abschertests untersucht.

Die Haftwerte lagen in dieser Studie mit dem Höchstwert von 7,88 MPa (197,20 N) und einem Mittelwert von 5,15 MPa (128,9 N) für die glatten Oberflächen und dem Höchstwert von 7,44 MPa (186,20 N) bzw. Mittelwert von 4,10 MPa (102,7 N) für die rauen Oberflächen insgesamt sehr niedrig. Es ist anzunehmen, dass dieser Umstand mit den in Kapitel 4.1.4 erläuterten Umständen zusammenhängt und sich demnach durch den Verzicht der separaten Schmelzätzung begründet. In vergleichbaren Studien konnten mit separater Schmelzätzung wesentlich höhere Haftwerte in Schmelz und Dentin erreicht werden (D'Amario et al., 2010). Auch die Lagerung hat, wie in Kapitel 4.1.3 beschrieben, einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Schmelzhaftung.

Die in Diagramm 1 dargestellten Werte weisen offensichtlich einen Zusammenhang der unterschiedlichen Proben auf. Dabei zeigt sich ein knapper signifikanter Unterschied ($p=0,048$) zwischen den Messwerten der beiden Körnungen mit einer relativ großen Streuung. Um den Einfluss der Proben zu eliminieren wurden die gemessenen Werte unabhängig der Proben prozentuell dargestellt (Diagramm 3). Die Signifikanz der Ergebnisse konnte dadurch entscheidend erhöht ($p=0,005$) und deren Streuung reduziert werden. Es ist nun ein deutlicher Unterschied zwischen der Grob- und Feinpräparation zugunsten der Feinpräparation erkennbar.

Dieser Studie liegt die Überlegung zugrunde durch die Präparation mit einem grobkörnigeren Instrument eine größere Oberfläche zu erzeugen und damit im Vergleich zur feinkörnigen Präparation bessere Haftwerte zu erzielen. Der Gedanke der Erzeugung eines mikroretentiven Schmelzmusters liegt im Wesentlichen auch der separaten Schmelzätzung mit 30- bis 40%iger Phosphorsäure zugrunde um eine bessere Benetzbarkeit der Oberfläche schaffen (Retief, 1973) (Gwinnett, 1981) (Jendresen & Glantz, 1981) (Ruyter, 1995).

Dieser Versuch ergab deutlich bessere Scherhaftungswerte für die glatten Präparationsflächen (siehe Tabelle 1 und Diagramme 1,2 und 3). Somit konnte diese Überlegung nicht bestätigt werden.

5. Konklusion

In dieser In-vitro-Studie konnten eindeutig bessere Haftwerte an Schmelzoberflächen nach der Präparation mit dem fein gekörnten Arbeitsteil erreicht werden, Die Scherhaftwerte lagen allgemein sehr niedrig, was auf den Verzicht der separaten Schmelzätzung mit 30-40%iger Phosphorsäure zurückzuführen ist.

In diesem Versuch konnten in jedem Fall keine Alternativen zur Phosphorsäurekonditionierung geboten werden. Die Annahme der besseren Schmelzhaftung durch eine Oberflächenvergrößerung nach der Präparation mit einem grobkörnigen Arbeitsteil konnte nicht bestätigt werden.

Es ist daher davon auszugehen, dass im Sinne einer optimalen Schmelzhaftung und eines adäquate Randschlusses die Feinpräparation mit separater Schmelzätzung mit 30-40%iger Phosphorsäure aus heutiger Sicht die besten Ergebnisse erzielen kann.

Literaturverzeichnis

Apel, C., Schafer, C., & Gutknecht, N. (2003). Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities in vitro. *Caries Res* 37(1), 34-7.

Armstrong, S. R., Vargas, M. A., Fang, Q., & Laffoon, J. E. (2003). Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system trough 15 month. *J Adhes Dent* 5(1), 47-56.

Arnetzl, G. V. (2008). Bruchlastuntersuchung von vollkeramischen Inlays in Abhängigkeit von der Präparationsform. (*Diplomarbeit Meduni Graz 2006*), pp. 62.

Arnetzl, G. V., & Arnetzl, G. (2011). Update Vollkeramik - Keramikkonforme Präparation. *Stomatologie* 108, 47-49.

Arnetzl, G. V., & Arnetzl, G. (2009). Biomechanical examination of inlay geometries - is there a basic biomechanical principle? *Int J Comput Dent.* 12(2), 119-30.

Arnetzl, G. V., & Arnetzl, G. (2013). Reliability of nonretentive all-ceramic CAD/CAM-overlays. *Int J Comput Dent.* 15(3), 185-97.

Arnetzl, G. (Nov 2009). *Richtlinien für die adhäsive Befestigung silikatkeramischer Restaurationen*. Digital Dental News, 50-2.

Arnetzl, G. (2013). First clinical experience with a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Digital Dental News* 2013(7), 38-43.

Arnetzl, G. (2010). *Klinische Aspekte der Vollkeramik*. Graz, Austria: VITA Zahnfabrik. ISBN 978-3-00-029504-1.

Arnetzl, G., & Arnetzl, G. V. (Jul/Aug 2007). Konstruktionüberlegungen für industriell hergestellten vollkeramischen Zahnersatz. *Dental Digital News*, 6-10.

Axelsson, P. A. (1971). *Patentnr. 3552022*, Vereinigte Staaten.

Banks, R. (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent* 63(6), 349-61.

Bedran de Castro, A. K., Pereira, P. N., Pimenta, L. A., & Thompson, J. Y. (2004). Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent*, 29 (2), 150-6.

Bester, S. P., De Wet, F. A., Nel, J. C., & Driessen, C. H. (1995). The effect of airborne particle abrasion on the dentin smearlayer and dentin: an in vitro investigation. *Int J Prosthodont* 8(1), 46-50.

Blunck, U. (Oct 2009). Produktvergleich adhäsive Befestigungsmaterialien. *Zahnarzt&Praxis* (<http://www.zp-aktuell.de/produktvergleiche/story/adhaesive-befestigungsmaterialien.html>).

Brodbeck, U., & Schärer, P. (1992). Kermikinlays als Seitenzahnversorgung. *Monatsschr Zahnmed* 102(3), 330-40.

Broderson, S. P. (1994). Complete-crown and partial coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessenz Int* 25(8), 535-9.

Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 34(6), 849-53.

Coli, P., Alaeddin, S., Wennerberg, A., & Karlsson, S. (1999). In vitro dentin pretreatment: surface roughness and adhesive shear bond strength. *Eur J Oral Sci.* 107(5), 400-13.

De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., et al. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res* 84(2), 118-32.

Denzel, M. (1986). Auswirkungen von Verarbeitungs- und Prüfbedingungen auf die Festigkeit von ausgewählten Komposit-Füllungsmaterialien. (*Zahnmed. Diss.* Freiburg)

de Tomasi, A. (1976). History of the evolution of diamond burs in dentistry. *Odontostomatol Implantoprotesi* 2(2), 72-4.

Dietschi, D. & Spreafico, R. (1997). *Adhäsive metallfreie Restaurationen: Aktuelle Konzepte für die ästhetische Versorgung im Seitenzahnbereich*. Berlin: Quintessenz. S. 27-99.

Drendel, W. H. & Zweiling, F. (1959). *Die systematischen Präparationen der konservativen und prothetischen Zahnheilkunde*. Berlin: Selbstverlag.

Dumfahrt, H., Schaffer, H. & Manhartsberger, C. (1989). Die Anwendung moderner keramischer Materialien in der Inlay-Onlay-Technik. *Z Stomatol* 86(4), 223-32.

D'Amario, M., Campidoglio, M., Morresi, A. L., Luciani, L., Marchetti, E. & Baldi, M. (2010). Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *J Oral Sci* 52(3), 425-30.

Eames, W. B., O'Neal, S. J., Monteiro, J., Roan, J. D. & Cohen, K. S. (1978). Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc.* 96(3), 432.

Eick, J.D. & Welch, F.H. (1986). Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessenz Int.* 17(2), 103-11.

Esquivel-Upshaw, J. F., Anusavice, K. J., Yang, M. C. & Lee, R. B. (2001). Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *Int J Prosthodont* 14(2), 109-14.

Fehmer, V., Hämmerle, C. H. & Sailer, I. (2012). Kronen: Vollkeramik versus Metallkeramik. *Quintessenz* 63(12), 1579-1585.

Fradeani, M. & Barducci, G. (1996). Versatility of IPS EMpress restorations. Part II: Veneers, inlays and onlays. *J Esthet Dent.* 8(4), 170-6.

Frankenberger, R. (2011). Adhäsivtechnik. "Etch and rinse" oder "Self-Etch"? *Der Freie Zahnarzt* 55(12), 66-73.

Frankenberger, R. & Tay, F. R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater.* 21(5), 397-412.

Frankenberger, R., Krämer, N. & Petschelt, A. (2000). Technique sensitivity on the dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent.* 25(4), 324-30.

Frankenberger, R., Krämer, N., Sindel, J. & Petschelt, A. (1997). "Total Etching" und "Total Bonding": Die klinische Anwendung eines modernen Dentinadhäsivs. *Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* 12, 25-28.

Frankenberger, R., Perdigão, J., Rosa, B. T. & Lopes, M. (2005). "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17(5), 373-80.

Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N. & Petschelt, A. (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resin vs ceramic inlays. *Oper Dent.* 24(3), 147-55.

Frenzel, C. & Viohl, J. (1994). Biegefestigkeit von neun Kompositen in Abhängigkeit von verschiedenen Reparaturverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 729-32.

Güß, P. C. (2003). *Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen auf die Überlebensrate und Bruchfestigkeit vollkeramischer Prämolarenteilkronen*. Freiburg: Universitätsklinik für Zahn- Mund und Kieferheilkunde der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg.

Greitens, U. (Jan 2009). *ZWP online*. Abgerufen am Nov 2013 von www.zwp-online.info/de/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/qualitätskriterien-von-zirkondioxidrohlingen

Gwinnett, A. J. (1981). Acid etching for composite resins. *Dent Clin North Am* 25, 271-89.

Ibsen, L. (1973). One-appointment technique using an adhesive composite. *Dent Surv* 49, 30-32.

Inoue, S., Vargas, M. A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., et al. (2001). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. 3(3), 237-45.

Irinoda, Y., Matsumura, Y., Kito, H., Nakano, T., Toyama, T., Nakagaki, H., et al. (2000). Effect of sealant viscosity on the penetration of resin into etched human enamel. *Operative Dentistry* 25(4), 274-282.

Hahn, P., Schaller, H. G., Hafner, P. & Hellwig, E. (2000). Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 27(1), 1-8.

Hajtó, J. (Jun 2010). www.ztm-aktuell.de. Abgerufen im Nov 2013 von www.zmk-aktuell.de/management/abrechnungs-tipps/story/gesichtspunkte-zur-praeparation-von-cadcam-gefertigten-restorationen-teil-2.html

Hajtó, J. (1. 10 2013). www.ztm-aktuell.de. Abgerufen im Okt 2013 von www.ztm-aktuell.de/technik/vollpresskeramik/story/vollkeramik-navigation-fuer-materialien-undindikationen.htm

Haller, B., Windsheimer, U., Hofmann, N. & Klaiber, B. (1995). Selective Schmelzätzung oder Total Etching? *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 824-7.

Hanning, M. & Femerling, T. (1998). Influence of air-abrasion treatment on the interfacial bond between composite and dentin. *Oper Dent* 23(5), 258-65.

Haralur, S. & Al-Faifi, A. (2012). Use of CAD/CAM in Esthetic Restoration of Badly Decayed Tooth. *Case Rep Dent.* 2012, 3 pages.

Hellwig, E., Kimmel, K. & Lehmann, K. M. (1999a). Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, DGZ und DGZPW. *Dtsch Zahnärztl Z* 54(12), 739-40.

Hellwig, E., Klimek, J. & Attin, T. (2009). *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Zahnärzte Verlag.

Hickel, R., Kunzelmann, K. H., Lambrechts, P., Perdigao, J., Vanherle, G., Van Meerbeek, B., et al. (May 2001). *Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis*. 1.Auflage. Seefeld, Germany: 3 M Espe.

Holst, S. & Geiselhöringer, H. (2 2008). Vollkeramik richtig präparieren. *Dental Magazin*, 22-6.

Hugo, B. (1997). *Oszillierende Verfahren in der Präparationstechnik (Teill)*. Dtsch Zahnärztl Z 52, 140-54. Würzburg: Carl Hanser Verlag.

Jackson, R. (1999). Indirect resin inlay and onlay restorations: a comprehensive clinical overview. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 11(8), 891-900.

Jendresen, M. D. & Glantz, P. O. (1981). Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand.* 39, 47-53.

Joynt, R., Wieczkowski, G. J., Klockowski, R. & Davis, E. (1987). Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 57(4), 431-5.

Kao, E. C., Pryor, H. G. & Johnston, W. M. (1988). Strength of composites repaired by laminating with dissimilar composites. *J Prosthet Dent.* 60(3), 328-33.

Keller, U., Raab, W. H. & Hibst, R. (1991). Die Pulpareaktion von Zahnhartsubstanz mit dem Er:YAG-Laser. *Dtsch Zahnärztl Z* 46(2), 158-60.

Kern, M., Luthardt, R., Reich, S., Tinschert, J. & Pospiech, P. (2007). *Vollkeramische Restaurationen*. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK. DGZMK, DGZPW.

Kielbassa, A. M., Shohadai, S. P. & Schulte-Mönting, J. (2001). Effect of saliva substitutes on mineral content of demineralized and sound dental enamel. *Support Care Cancer* 9(1), 40-7.

Kleemann, P. (2007). *LaserZahnheilkunde* 1/07. *Fallbeispiel für die klinische Anwendung eines kurzgepulsten Er:YAG-Lasers bei der Therapie einer tiefen Karies und der adhäsiven Befestigung einer vollkeramischen Restauration*, 43-7. Quintessenz.

Kollmannsperger, P. (1978). Biegefestigkeit von Composites nach Wasserlagerung von einem bis zu drei Monate. *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 477-9.

Kollmannsperger, P. & Venz, S. (1980). Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 35, 934-8.

Krejci, I., Lutz, F. & Fülleman, J. (1992). Tooth-colored inlays/overlays. Tooth-colored adhesive inlays and overlays: materials, principles and classification. *Schweizer Monatsschr Zahnmed* 102(1), 72-83.

Lohbauer, U., Nikolaenko, S. A., Petschelt, A. & Frankenberger, R. (2008). resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent.* 10(2), 97-103.

Lussi, A. (1995). Verletzung der Nachbarzähne bei der Präparation approximaler Kavitäten. *Schweizer Monatsschr Zahnmed* 105, 1259-1264.

Lutz, F., Krejci, I. & Barbakow, F. (1991). Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7, 107-113.

Lutz, F., Krejci, I. & Schüpbach, P. (1993). Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz. Monatsschr Zahnmed* 103, 537-47.

Mack, P. J. (1980). A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. *J Oral Rehabil* 7(3), 255-65.

Malment, K. A. & Socransky, S. S. (2001). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: Effect of luting agent and tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent* 86, 511-19.

Marshall Jr, G. W., Marshall, S. J., Kinney, J. H. & Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25(6), 441-58.

Marx, R. & Haass, C. (1992). Zug- oder Schertest - welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 165-8.

Moll, K., Haller, B. & Hofmann, N. (1997). Initiale Schmelzhaftung bei aktuellen Adhäsivtechniken in vitro. *Acta Med Dent Helv* 2, 233-40.

Molla, K., Park, H. J. & Haller, B. (2002). Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent.* 4(3), 171-80.

Moopnar, M. & Faulkner, K. D. (1991). Accidental damage to teeth adjacent to crown-prepared abutment teeth. *Aust Dent J.* 36(2), 136-40.

Nakabayashi, N. & Takarada, K. (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* 8(2), 125-30.

Nishimura, K., Ikeda, M., Yoshikawa, T., Otsuki M. & Tagami, J. (Mar 2005). Effect of various grit burs on marginal integrity of resin composite restorations. *J Med Dent Sci.* 52(1), 9-15.

Ottl, P. & Lauer, H.-C. (1. May 1996). Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 47(5), 623-40.

Perinka, L., Sano, H. & Hosoda, H. (Jul 1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 8(4), 229-33.

Petersilka, G. J., Bell, M., Haberlein, I., Mehl, A., Hickel, R. & Flemming, T. F. (2003). In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders. *J Clin Periodontol.* 30(1), 9-13.

Pioch, T., Staehle, H. J., Duschner, H. & Garcia-Godoy, F. (2001). Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent.* 14(4), 252-8.

Pospiech, P. (Sep 2004). *Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.* Homburg: 3M Espe.

Powers, J. M., Finger, W. J. & Xie, J. (1995). Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin. *J Prosthodont* 4(1), 28-32.

Quaas, S., Rudolph, H. & Luthardt, R. (Oct 2010). CAD/CAM. *Chancen und Risiken dentaler CAD/CAM-Systeme.* ZWP online. Abgerufen am 12.11.2013 von <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/digitale-zahnmedizin/cad-cam/chancen-und-risiken-dentaler-cad-cam-systeme>.

Qvist, V., Johannessen, L. & Bruun, M. (1992). Progression of approximal caries in relation to iatrogenic preparation damage. *J Dent Res.* 71(7), 1370-3.

Retief, D. H. (1973). Effect of Conditioning the Enamel Surface with Phosphoric Acid. *J Dent Res.* 52, 333-41.

Rinaudo, P. J., Cochran, M. A. & Moore, B. K. (1997). The effect of air abrasive on shear bond strength to dentin with dental adhesives. *Oper Dent.* 22(6), 254-9.

Rinke, S. (2011). *Vollkeramik - Ein Praxiskonzept*. Berlin: Quintessenz.

Ruyter, I. E. (1995). Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. *Phillip J* 12, 481-8.

Sano, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Horner, J. A., Matthews, W. G. & Pashley, D. H. (1995). Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*. 20(1), 18-25.

Schulze, C. E. (1931). *Patentnr. 1821079*. Vereinigte Staaten.

Schmalz, G., Geurtsen, W., Haller, B., & Federlin, M. (2007). Stellungnahme der DGZMK. *Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers*. Dtsch Zahnärztl Z 62(9).

Schmidseder, J. (2008). *Ästhetische Zahnmedizin, 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage*. Thieme-Verlag.

Shillingburg Jr, H. T., Jacobi, R. & Brackett, S. E. (1988). *Grundlagen der Zahnpräparation für Zahnersatz aus Metall und Keramik*. Berlin: Quintessenz. S. 9.

Sidhu, S. K. & Henderson, L. J. (1992). Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. *Am J Dent*. 5(5), 240-4.

Silver, R. S. (1946). *Patentnr. 2411234*. Vereinigte Staaten.

Söderholm, K. J. (1988). Hydrolytic degradation of composites. I. Physical-chemical basics. *Phillip J Restaur Zahnmed* 5(6), 323-8.

Soltész, K. J. & Benkeser, G. (1989). Fatigue behaviour of filling materials. In: *Oral Implantology and biomaterials*. Kawahara, H. editor. The Netherlands: Elsevier Science Publishers, pp. 281-286.

Stangel, I., Ellis, T. H. & Sacher, E. (2007). Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am*. 51(3), 677-94.

Strub, J. R., Kern, M., Türp, J. C., Witkowski, S., Heydecke, G. & Wolfart, S. (2011). *Curriculum Prothetik. 4. Auflage* (Bd. 1). Berlin: Quintessenz.

Strub, J. R., Türp, J. C., Witkowski, S., Hürzeler, M. B. & Kern, M. (1999). *Curriculum Prothetik. 2. Auflage*. Berlin: Quintessenz.

Sturdevant, C. M., Roberson, T. M., Heymann, H. O. & Sturdevant, J. R. (2012). *The Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Mosby.

Swift Jr, E. J., Triolo Jr, P. T., Barkmeier, W. W., Bird, J. L. & Bounds, S. J. (1996). Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent.* 9(3), 100-4.

Thonemann, B., Federlin, M., Schmalz, G. & Grundler, W. (1999). Total bonding vs selective bonding: Marginal adaptation of Class II composite restorations. *Operative Dentistry* , 24 (5), 261-71.

Van Meerbeek, B., Bream, M., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (Dec 1994). Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 49(12) , 977-84.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., et al. (2003). Buonocore memorial lecture: Adhesion to enamel and dentine: current status and future challenges. *Oper Dent* 28(3), 215-35.

Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. C. & Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 17, 61-7.

Verband der keramischen Industrie e.V. (Nov 2003). *think ceramics. Technische Keramik*. Abgerufen im Nov 2013 von www.keramikverband.de

Viohl, J. (1974). Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 29, 442-9.

Walsh, J. P. (1953). Critical Review of cutting instruments in cavity preparation: I. Diamond Stone. *Int Dent J* 4, 36.

Walther, W., Klaiber, B. & Heners, M. (1984). Vergleichende histologische Untersuchung nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 787-90.

Wang, Y. & Spencer, P. (2003). Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res*. 82(2), 141-5.

Woronko, G. A., Germain, H. A. & Meiers, J. C. (1996). Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 21(3), 116-21.

Yatani, H., Watanabe, E. K., Kaneshima, T., Yamashita, A. & Suzuki, K. (1998). Etched procelain resin-bonded onlay technique for posterior teeth. *J Esthet Dent* 10(6), 325-32.

Yazici, A. R., Tuncer, D., Dayangac, B., Ozgünaltay, G. & Onen, A. (2007). The effect of saliva contamination on microleakage of an etch-and-rinse and a self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 9(3), 305-9.

Zander, H. A., Kohl, J. T. & Keller, H. (1961). New tool for dental prophylaxis. *J Am Dent Assoc* 59, 636-9.

Zemp, H. (2007). *Motoren, Winkelstücke und ihre Pflege*. Klinik für Zahnerhaltung. Bern: Klinik für Zahnerhaltung, Bern.

Zimmermann, J. S., Wilhelm, R., Niehoff, P., Schneider, R., Kovacs, G. & Kimmig, B. (1998). Prophylaxe und Therapie akuter Strahlenfolgen an Haut und Schleimhaut, Teil 1: Ergebnisse einer bundesweiten Befragung. *Strahlenther Onkol* 174, 142-8.

Zinner, D. D. (1955). Recent ultrasonic dental studies, including periodontia, without the use of an abrasive. *J Dent Res* 34, 748.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Übersicht dentale vollkeramische Systeme (Pospiech, 2004)	12
Abbildung 2 Spannungs-Dehnungs-Diagramm verschiedener Werkstoffe (IZTK) (Pospiech, 2004).	13
Abbildung 3 Schematische Darstellung des 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuchs nach DIN EN 843-1. Höhere Werte werden in der Regel beim 3-Punkt-Biegeversuch erzielt (Greitens, 2009).	14
Abbildung 4 SPT-Diagramm für Zirkoniumoxid (Verband der keramischen Industrie e.V., 2003).....	16
Abbildung 5: Schulterpräparation mit abgerundeter Hohlkehle (li) und Hohlkehlpäparation. (Hajtó J. , 2010).....	19
Abbildung 6: Umwandlung von Zug- in Druckspannung (Arnetzl G. , 2010).....	21
Abbildung 7: Runde Übergänge um Kerbspannungen zu vermeiden (Arnetzl G. , 2010).....	22
Abbildung 8: Kontinuierliche statt plötzliche Querschnittveränderungen (Arnetzl G. , 2010).....	22
Abbildung 9: Einfache Formgebung statt komplizierter Wandgebung (Arnetzl G. , 2010).....	22
Abbildung 10 Ungünstige Faktoren der Pfeilerpräparation für vollkeramische Inlays und Teilkronen. A: Zugspannungen an der Unterseite der Restauration durch B: Übergänge mit zu kleinen Radien, C: zu schnelle Änderung der Schichtstärke, D: komplizierte Formgebungen (Arnetzl & Arnetzl, 2011).....	23
Abbildung 11 Günstige Faktoren der Pfeilerpräparation für vollkeramische Inlays und Teilkronen. A: konvexer Kavitätenboden führt zur Umwandlung von Zug- in Druckspannungen, B: große Radien zur Vermeidung von Kerbspannungen, C: keine abrupten Änderungen der Schichtstärke, D: einfache Formgebungen (Arnetzl & Arnetzl, 2011).	23
Abbildung 12: In Kunststoff eingebetteter und an allen vier Schmelzflächen präparierter Zahn vor der Klebung.	37
Abbildung 13 In Kunststoff eingebetteter Zahn nach der adhäsiven Befestigung der Keramikblöckchen.	39

Abbildung 15 Der für die Rasterelektronenmikroskop-Untersuchung präparierte Zahn. Feinpräparation (40 μ m, li) und Grobpräparation (106 μ m, re).....	44
Abbildung 16 Übersichtsaufnahme der 106 μ m-Präparation	45
Abbildung 17 Aufnahme des Präparationsrandes (106 μ m). Die Schmelzausrisse sind entlang der Präparationsgrenze deutlich erkennbar.....	45
Abbildung 18 Großaufnahme der Oberflächenbeschaffenheit (106 μ m).	46
Abbildung 19 Übersichtsaufnahme der 40 μ m-Präparation.	46
Abbildung 20 Aufnahme des Präparationsrandes (40 μ m). Erkennbar ist ein wesentlich klarerer Verlauf der Präparationsgrenze im Vergleich zur Grobpräparation.	47
Abbildung 21 Großaufnahme der Oberflächenbeschaffenheit (40 μ m).	47

Diagramm- und Tabellenverzeichnis

Diagramm 1 Erhaltene Messwerte (in Newton) eingeteilt nach den zehn Proben mit jeweils vier Keramikblöckchen.....	42
Diagramm 2 Mittelwerte und Standardabweichung in Newton.	43
Diagramm 3 Mittelwert (in Prozent) der gemessenen Werte pro Probe	43
Tabelle 1 Einzeldaten des Abscherversuchs in Newton (N).	41