

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffkunde

(Direktor: Prof. Dr. Matthias Kern)

im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel

an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**EINFLUSS DER SCHICHTSTÄRKEN UND DER KLEBEFLÄCHEN AUF DIE
BRUCHFESTIGKEIT OKKLUSALER VENEERS AUS LITHIUM-DISILIKAT-
KERAMIK**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

Anna Krummel, geb. Gorska

aus **Szczecin**, Polen

Kiel 2015

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Matthias Kern
 2. Berichterstatter: Prof. Dr. Helge Fischer-Brandies
- Tag der mündlichen Prüfung: 09.09.2016
- Zum Druck genehmigt, Kiel, den 09.09.2016

gez.: PD Dr. Christian Graetz

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung	1
1. Überblick.....	1
2. Einflussfaktoren auf das Frakturrisiko keramischer Restaurationen.....	2
a) Adhäsive Befestigung auf unterschiedlichen Substraten.....	2
b) Präparationsdesign	3
c) Keramikschichtstärke	4
3. Schlussfolgerung und Fragestellung	5
II. Material und Methoden.....	6
1. Übersicht über das Versuchsdesign und Verteilung der Proben.....	6
a) Versuchsdesign	6
b) Verteilung der Proben	6
2. Herstellung der Proben.....	7
a) Zähne	7
b) Studienprobenkörper	7
3. Präparation der Zähne.....	8
4. Herstellung der Arbeitsmodelle.....	10
5. Herstellung der okklusalen Veneers	10
6. Verklebung.....	11
a) Vorbehandlung der Zähne	11
b) Vorbereiten der okklusalen Veneers.....	12
c) Adhäsive Befestigung der okklusalen Veneers.....	12
7. Belastungstests	14
a) Thermocycling.....	14
b) Dynamischer Belastungstest	14
c) Quasi statischer Belastungstest.....	15
8. Lichtmikroskopische Untersuchung	17

9. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	17
10. LOT-Nummern der verwendeten Materialien	18
11. Statistische Auswertung	19
III. Ergebnisse	20
1. Deskriptive Statistik	20
a) Ergebnisse der dynamischen Belastungstests	20
b) Ergebnisse der statischen Belastung	22
2. Graphische Darstellung der Ergebnisse	23
3. Statistische Auswertung	24
4. Einfluss der Schichtstärken auf die Bruchfestigkeit	24
5. Einfluss der unterschiedlichen Untergründe auf die Bruchfestigkeit	25
6. Lichtmikroskopische Bruchflächenanalyse	25
7. Rasterelektronenmikroskopische Bruchflächenanalyse	25
IV. Diskussion	32
1. Diskussion der Methodik	32
2. Diskussion der Ergebnisse	35
3. Schlussfolgerung und klinische Empfehlungen	40
V. Zusammenfassung	41
VI. Summary	42
VII. Literaturübersicht	43
VIII. Anhang	47
IX. Danksagung	48
X. Lebenslauf	50

I. Einleitung

1. Überblick

Die Versorgung des abrasiven Gebisses zählt zum Standard in der zahnärztlichen Behandlung. Oftmals wird die Diagnose erst in einem Zustand gestellt, in dem bereits ein deutlicher Verlust an Zahnhartsubstanz stattgefunden hat [49, 86-88]. Die zum Teil kariesfreien Zähne wurden in der Vergangenheit in der Regel mit klassischen, aus Gold gefertigten Restaurationen [12], unter Verlust an gesunder Zahnhartsubstanz, versorgt. Fehlende Zahnhartsubstanz kann heutzutage minimalinvasiv, ohne zusätzlichen Substanzverlust durch ausgedehnte Präparationen mit keramischen Restaurationen ersetzt werden [69]. Auch der Wunsch der Patienten nach ästhetisch hochwertigem Zahnersatz wächst stetig. Adhäsiv befestigte keramische Inlays und Onlays wurden bereits über lange Zeiträume klinisch untersucht und konnten in ihrer Haltbarkeit überzeugen [28, 58], so dass heutzutage auch Zähne im abrasiven Gebiss mit keramischen Restaurationen versorgt werden können [49, 86-88].

Eine Möglichkeit der Versorgung abradierter Zähne bieten okklusale Veneers. Hierfür wird defektorientiert der Zahn nur minimal oder gar nicht präpariert (Non-prep Technik). Je nach Substanzverlust und Grad der Schädigung liegen im abrasiven Gebiss unterschiedlich starke Defekte und dadurch bedingt auch unterschiedliche Zahnhartgewebe oder Restaurationsmaterialien vor, die versorgt werden müssen. Bei der Forderung nach möglichst geringem Abtrag der Zahnhartsubstanz der Zähne für die spätere Versorgung müssen auch die Möglichkeiten und Belastbarkeitsgrenzen der Restaurationsmaterialien Berücksichtigung finden. Moderne Dentalkeramiken wie beispielsweise Lithium-Disilikat-Keramiken ermöglichen eine substanzschonende Präparation der Zahnhartsubstanz [69] und weisen zudem eine hohe Bruchfestigkeit auf [13, 22].

2. Einflussfaktoren auf das Frakturrisiko keramischer Restaurationen

Als Hauptursache für das Versagen vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich werden in der Literatur Frakturen der Keramik aufgeführt [20, 22, 35, 47, 78]. Das Frakturrisiko dentaler Keramiken wird durch verschiedene Faktoren, wie der korrekten Verklebetechnik [17, 39, 51, 53, 66, 75, 93], der Art der Klebefläche [13, 51], der Schichtstärke der verwendeten Keramik [33] und dem Präparationsdesign [4, 21, 47, 54] beeinflusst.

a) Adhäsive Befestigung auf unterschiedlichen Substraten

Der Vorteil der adhäsiven Befestigung und ihr Einfluss auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Restaurationen wurde in der Literatur bereits hinlänglich beschrieben [17, 39, 45, 51, 53, 66, 76, 93]. Die Verklebung der Restaurationen auf verschiedenen Substraten hat Einfluss auf das Frakturrisiko der Restauration [13, 51]. Heutzutage finden zur adhäsiven Befestigung vor allem Kompositkleber auf Bis-Phenol-A-Glycidylmethacrylat-(Bis-GMA)-Basis Anwendung. Es existieren verschiedene Methoden und Materialien, mit denen die Zahnhartsubstanzen vor der Verklebung konditioniert werden können. Grundsätzlich unterscheidet man hier die Total-Ätz-Technik von Methoden bei denen der Zahn mit selbstätzenden Präparaten vorbehandelt wird. Bei der Total-Ätz-Technik werden die Zahnhartsubstanzen mit Phosphorsäure angeätzt und der Dentinbereich anschließend mit einem Dentinadhäsiv vorbehandelt. Restaurationen, welche auf Zähne, die mit der Total-Ätz-Technik vorbehandelt wurden, verklebt wurden, erzielten Haftwerte bei reiner Schmelzverklebung von bis zu 28 MPa [42]. Bei der Verklebung im Dentin konnten je nach verwendetem Adhäsivsystem Haftwerterte von 13-20 MPa erzielt werden [24, 74].

Um dieses techniksensitive Verfahren der adhäsiven Befestigung zu vereinfachen, werden von den Herstellern seit einiger Zeit selbstätzende Primer zur Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen angeboten. Schmelz und Dentin werden hier in einem Schritt angeätzt und das Dentin zeitgleich vorbehandelt. Nach Applikation dieses selbstätzenden Primers kann dann direkt der Kleber auf die Zahnhartsubstanz aufgetragen werden. Abhängig von der Art der Klebefläche und der Art der Vorbehandlung sowie dem zu Grunde liegenden Studiendesign werden in der

Literatur unterschiedliche Verbundwerte zwischen Keramik und Zahnhartsubstanzen beschrieben. Die Haftwerte bei der Applikation selbstätzender Primer lagen, unabhängig vom verwendeten Kleber, für Schmelz in einem Bereich von 26 MPa nach 24 h und für Dentin, abhängig vom verwendeten Kleber, in einem Bereich zwischen 15 MPa und 26 MPa nach 24 h [29, 62, 72]. In diesen Studien erfolgte jedoch keine Alterung der Proben durch längere Wasserlagerung, Kausimulation oder Temperaturwechselbelastung. Eine Studie, in der der Verbund zwischen Keramik und mit selbstätzendem Primer vorbehandeltem Dentin untersucht wurde, zeigte sogar höhere Haftwerte im Mittel von 36 MPa zwischen Restauration und Dentin [94]. Eine weitere Untersuchung zur Randdichtigkeit von auf Schmelz und Dentin verklebten keramischen Teilkronen mit unterschiedlichen Klebesystemen zeigte eine deutliche Minderung der Randqualität nach Belastung im Kausimulator bei Proben, welche mit selbstätzendem Primer auf Schmelz verklebt wurden. Bei auf Dentin verklebten Proben schnitt die Vorbehandlung mit selbstätzendem Primer ähnlich gut ab wie die Verklebung bei Vorbehandlung mit der konventionellen Total-Ätz-Technik [27].

Zähne, die bereits Füllungen aufweisen und mit keramischen Restaurationen versorgt werden sollen, bedürfen ebenfalls einer Vorbehandlung. In der Literatur finden sich wenige Studien, die sich mit dem Verbund von Füllungsmaterialien zum verwendeten Kleber und der entsprechenden Vorbehandlung befassen. Eine Studie, die sich mit Methoden zur Reparatur von Kompositfüllungen befasste, zeigte, dass die Vorbehandlung mit einem selbstätzendem Primer eine zufriedenstellende Möglichkeit darstellt, um vorhandene Kompositfüllungen zu konditionieren [60]. Eine weitere Studie von Sabatini et al. [70] befasste sich mit dem Verbund verschiedener prothetischer Aufbaumaterialien zu verschiedenen Klebesystemen. In dieser Studie lagen die Verbundwerte zwischen Kompositaufbauten und einem Kompositkleber nach 24 h im Mittel bei 32 MPa.

b) Präparationsdesign

Für die Präparation von Zähnen, die mit vollkeramischen Restaurationen versorgt werden sollen, existieren Richtlinien wie beispielsweise das Erzielen abgerundeter Kanten und divergierender Winkel [4, 21, 47, 54]. Diese Präparationsrichtlinien dienen ebenfalls dazu, das Frakturrisiko vollkeramischer Restaurationen zu

minimieren. Eine Studie von Clausen et al. zeigte, dass die Gestaltung der Präparationsgrenze bei der Versorgung mit okklusalen Veneers allerdings keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatte [13]. Verglichen wurde in dieser Studie die Präparation einer Hohlkehle mit der Präparation einer einfachen Abschrägung.

c) Keramikschichtstärke

Da bisher nur wenige wissenschaftliche Untersuchungen über notwendige Mindestschichtstärken okklusaler Veneers oder Teilkronen aus Lithium-Disilikat-Keramiken vorgenommen wurden, existieren keine allgemein gültigen Richtlinien oder Forderungen für Mindestschichtstärken derartiger Restaurationen [26, 47]. Laut Herstellerangaben wird für keramische Teilkronen aus gefräster Lithium-Disilikat-Keramik eine okklusale Mindestschichtstärke von 1,5 mm und für keramische okklusale Veneers eine Mindestschichtstärke von 1,0 mm gefordert (www.ivoclarvivadent.de, e-max Clinical Guide).

In-vitro-Studien über okklusale Veneers aus einer Lithium-Disilikat-Fräskeramik zeigten, dass Restaurationen mit Schichtstärken von 1,2-1,8 mm Kräften bei dynamischer Belastung von bis zu 1000 N und Restaurationen mit Schichtstärken von 0,6-1,0 mm Kräften von bis zu 800 N standhielten [50, 77]. Diese Studien lassen die Vermutung zu, dass auch geringere Schichtstärken ausreichend sein könnten, um Zähne mit geringgradigen Abrasionen zu versorgen, ohne zusätzliche Zahnhartsubstanz entfernen zu müssen. In einer Studie von Guess et al. [33] wurde der Einfluss von Schichtstärke und Ausdehnung keramischer Restauration aus einer gepressten Lithium-Disilikat-Keramik untersucht. Die Proben wurden einer künstlichen Alterung und einer Kausimulation unterzogen und anschließend quasi statisch bis zum Bruch belastet. Bei rein okklusal ausgedehnten Restaurationen konnte kein signifikanter Einfluss der Schichtstärke auf die Bruchfestigkeit ermittelt werden.

3. Schlussfolgerung und Fragestellung

Die erforderlichen Mindestschichtstärken für okklusale Veneers aus Lithium-Disilikat-Keramik sind bisher unbekannt. Daher ist unklar, ob und wie viel gesunde Zahnhartsubstanz entfernt werden muss, um abradierete Zähne minimal invasiv zu restaurieren. Weiterhin ist unklar, ob abhängig von den für die Verklebung zu Verfügung stehenden Substraten unterschiedliche Schichtstärken für einen Erfolg der Versorgung notwendig sind.

Die sich konkret ergebenden Fragestellungen der vorliegenden Arbeit lauteten:

1. Welchen Einfluss haben Substrat der Klebeflächen und Keramikschichtstärken auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Kauflächen aus einer gefrästen Lithium-Disilikat-Keramik?
2. Welche Schichtstärken können zur Herstellung von vollkeramischen Kauflächen empfohlen werden?

II. Material und Methoden

1. Übersicht über das Versuchsdesign und Verteilung der Proben

a) Versuchsdesign

Das oben beschriebene Versuchsdesign lehnt sich an eine bereits im Jahr 2010 vorgestellten Versuchsanordnung [13] an. 72 okklusale Veneers wurden aus einer Lithium-Disilikat-Keramik geätzt (E.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL). Die Veneers wurden in drei verschiedenen Schichtstärken hergestellt (n=24) und adhäsiv auf den präparierten Stümpfen verklebt. Die Proben wurden auf drei verschiedenen Untergründen verklebt, jeweils 24 auf einer Präparation komplett im Zahnschmelz, 24 auf einer Präparation im Dentin, die aber von Schmelz begrenzt war, und weitere 24 auf einem Kompositkern, der ebenfalls von Schmelz begrenzt war. Aus den unterschiedlichen Untergründen und Schichtstärken ergab sich eine Probenzahl von acht pro Versuchsgruppe.

b) Verteilung der Proben

Die Gruppeneinteilung und Bezeichnung der Versuchsgruppen kann dem folgenden Diagramm entnommen werden.

Tab. 1: Einteilung der Versuchsgruppen und deren Codes

Präparation \ Schichtstärke	0,3-0,6 mm n=24	0,5-0,8 mm n=24	0,7-1,0 mm n=24
Komplett im Schmelz SZ n=24	SZ1	SZ2	SZ3
Dentinkern, von Schmelz begrenzt SD n=24	SD1	SD2	SD3
Kompositfüllung, von Schmelz begrenzt SK n=24	SK1	SK2	SK3

2. Herstellung der Proben

a) Zähne

Die in dieser Studie verwendeten Zähne (menschliche Molaren) wurden von den Patienten zur Nutzung für Forschungszwecke gespendet. Die kariesfreien Molaren wurden nach der Extraktion in Thymollösung (0,1 %) bei Raumtemperatur gelagert. Vor der weiteren Verwendung wurden die Zähne mit einem Handscaler (Deppeler SA, Rolle, CH) und mit einem Ultraschallscaler (Sonosoft Lux, KaVo, Biberach/Riß, D) von anhaftenden Geweberesten, Zahnstein und Konkrementen befreit. Vor dem Einbetten der Zähne wurden die Zahnkronen bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze mit Tauchwachs (Tauchwachs Duo Dip Orange, Yeti Dentalprodukte, Eugen, D) abgedeckt, um eine Austrocknung der Zähne während des Einbettens zu vermeiden. Die gereinigten Zahnwurzeln wurden in mesio-distaler Richtung mit einer Bohrung mit einem Durchmesser von 1,0 mm versehen. In diese Bohrung wurde ein harter Stahldraht (Stangendraht, Dentarum, Pforzheim, D) von 0,9 mm Durchmesser eingebracht, um eine Rotation der Proben während der dynamischen Dauerbelastung im Kausimulator zu vermeiden. Im Anschluss wurde ein künstliches Parodontium aufgebracht, in dem die Zahnwurzeln einmalig in Anti-Rutsch-Lack (Anti-Rutsch-Lack, Wenko-Wenselaer, Hilden, D) getaucht wurden.

b) Studienprobenkörper

Die Zähne wurden zur Herstellung der Probenkörper in Metallhülsen mit einem Durchmesser von 15 mm eingebettet. Mithilfe eines speziellen Parallelometers wurden die Zähne mit Wachsdraht (S-U Wachsdraht, Schuler-Dental, Ulm, D) mittig über den Metallhülsen fixiert und anschließend in die mit Kunststoff (Technovit 4000, Haraeus Kulzer, Wehrheim, D) gefüllten Metallhülsen abgesenkt. Beim Absenken der Zähne wurde ein Abstand des Kunststoffes von der Schmelz-Zementgrenze von 2 mm eingehalten.

3. Präparation der Zähne

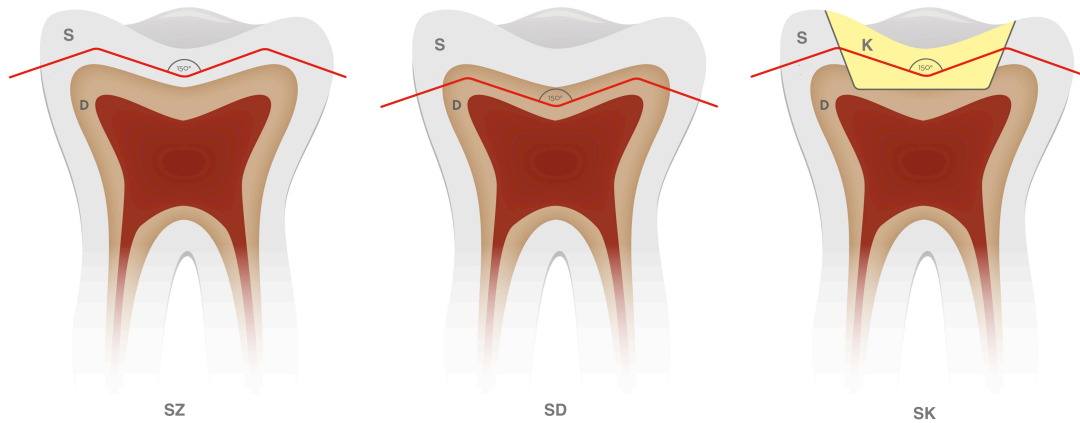


Abb. 1: Schematische Darstellung der Präparation in den einzelnen Gruppen, SZ-Präparation rein im Schmelz, SD-Präparation im Schmelz und Dentin, SK-Präparation in Schmelz und Kompositfüllung.

Die eingebetteten Zähne wurden in drei Gruppen unterteilt und mit Diamanten des Präparationssets der Universitäten Freiburg und Kiel präpariert (Abb. 1). Anwendung fanden Diamanten mit mittlerer (837KR0.12/ 878.016, Brassler, Lemgo, D) und feiner Körnung (8837KR0.12 / 8878, Brassler, Lemgo, D). Die Präparation erfolgte mit einem Schnelllaufwinkelstück (25LHC, KaVo, Biberach/Riß, D).

In der ersten Gruppe (n=24) erfolgte die Präparation ausschließlich im Zahnschmelz (Gruppe Schmelz: **SZ**). Vor der eigentlichen Präparation erfolgte eine Fissurenversiegelung. Die Fissur wurde zunächst mit einem Prophylaxe-Gerät (Air flow, EMS, Nyon, CH) gereinigt, der Zahn getrocknet und in der Fissur für 30 s mit 36 %iger Phosphorsäure (Total etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) angeätzt. Die Säure wurde 30 s abgesprüht und der Zahn anschließend mit dem Luftbläser getrocknet. Nun wurde ein Adhäsiv (OptiBond FL Adhesive, Kerr, Orange CA, USA)

aufgetragen, dünn verblasen und mit einer Polymerisationslampe (Halogen curing light, Elipar 2500, 3MEspe, Seefeld, D) für 30 s lichtgehärtet. Auf die vorbehandelte Fissur wurde ein dünnfließendes Komposit (Tetric EvoFlow, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) aufgebracht und mit einem feinen Heidemannspatel adaptiert und für 30 s lichtgehärtet. Die vorbehandelten Zähne wurden dann präpariert. Es erfolgte eine anatome Präparation innerhalb des Schmelzes wobei ein Winkel zwischen Höckerabhang und Zentralfissur von 150° eingehalten wurde (Abb. 1). Die Winkel wurden mit einer zu diesem Zweck angefertigten Schablone kontrolliert. Die Präparation wurde mit einem Diamanten mit feiner Körnung finiert und die Kanten an den Höckerspitzen abgerundet.

In der zweiten Gruppe (n=24) erfolgte die Präparation bis in das Dentin hinein (Gruppe Schmelz/Dentin: **SD**). Die Präparationswinkel entsprachen denen in Gruppe SZ. Auch diese Präparation wurde finiert und die Kanten gebrochen.

In der dritten Gruppe (n=24) erfolgte die Präparation wie in Gruppe SD, in den präparierten Zahn wurde jedoch an Stelle des Dentinkerns eine adhäsiv befestigte Kompositfüllung eingebracht (Gruppe Schmelz/ Komposit: **SK**). Vor dem Finieren der Präparation wurde in der dritten Gruppe der Dentinkern um 1 mm reduziert und der so entstandene Defekt abgerundet. Der Defekt war zirkulär von Schmelz und basal von Dentin begrenzt. Es erfolgte das Anätzen des Defektes. Nach weiteren 15 s wurde das Ätzel für 30 s abgesprüht. Eine Einwirkzeit von 30 s auf dem Schmelz und von 15 s auf dem Dentin wurde somit erzielt. Nach dem Trocknen der Zähne mit dem Luftbläser erfolgte die Applikation eines Primers (Optibond FL Primer, Kerr, Orange CA, USA), welcher für 30 s mit einem Pinsel in das Dentin einmassiert wurde. Danach erfolgte für 5 s ein seichtes Trocknen mittels Luftbläser. Auf die gesamte Fläche des Defekts, sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin, wurde nun ein Bonding aufgetragen (Optibond FL Adhesive, Kerr, Orange CA, USA) verblasen und für 30 s lichtgehärtet (Halogen Curling Light, Elitär 2500, 3MEspe, Seefeld, D). Der so vorbehandelte Defekt wurde dann mit einem Kompositmaterial (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) in der Inkrementtechnik aufgefüllt. Die Inkremente mit einer Schichtstärke von 2 mm wurden jeweils für 40 s lichtgehärtet. Anschließend wurden Füllung und Präparation finiert. Es wurde darauf geachtet, dass die Schmelzbegrenzungen am Kompositkern frei von Bonding oder

Kompositresten waren. Auch hier wurden die zuvor beschriebenen Präparationswinkel eingehalten.

4. Herstellung der Arbeitsmodelle

Die präparierten Proben wurden analog zum klinischen Vorgehen mit einer Polyätherabformmasse (Permadyne Penta H und L, 3MEspe, Seefeld, D) abgeformt. Die verwendeten, konfektionierten Abformlöffel (Minitray Löffel, Hager und Werken, Duisburg, D) wurden mit Hilfe eines Anmischgerätes (Pentamix, 3MEspe, Seefeld, D) mit Abformmaterial gefüllt. Die Zähne wurden mit dem dünnfließenden Anteil des Abformmaterials mit Hilfe eines Dispensers (Garant Dispenser 1:1, 3MEspe, Seefeld, D) umspritzt und das Abformmaterial anschließend verblasen. Die befüllten Minitray-Löffel wurden dann über die Zähne gesetzt. Nach der Aushärtezeit von 8 min wurden die Proben entformt und die Abformungen mit einem Skalpell beschnitten. Nach einer Rückstellzeit von 30 min wurden die Abformungen mit Superhartgips der Klasse IV (Hydrobase 300, Dentona, Dortmund, D) ausgegossen. Die ausgehärteten Arbeitsmodelle wurden anschließend ausgearbeitet.

5. Herstellung der okklusalen Veneers

Die Gipsstümpfe wurden in ein Fräszentrum (Firma Biodentis GmbH, Leipzig, D) geschickt. Die präparierten Kauflächen wurden eingescannt. Anschließend wurde die Kaufläche mit Hilfe eines Computerprogramms analog der Präparation auf die geforderte Schichtstärke (0,6; 0,8; 1,0 mm) erhöht und im Bereich der Fissuren auf die dort geforderte Höhe (0,3; 0,5; 0,7 mm) reduziert. Das so erstellte digitale Abbild der Kaufläche wurde aus einem Lithium-Disilikat-Keramik Block (IPS e.max.CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) gefräst. Die ungesinterten Teile wurden auf die präparierten Zähne aufgepasst. Hierfür fand eine fließfähiges Silikon (FitChecker, GC Corporation, Leuven, B) Anwendung. Eventuelle Störstellen wurden mit einem wasserfesten Stift markiert und mit einem Feinkorndiamanten unter Wasserkühlung entfernt, bis ein gleichmäßiger Sitz der Kauflächen auf dem Stumpf erreicht war. Es folgte die Kontrolle des Randschlusses mittels einer Kuhhornsonde. Nach dem Aufpassen erfolgte die Kontrolle der Schichtstärken mit einem Tastzirkel (Renfert GmbH, Uhldingen-Mühlhof, D). Die Übergänge zwischen Höcker und Fissuren wurden mit einem Schnelllaufwinkelstück und einem rotberingten Diamanten

gebrochen, um die okklusalen Veneers der Kauflächen echter Zähne anzugleichen. Danach erfolgte der Brand der Proben nach Herstellangaben.

6. Verklebung

a) Vorbehandlung der Zähne

Die präparierten Zähne wurden mit einem Gummikelch und Bimssteinbrei gereinigt, mit Wasser abgesprüht und bis zur Verklebung in Wasser gelagert. Die Zähne wurden mit der Multifunktionsspritze getrocknet. Ein selbstätzender Primer (Multilink Primer A und B, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) wurde in dem dafür vorgesehenen Gefäß im Verhältnis 1:1, jeweils ein Tropfen A- und ein Tropfen B-Primer, für 10 s mit einem feinem Pinsel angemischt.

In der Gruppe **SZ** wurde der Primer auf die gesamte Präparationsfläche appliziert und für 15 s mit dem Microbrush eingearbeitet (Abb. 2). Nach einer Einwirkzeit von insgesamt 30 s wurde der Überschuss mit einer Multifunktionsspritze verblasen, bis kein beweglicher Flüssigkeitsfilm mehr sichtbar war.



Abb. 2: Auftragen des A B Primers auf den präparierten Stumpf

In der Gruppe **SD** wurde der angemischte Primer zunächst auf den Schmelzbereich der Präparation appliziert und für 15 s eingearbeitet, nach 15 s wurde der Primer auch auf das Dentin aufgetragen und ebenfalls für 15 s mit dem Microbrush eingearbeitet. Nach einer Einwirkzeit von insgesamt 30 s auf dem Schmelz- und 15 s

auf dem Dentinbereich wurde der Überschuss mit dem Multifunktionsspritze verblasen.

Die Vorbehandlung in den Gruppen **SK** erfolgte wie in den Gruppen **SD**.

b) Vorbereiten der okklusalen Veneers

Die Veneers wurden zur sicheren Handhabung vor der Vorbehandlung an einem speziellen mit Wachs versehen Halter (Pic-n-Stic, Pulpdent, Watertown MA, USA) befestigt. Die Klebeflächen der Veneers wurden mit 5 %iger Flusssäure (IPS Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) nach Herstellerangaben für 20 s angeätzt. Das Ätzgel wurde im Überschuss direkt auf die Restauration aufgetragen (Abb. 3) und mit einem Einmalpinsel gleichmäßig auf der Klebefläche verteilt. Die Säure wurde nach 20 s in einen mit Wasser und Neutralisationspulver (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) befüllten Anmischbecher zunächst abgespült, dann abgesprüht und die Restauration getrocknet. Anschließend wurde auf die getrockneten Veneers ein silanhaltiger Haftvermittler (Monobond plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) im Überschuss aufgetragen (Abb. 4). Nach einer Einwirkzeit von 60 s wurde der Haftvermittler verblasen.

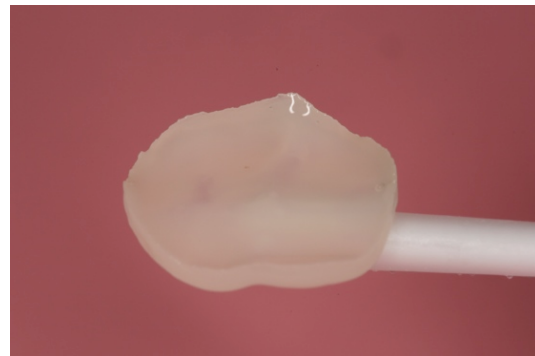


Abb. 3 und 4: Anätzen der Restauration mittels Flusssäure, Applikation des Haftvermittlers auf die geätzte Restauration

c) Adhäsive Befestigung der okklusalen Veneers

Die Verklebung der Proben erfolgte mit einem selbsthärtenden Befestigungskomposit mit optionaler Lichthärtung (Multilink Automix, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL). Zunächst wurde gemäß der Herstellerangabe nach Aufsetzen der Mischkanüle ein geringer Teil des zuerst austretenden Klebers verworfen, um ein homogenes

Klebergemisch zu erhalten. Anschließend wurde der Kleber im Überschuss auf die Restauration und auf den Fissurenbereich der präparierten Stümpfe aufgetragen. Die Veneers wurden zügig auf den Stumpf aufgesetzt (Abb. 5) und mit der Hand positioniert. Anschließend wurde der Stumpf mit der Restauration in eine spezielle Klebevorrichtung eingebracht. Diese Vorrichtung belastete die Restauration mit einem Druck von 50 N, der mittels eines Gummistempels gleichmäßig auf den Höckerabhängen verteilt wurde. Nach Einbringen der Proben in die Vorrichtung erfolgte gemäß der Herstellerangaben eine initiale Lichthärtung für jeweils 2 s mittels einer Polymerisationslampe von mesial, distal, vestibulär und oral (Abb. 6). Der Überschuss des Klebers wurde dann mittels eines Scalers entfernt. Nun erfolgte die abschließende Lichthärtung aller Ränder für jeweils 20 s. Nach einer Aushärtezeit von 5 min wurden die Proben aus der Klebevorrichtung entnommen und die Ränder mit FlexiDiscs (Cosmedent, Chicago, USA) poliert. Zur vollständigen Aushärtung der Verklebung wurden die Proben drei Tage bei 37 °C in Wasser gelagert.

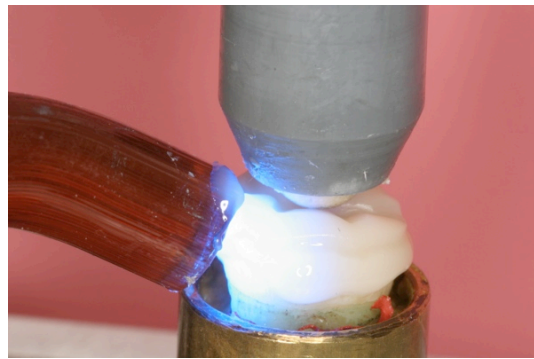


Abb. 5 und 6: Zementierung und Positionierung des okklusalen Veneers auf dem Stumpf, Lichthärten des Klebers nach Positionierung der Probe in der Klebevorrichtung

7. Belastungstests

a) Thermocycling

Nach der Wasserlagerung für 3 Tage wurden die Proben in einer Thermocycling-Testapparatur (Willytec, München, D) für je 7.500 Zyklen einer Thermowechselbelastung ausgesetzt. Ein Zyklus umfasste hierbei zwei Wechsellasten von 55 °C auf 5 °C und von 5 °C auf 55 °C, was eine Gesamtzahl von 75.000 Thermolastwechseln ergibt. Die Proben wurden für jeweils 30 Sekunden in dem jeweiligen Wasserbad belassen. Der Wechsel zwischen den Bädern dauerte 6 Sekunden. Die Proben wurden während der Wechsellasten in einem speziellen Drahtgeflecht aufbewahrt, um sie vor mechanischen Belastungen zu schützen.

b) Dynamischer Belastungstest

Nach dem Thermocycling wurden die 72 Proben der neun Gruppen einem dynamischen Belastungstest in Kombination mit einer erneuten Temperaturwechselbelastung unterzogen. Mit dem Multifunktionskausimulator (Chewing Simulator CS4, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerhan, D) wurden mundähnliche Kauzyklen mit horizontalen und vertikalen Bewegungen unter Temperaturwechselbelastung durchgeführt, um die natürliche Alterung nach Einbringen der Restauration in die Mundhöhle zu simulieren. Jeweils eine Gruppe (acht Proben) wurden in spezielle Probenhalter eingeschraubt und in die acht Kammern des Kausimulators eingebracht, die horizontal beweglich auf einer Achse verschraubt waren. Dadurch ließen sich die Proben in der angestrebten Position unterhalb der vertikal ausgerichteten Stahlstäbe positionieren. Am Ende der hohlen Stahlstäbe war eine Steatitkeramikugel (Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D) mit einem Durchmesser von 6 mm befestigt. Diese Kugel diente dazu, den Antagonisten zu simulieren. Die Stahlstäbe ließen sich in der Vertikalen einstellen. Eventuelle Höhenunterschiede in den benachbarten Proben konnten dadurch ausgeglichen werden. Mit Okklusionsfolie wurde die Positionierung der Proben überprüft (Abb. 7). Die Proben wurden so eingestellt, dass die Steatitkeramikugel Kontakt auf dem tragenden Höcker hatte. Die Kaubelastung erfolgte auf dem tragenden Höcker in einem Abstand von 0,6 mm von der Zentralfissur. Um das Abgleiten des Antagonisten beim Kauen zu simulieren wurde eine horizontale Abgleitbewegung von 0,3 mm in Richtung Fissur eingestellt.

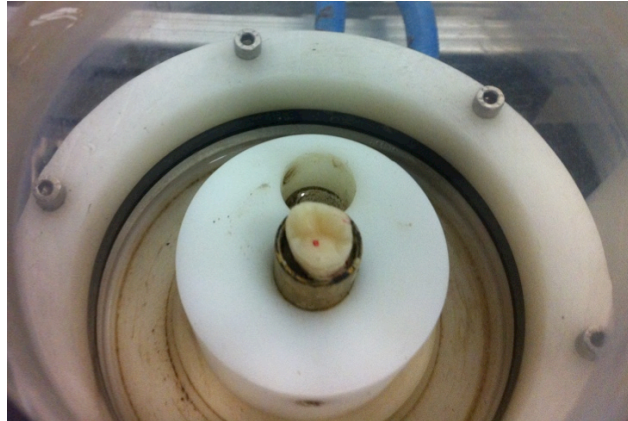


Abb. 7: Kontrolle der korrekten Positionierung der Probe im Kausimulator, okklusaler Kontakt auf dem tragenden Höcker

Die Kausimulation erfolgte mit 600.000 Zyklen und einer Frequenz von 2,0 Hertz. Alle Achsengeschwindigkeiten betragen 30 mm/s bei einer Kaubelastung von 10 kg je Zahn. Die Hubhöhe betrug 6 mm und der horizontale Versatz, eine Abgleitbewegung in Richtung Zentralfissur, 0,3 mm. Die Prüfkammern waren an ein Wasser-Pumpen-Heizsystem angeschlossen. Dadurch konnte zeitgleich eine Thermowechselbelastung durchgeführt werden. Den Prüfkammern wurden im Wechsel für jeweils 60 s Wasser mit 5 °C bzw. 55 °C zugeführt. Die Absaugzeit dazwischen betrug 15 s Nach Abschluss des dynamischen Belastungstests einer Gruppe wurden die Steatitkeramikkkugeln ausgetauscht.

c) Quasi statischer Belastungstest

Alle Proben, welche die Kausimulation ohne Fraktur überstanden hatten, wurden zunächst fotografiert und anschließend bis zum Bruch in einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2A, Ulm, D) belastet. Die Proben wurden in spezielle Probenhalter eingespannt und der Probenhalter auf dem Metallteller der Universalprüfmaschine befestigt. Ein Stahlstift mit einem Kugelradius von 6 mm, der als Druckstempel fungierte, wurde vertikal mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 2 mm/min abgesenkt. Um eine gleichmäßige Kraftverteilung zu gewährleisten, wurde eine 0,6 mm dicke Zinnfolie zwischen Druckstempel und Probe gelegt. Die Proben wurden ausgerichtet. Der Druckstempel kam in der Zentralfissur zu liegen. Dadurch wurde eine Dreipunktstützung auf den Höckerabhängen an der Zentralfissur

gesichert war. Die Position des Stempels wurde mit Okklusionsfolie kontrolliert (Abb. 8 und 9).

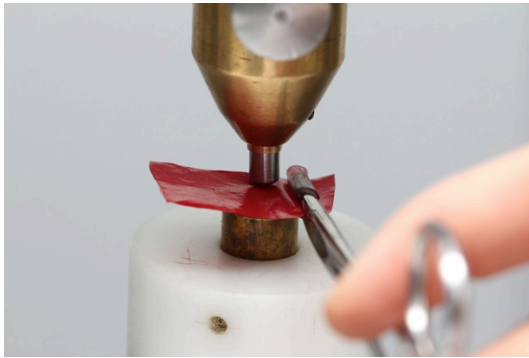


Abb. 8 und 9: Einstellen der Proben vor statischer Belastung. Kontrolle der Dreipunktstützung auf den Proben

Es erfolgte die Belastung der Proben bis zum Bruch. Das zu der Materialprüfmaschine gehörende Computerprogramm (testXpert II, Zwick, Ulm, D) dokumentierte anschließend die maximale Belastbarkeit der Proben in Newton bis zum Versagen.

8. Lichtmikroskopische Untersuchung

Die Proben wurden unter dem Stereomakroskop (Stereomakroskop, Wild, Heerburg, CH) ausgerichtet und mit einer auf dem Stereomakroskop montierten Digitalkamera (Leica DC 100, Leica Mikrosystems, Cambridge, UK) fotografiert. Dies geschah nach der dynamischen und nach der statischen Belastung (Abb. 10). Es wurde dokumentiert, ob nach dynamischer Belastung Schäden an den Kauflächen zu erkennen waren. Nach statischer Belastung wurden Zahn und Bruchstücke betrachtet, um zu beurteilen, an welcher Fläche die Verklebung versagte.

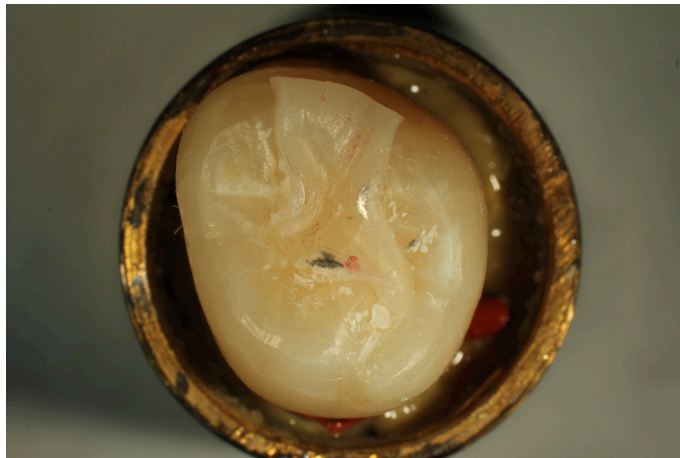


Abb. 10: Probe nach statischer Belastung

9. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Es wurden drei repräsentative Proben aus jeder Gruppe, die nach der dynamischen Belastung Risse aufwiesen, zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung vorbereitet. Zu diesem Zweck wurden die Proben zweifach mit einem dünnfließendem A-Silikon (Express2 Ultra-Light Body Quick, 3MEspe, Schaan, FL) abgeformt und mit einem Epoxidharz (Stycast, Emerson Cuming, Henkel, Garching, D) ausgegossen. Auf die so erstellten Modelle wurde eine ca. 15 nm dicke Goldschicht aufgesputtert. Die Bilder wurden bei einer Spannung von 15 keV und einem Abstand von 10 mm aufgenommen (XL 30 CP, Philips, Eindhoven, NL) und anschließend ausgewertet. Beurteilt wurde, ob die Risse an der Oberfläche der Keramik auftraten und ob die Risse sich über die Kontaktpunkte hinaus auf der

Keramik ausgebreitet hatten. Nach statischer Belastung wurden exemplarisch drei repräsentative Bruchstücke jeder Gruppe ausgewählt. Diese Proben wurden gesputtert und ebenfalls, wie oben beschrieben, am Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die ausgewählten Vergrößerungen lagen hier bei 50-fach, 250-fach, 750-fach und 2000-fach (bezogen auf das Computerdisplay).

10. LOT-Nummern der verwendeten Materialien

Die Chargennummern der in dieser Untersuchung verwendeten Materialien sind in der Reihenfolge ihrer Verwendung in folgender Tabelle zusammengefasst:

Tab.2: LOT-Nummern der verwendeten Materialien

Markenname	Art des Materials	Hersteller	LOT-Nummer
Total etch	Phosphorsäure Ätzel	Ivoclar Vivadent	P50721
OptiBond FL Adhesive	Dentaladhäsiv	Kerr	4174413
Tetric EvoCeram	Komposit	Ivoclar Vivadent	K39946
Tetric EvoFlow	Fließfähiges Komposit	Ivoclar Vivadent	N48542
Permadyne	Polyäther Abformmaterial	3MEspe	30102
Permadyne light	Polyäther Abformmaterial	3MEspe	437770
IPS e.max CAD	Lithium-Disilikat-Keramik	Ivoclar Vivadent	1405151
IPS Ceramic Ätzel	Flusssäure Ätzel	Ivoclar Vivadent	P59514
FitChecker	Fließfähiges A-Silikon	GC Corporation	0911023
Monobond Plus	Silanhaltiger Primer	Ivoclar Vivadent	N57095
Multilink Primer A und B	Selbstätzender und selbsthärtender Primer	Ivoclar Vivadent	A: N49647 B:N65250
Multilink Automix	Kompositkleber	Ivoclar Vivadent	N50734

11. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte mit dem Programm GNU-R, R-Project.

Zunächst wurde jede einzelne Gruppe mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung hin überprüft. Da einzelne Gruppen nicht normalverteilt waren, wurde daraufhin der nichtparametrische Kruskal-Wallis-Test über die Grundgesamtheit durchgeführt. Der Kruskal-Wallis-Test deckte statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen auf. Deshalb wurden alle Proben in ausgewählten Konfigurationen paarweise mithilfe des Wilcoxon-Rangsummentest auf statistisch signifikante Unterschiede überprüft. Die Korrektur des Alpha-Fehlers erfolgte mit der Prozedur nach Bonferroni-Holm. Deskriptiv wurden für jede Gruppe Mittelwert, Median und Standardabweichung errechnet.

III. Ergebnisse

1. Deskriptive Statistik

a) Ergebnisse der dynamischen Belastungstests

Alle Versuchsgruppen wurden im Multifunktionskausimulator für 600.000 Kauzyklen belastet. Die folgende Tabelle (Tab.3) zeigt die Überlebensrate der Kausimulation in den einzelnen Gruppen. Als Erfolg wurden diejenigen Proben gewertet, die den Kausimulationsprozess mit Mikrorissen oder unbeschadet überstanden haben.

Tab.3: Überlebensrate der Proben nach Kausimulation: **SZ**-Schmelz, **SD**-Schmelz/Dentin, **SK**-Schmelz/Kompositfüllung; **U**-Unbeschadet, **A**-Abplatzung, **D**-Dezementierung, **R**-Rissbildung; **I**-Überlebensrate nach dynamischer Belastung; **II**-komplett intakte Restauration nach dynamischer Belastung

Gruppe	Schichtstärke (mm)	Probe								Überlebensrate (%)	
		1	2	3	4	5	6	7	8	I	II
SZ	0,3-0,6	U	A	A	A	A	U	U	U	50	50
	0,5-0,8	A	U	U	U	A	U	U	U	75	75
	0,7-1,0	U	U	U	U	U	U	U	U	100	100
SD	0,3-0,6	U	U	U	U	R	R	R	R	100	50
	0,5-0,8	U	DR	A	A	U	U	A	U	50	50
	0,7-1,0	U	U	U	U	U	U	U	U	100	100
SK	0,3-0,6	U	R	R	R	R	R	R	R	100	12,5
	0,5-0,8	R	U	R	U	R	U	R	R	100	37,5
	0,7-1,0	U	U	U	U	U	U	U	U	100	100

Die Veneers, die nach der Kausimulation Risse aufwiesen, wurden zweifach mit einem A-Silikon abgeformt und die Abformungen anschließend mit einem Epoxidharz ausgegossen. Die erstellten Repliken wurden rasterelektronenmikroskopisch untersucht, um festzustellen, ob sich die Risse an der Oberfläche der Proben befanden. Alle untersuchten Proben wiesen Risse an der Oberfläche auf (Abb. 11-13), welche sich zum Teil über den Bereich am Kontaktpunkt hinaus über die Kaufläche ausgebreitet hatten (Abb. 13).



Abb.11: Übersichtsaufnahme Gruppe SK3

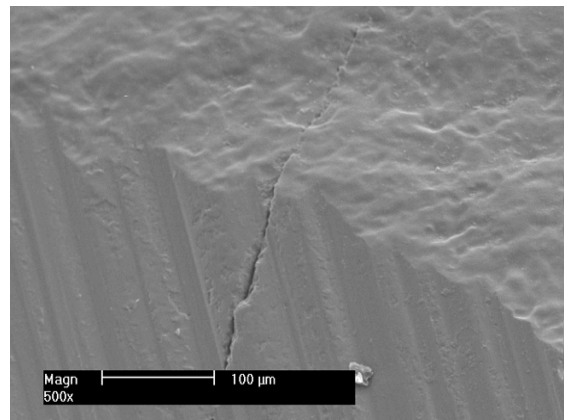
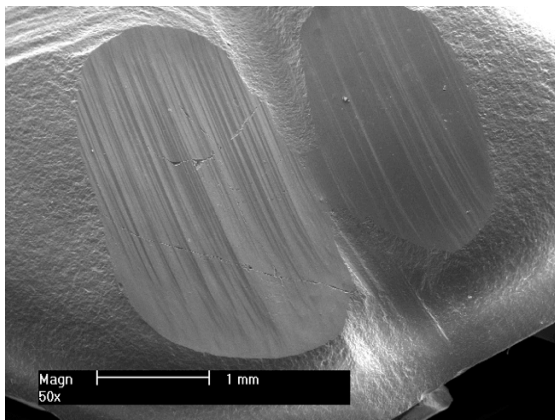


Abb. 12. und 13: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines Veneers nach dynamischer Belastung in 50 bzw. 500facher Originalvergrößerung. In 50facher Vergrößerung sind die oberflächlichen Risse sichtbar, bei stärkerer Vergrößerung wird das Fortschreiten der Risse über den Kontaktpunktbereich hinaus sichtbar.

b) Ergebnisse der statischen Belastung

Alle Proben, welche die dynamische Belastung mit Mikrorissen oder unbeschadet überstanden hatten, wurden quasi-statisch bis zum Bruch belastet. Die Kraft in Newton (N), bei der die Proben brachen, wurde dokumentiert. In der folgenden Tabelle sind die Minima, 25ste Perzentile, Mediane, 75ste Perzentile und Maxima der Resultate in N für alle Gruppen aufgelistet.

Tab.4: Minima (MIN), 25ste Perzentile (P25), Mediane, 75ste Perzentile (P75) und Maxima der Bruchfestigkeitswerte in Newton. SZ- Klebefläche rein im Schmelz, SD- Klebefläche in Schmelz und Dentin, SK- Klebefläche in Schmelz und Komposit.

	Schichtstärke (mm)	MIN	P25	MED	P75	MAX
SZ	0,3-0,6	0	0	610	1567,5	2230
	0,5-0,8	0	1582,5	2355	2617,5	3170
	0,7-1,0	1450	1917,5	2070	2182,5	2570
SD	0,3-0,6	1530	2217,5	2370	2482,5	2700
	0,5-0,8	0	0	1105	2542,5	3800
	0,7-1,0	1880	2560	3000	3290	3780
SK	0,3-0,6	1400	2427,5	2765	2862,5	3940
	0,5-0,8	1520	2130	2270	2537,5	3000
	0,7-1,0	2860	3080	3390	3867,5	4080

2. Graphische Darstellung der Ergebnisse

Die folgende Abbildung beinhaltet in Konsequenz aus den Ergebnissen des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung die graphische Darstellung der Medianwerte der einzelnen Gruppen aus den Bruchtests.

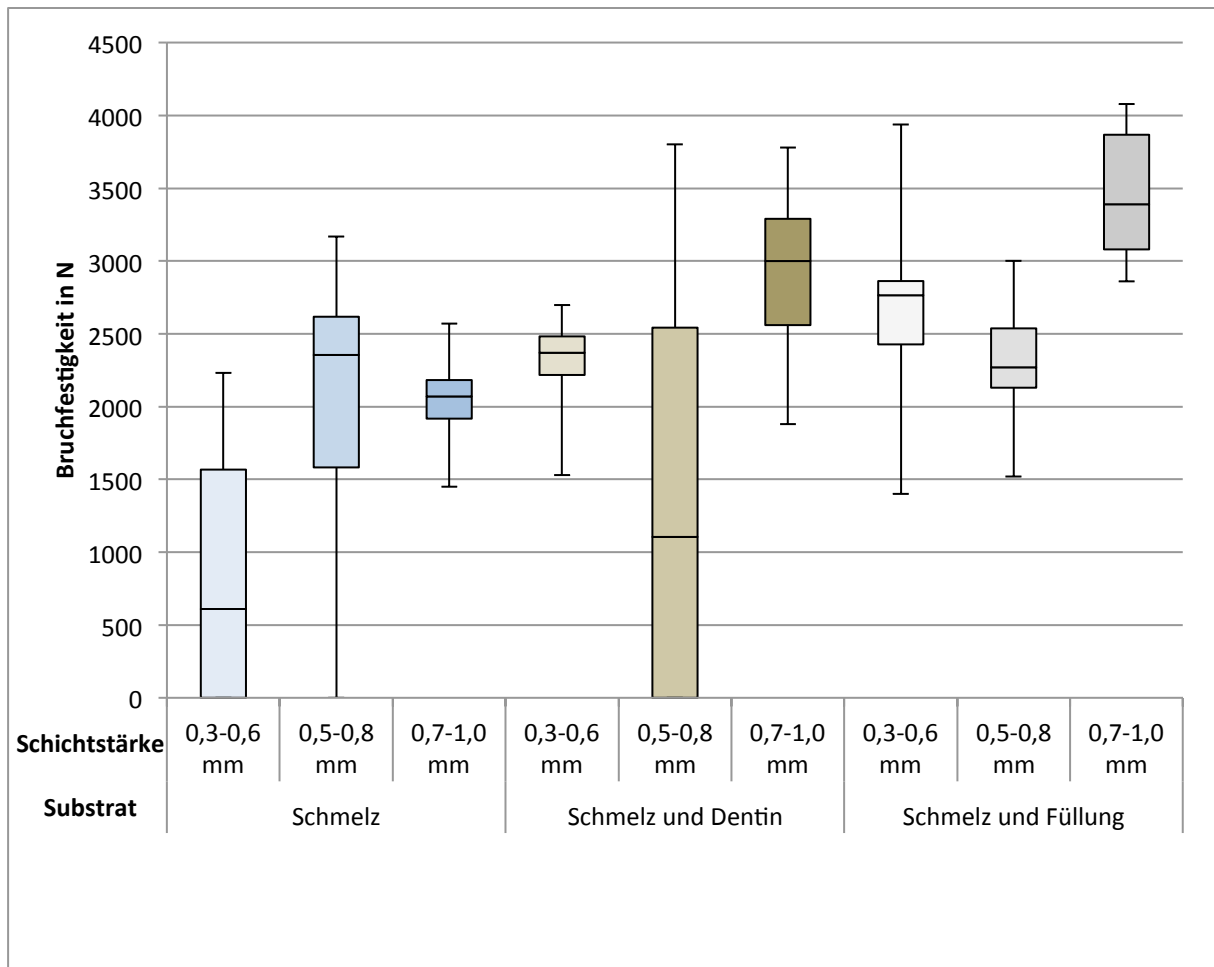


Abb.14: Boxplot-Darstellung der Bruchfestigkeitswerte

3. Statistische Auswertung

Der Kruskal-Wallis-Test ergab über die Grundgesamtheit signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen ($p \leq 0,001$).

Signifikante Unterschiede zwischen einzelnen Gruppen sind mit dem Wilcoxon-Rangsummentest evaluiert worden. Die Korrektur des Alpha-Fehlers erfolgte nach der Prozedur nach Bonferroni-Holm. Die Ergebnisse der statistischen Gruppenvergleiche sind in den Tabellen 5-10 dargestellt. Graue Felder in den Tabellen entsprechen Werten, die nach der Bonferroni-Holm-Prozedur signifikant waren.

4. Einfluss der Schichtstärken auf die Bruchfestigkeit

Tab.5: P-Werte vom Wilcoxon-Rangsummentest (korrigiert nach Bonferroni-Holm) aus dem Vergleich der unterschiedlichen Schichtstärken in der Gruppe der rein auf Schmelz verklebten Kauflächen.

	SZ2	SZ3
SZ1	$p = 0,05915$	$p = 0,02292$
SZ2		$p = 0,371$

Tab.6: P-Werte vom Wilcoxon-Rangsummentest (korrigiert nach Bonferroni-Holm) aus dem Vergleich der unterschiedlichen Schichtstärken in der Gruppe der auf Schmelz und Dentin verklebten Kauflächen (SD).

	SD2	SD3
SD1	$p = 0,2237$	$p = 0,02731$
SD2		$p = 0,125$

Tab.7: P-Werte vom Wilcoxon-Rangsummentest (korrigiert nach Bonferroni-Holm) aus dem Vergleich der unterschiedlichen Schichtstärken in der Gruppe der auf Schmelz und Komposit verklebten Kauflächen.

	SK2	SK3
SK1	$p = 0,2698$	$p = 0,01041$
SK2		$p = 0,001933$

5. Einfluss der unterschiedlichen Untergründe auf die Bruchfestigkeit

Tab.8: P-Werte vom Wilcoxon-Rangsummentest (korrigiert nach Bonferroni-Holm) aus dem Vergleich der unterschiedlichen Untergründe in der Gruppe der Schichtstärken von 0,3-0,6 mm.

	SD1	SK1
SZ1	$p = 0,004253$	$p = 0,002567$
SD1		$p = 0,2251$

Tab.9: P-Werte vom Wilcoxon-Rangsummentest (korrigiert nach Bonferroni-Holm) aus dem Vergleich der unterschiedlichen Untergründe in der Gruppe der Schichtstärken von 0,5-0,8 mm.

	SD2	SK2
SZ2	$p = 0,7059$	$p = 0,8746$
SD2		$p = 0,3145$

Tab.10: P-Werte vom Wilcoxon-Rangsummentest (korrigiert nach Bonferroni-Holm) aus dem Vergleich der unterschiedlichen Untergründe in der Gruppe der Schichtstärken 0,7-1,0 mm.

	SD3	SK3
SZ3	$p = 0,006993$	$p = 0,0001554$
SD3		$p = 0,1049$

6. Lichtmikroskopische Bruchflächenanalyse

Die lichtmikroskopische Untersuchung der Bruchstücke nach statischer Belastung ergab unterschiedliche Bruchmodi. Unterschiede ergaben sich zwischen den verschiedenen Untergründen (Schmelz/Füllung/Dentin), nicht jedoch innerhalb der verschiedenen Schichtstärken.

7. Rasterelektronenmikroskopische Bruchflächenanalyse

Die Untersuchung ausgewählter Proben im Rasterelektronenmikroskop ermöglichte eine Beurteilung der Schicht, in welcher die Verklebung versagte.

In den rein auf Schmelz verklebten Proben (SZ) traten ausnahmslos adhäsive Brüche auf, die auf ein Versagen in der Schicht zwischen Kleber und Schmelz zurückzuführen waren (Abb. 15). Sichtbar wurde dieses anhand des verbliebenen Klebers an der Keramik und der sichtbaren Primerspuren (Abb. 15-18).

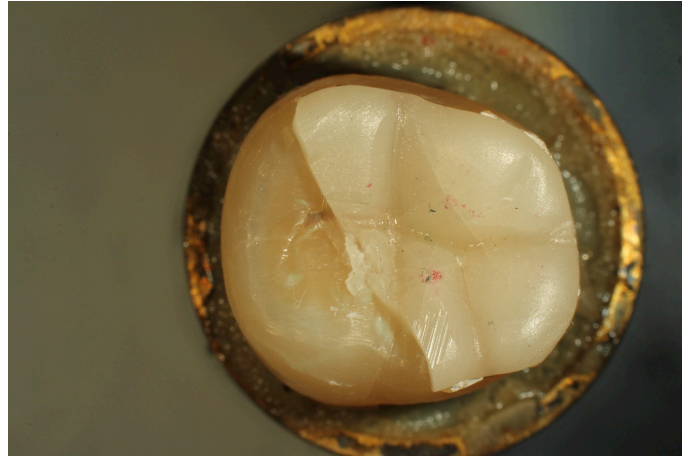


Abb. 15: Fotografie einer Probe der Gruppe SZ nach quasi-statischer Belastung; keine sichtbaren Kleberreste auf der freigelegten Schmelzoberfläche

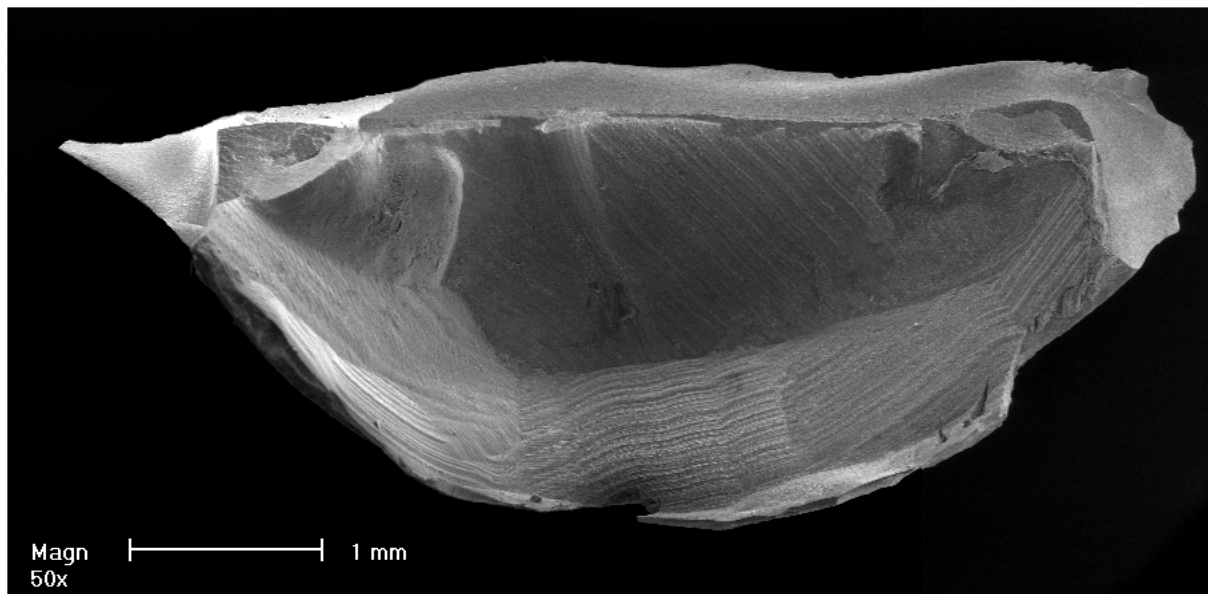


Abb. 16: Rasterelektronenmikroskopische Übersichtsaufnahme eines Keramikbruchstückes in 50facher Originalvergrößerung; Gruppe SZ. Ansicht des Bruchstückes von basal, das Schleifmuster der Oberfläche ist im Kleber wiedergegeben. Von Ausrissen im Randbereich abgesehen ist eine homogene Fläche erkennbar.

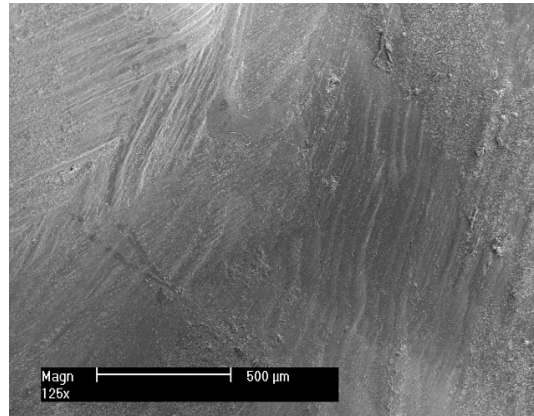
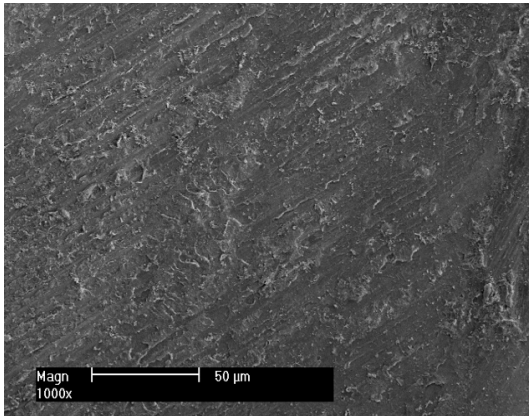


Abb. 17 und 18: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Keramikklebefläche in 125 bzw. 1000facher Originalvergrößerung, sichtbar sind homogene Strukturen mit Kompositfragmenten.

In den auf Dentin und Schmelz verklebten Proben (Gruppe SD) traten ebenfalls nur adhäsive Brüche im Bereich des Schmelzes und im Bereich des Dentins auf (Abb. 19-21). Das Versagen der Verklebung am Dentin trat zum Teil in der Schicht des Hybridlayers und zum Teil in der Grenzschicht zwischen Keramik und Kleber auf (Abb. 21-25).

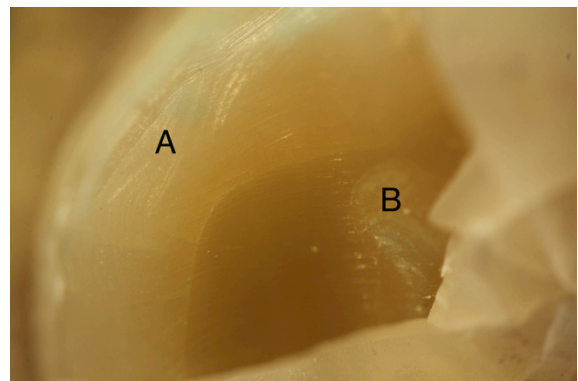
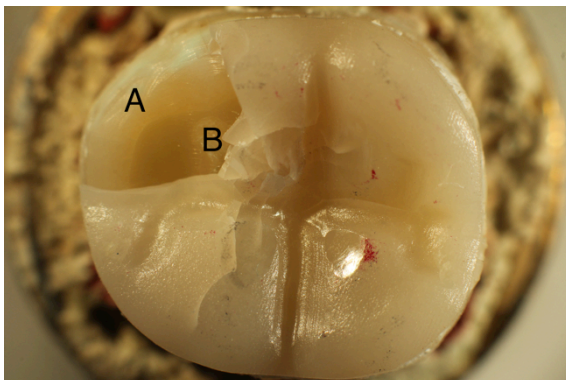


Abb. 19 und 20: Fotografie bzw. stereomikroskopische Aufnahme (8fache Vergrößerung) einer Kaufläche der Gruppe SD, sichtbar ist auf diesen Aufnahmen die Kleber freie Schmelzfläche (A) sowie von Kleber freie Areale und Areale mit Kleber Resten im Bereich des Dentins (B).

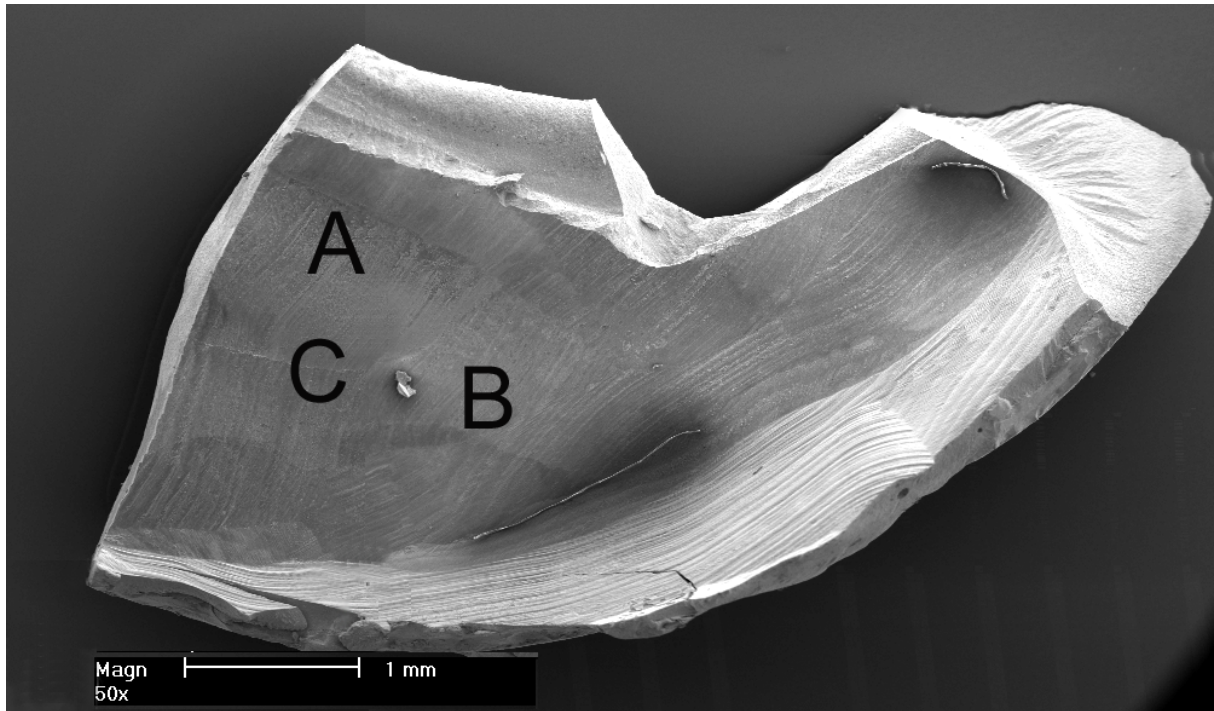


Abb. 21: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines Keramikbruchstückes der Gruppe SD in 50facher Originalvergrößerung, A-Dentinbereich; B-Schmelzbereich; C-Übergangszone.

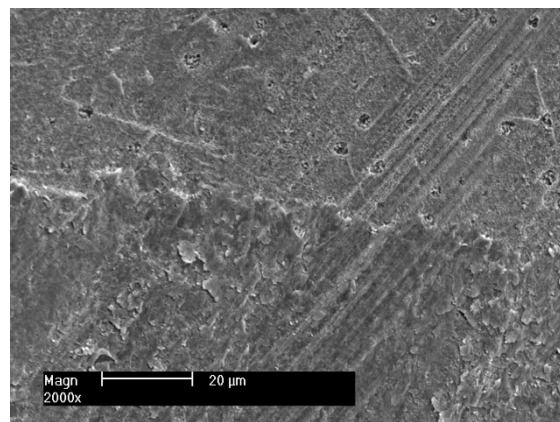
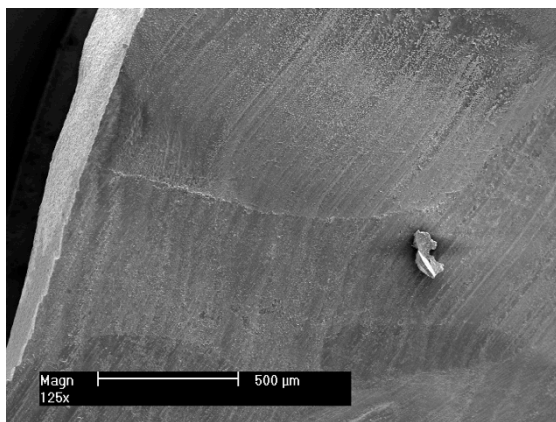


Abb. 22 und 23: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Bereiches C in 125 bzw. 2000facher Originalvergrößerung. Im Bereich C ist in 2000facher Vergrößerung (Abb. 22) ein deutlicher Unterschied in der Oberflächenstruktur erkennbar. Im unteren auf Schmelz verklebten Bereich sind Kompositfragmente erkennbar, die auf ein Versagen im Bereich zwischen Schmelz und Kleber hinweisen, im oberen auf Dentin verklebten Anteil ist die Verklebung im Bereich des Hybridlayers gelöst, erkennbar an den Ausrissen im Bereich der Dentintubuli und der Primerschicht im Bereich dazwischen.

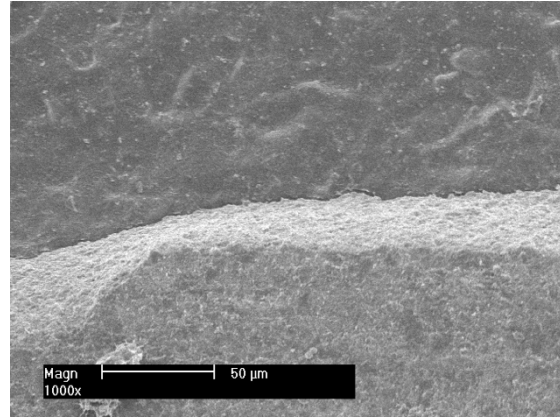
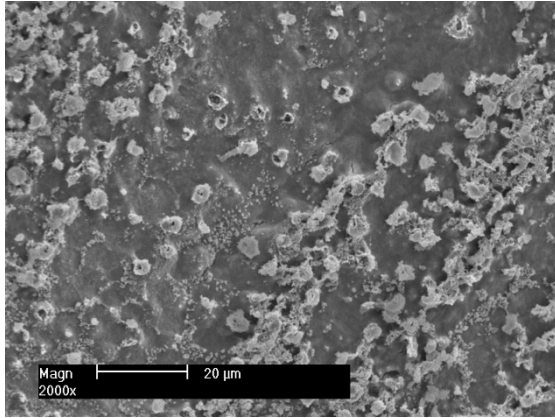


Abb. 24 und 25: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zweier Keramikbruchstücke in 2000 bzw. 1000facher Originalvergrößerung, Abb. 24 zeigt die Schicht der Hybridlayer, Abb. 25 zeigt eine gelöste Verklebung im Übergang zwischen Keramik und Dentin bzw. zwischen Kleber und Schmelz.

In den auf Schmelz und Komposit verklebten Proben (Gruppe SK) traten ebenfalls nur adhäsive Bruchmodi auf, die sich bei allen untersuchten Proben in zwei unterschiedlichen Grenzschichten befanden: Im Schmelzbereich trat der Bruch in der Grenzfläche zum Schmelz auf, während der Bruch im Bereich der Kompositfüllung an der Grenzfläche zur Keramik auftrat (Abb. 26-31).

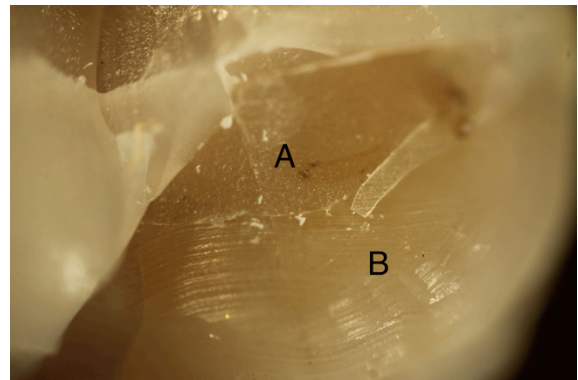
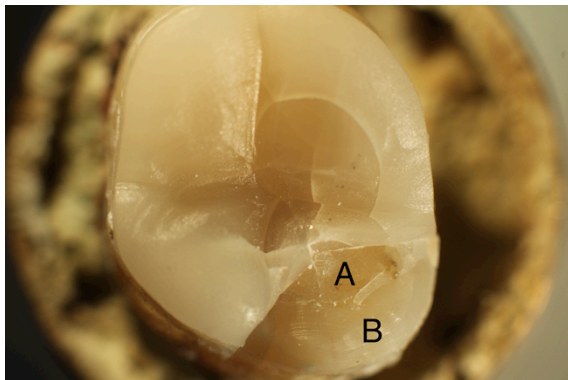


Abb. 26 und 27: Übersichtsaufnahme und stereomikroskopische Aufnahme (8 fache Vergrößerung) einer Kaufläche der Gruppe SK; Bereich A- Füllungsbereich, deutlich erkennbare Kleberreste; Bereich B-Schmelzbereich, Schmelz ohne Kleberreste.

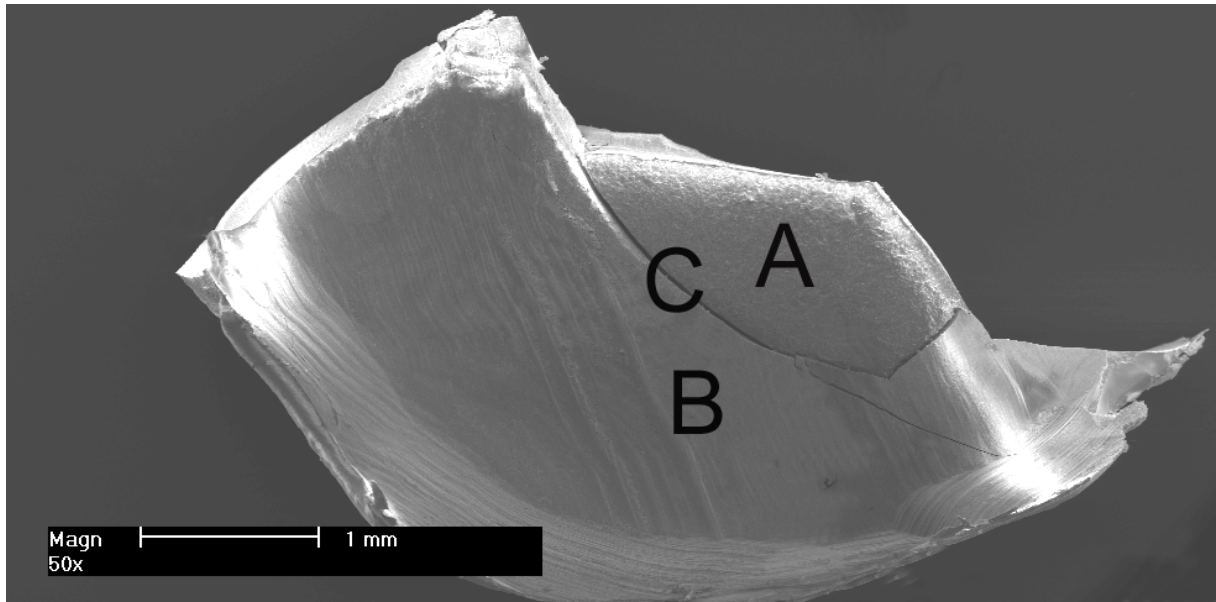


Abb. 28: REM-Übersichtsaufnahme in 50facher Originalvergrößerung eines Keramikbruchstückes der Gruppe SK; A-Füllungsbereich; B-Schmelzbereich; C-Übergangsbereich

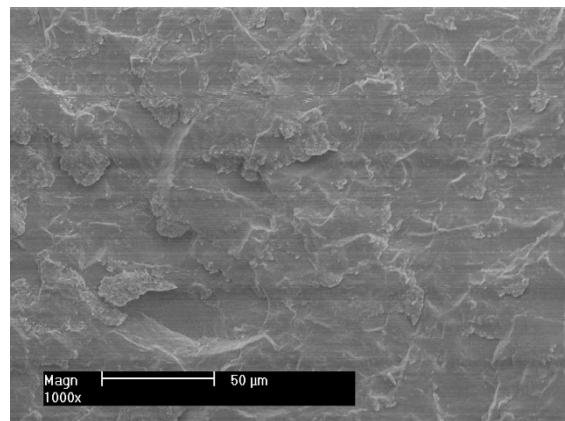
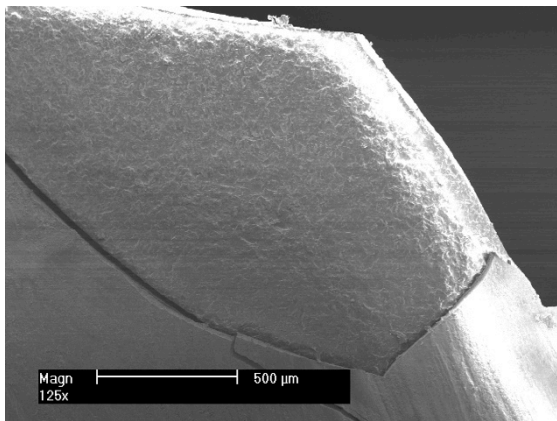


Abb. 29 und 30: REM-Aufnahme in 125 bzw. 1000facher Originalvergrößerung sichtbar in Abb. 29 (Bereich C) der deutliche Absatz in der Oberfläche zwischen Schmelz- und Füllungsareal; Abb. 30 zeigt die Keramikoberfläche (Bereich A) mit einzelnen Kompositresten.

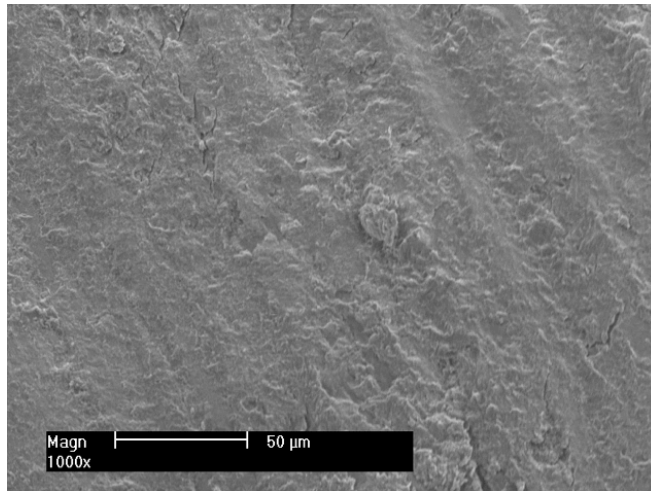


Abb. 31: REM-Aufnahme 1000fache Originalvergrößerung. Im Schmelzareal (Bereich C) Versagen der Verklebung an der Grenzfläche Schmelz/ Kleber

IV. Diskussion

1. Diskussion der Methodik

Ziel dieser Studie war es, möglichst mundähnliche Verhältnisse zu simulieren, um die ermittelten Ergebnisse auf die Patientenbehandlung übertragen zu können. Direkt verglichen werden können die erhobenen Werte jedoch nur mit Untersuchungen, die ein ähnliches Versuchsdesign aufweisen. Generell gilt, dass die Ergebnisse von In-vitro-Studien in der Regel vielversprechender ausfallen als In-vivo-Studien [68].

Die Studienmodelle wurden nach einer bereits in Studien mit ähnlichem Design [5, 7, 13, 31] erprobten Methode hergestellt. Anwendung fanden extrahierte, kariesfreie, menschliche Molaren. Die Zähne wurden in einer 0,1 %igen Thymollösung aufbewahrt. Studien [18, 34, 73, 84, 95] zeigten, dass die Lagerung in Thymol zu einer Veränderung der Verbundfestigkeit zwischen Schmelz und Komposit, bzw. Dentin und Komposit führen kann. Ein Einfluss der Lagerung auf die Ergebnisse der Untersuchung ist daher nicht auszuschließen. Um diesen Einfluss zu minimieren wurden die Zähne vor der Verklebung für eine Woche in Wasser gelagert. Die Zähne wurden, analog zum Vorgehen in anderen Studien [5, 7, 13], nach der Reinigung im Bereich der Wurzeln mit einem Kunststoff überzogen um eine physiologische Beweglichkeit von etwa 40 µm in vertikaler und 200 µm in horizontaler Richtung zu erzielen [41, 44, 46]. Die Zähne wurden bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in einen Kunststoff, dessen Elastizitätsmodul in etwa dem des Knochens entspricht (12 GPa/18 GPa), eingebettet. Dieser Abstand entspricht der physiologischen Distanz der Schmelz-Zement-Grenze zum Knochen, der sogenannten biologischen Breite [36].

Im Rahmen dieser Untersuchung wurde ein einheitliches Präparationsdesign gewählt. Bezugnehmend auf eine Studie von Clausen et al. [13] welche zeigte, dass das Design der Präparationsgrenze keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer, adhäsiv befestigter Kauflächen hat, erfolgte lediglich die Präparation einer Dachschrägung. Alle Kanten der Präparation wurden abgerundet und die Flächen geglättet, um das Versagen der Restauration zu vermeiden [1, 6]. Aufgrund einer Vielzahl von Studien, die einen Einfluss des zu Grunde liegenden Substrates auf den Klebeverbund und auf die Randdichtigkeit belegen [19, 51, 55, 65] wurden

die Zähne in der vorliegenden Studie in drei Gruppen unterteilt. In der ersten Gruppe erfolgte die Präparation lediglich im Schmelz in der zweiten Gruppe im Dentin und in der dritten Gruppe wurde der Dentinkern durch eine Kompositfüllung ersetzt. Die Kompositaufbauten wurden in der Inkrementtechnik [61] gelegt, Anwendung hierfür fand ein klinisch bewährtes Total-etch System [8, 15, 37].

Um die Vergleichbarkeit der gemessenen Verbundwerte innerhalb einer Untersuchung bezüglich der Verklebungen zu gewährleisten, ist es von großer Bedeutung, ein standardisiertes Verfahren zur Fügung der Probekörper zu verwenden. Bereits geringe Abweichungen vom Testdesign können die Validität der Untersuchung gefährden [57, 81, 89]. Aufgrund dieser Tatsache erfolgten alle Verklebungen nach einem standardisierten Verfahren in einer speziellen Klebevorrichtung. In dieser Vorrichtung war eine axiale, verkantungsfreie Fügung mit einem definierten Anpressdruck von 50 N möglich. Dieses Klebeverfahren wurde auch in weiteren experimentellen Studien verwendet [5, 13]. Der verwendete Kleber wurde nach Herstellervorgaben verarbeitet.

Um die physikalischen Belastungen zu simulieren, denen dentale Restaurationen klinisch ausgesetzt sind, wurden die Proben einer Temperaturwechselbelastung unterzogen. Der Faktor, der durch die Aufnahme kalter und warmer Speisen und Getränke entsteht, liegt bei einer durchschnittlichen Spanne zwischen 5°C und 55°C [64]. Dieser Temperaturbereich wurde daher gewählt um die Proben, insbesondere die Klebefuge, einer künstlichen Alterung zu unterziehen. Es erfolgten je 7.500 Zyklen Thermolastwechsel zwischen 5 °C und 55 °C. Eine wichtige Rolle spielt diese künstliche Alterung insbesondere in Bezug auf die Verklebung. Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der bei der Verklebung verwendeten Komponenten kommt es bei Temperaturwechseln zu Spannungen im Klebeverbund und einer entsprechenden Schwächung der Verklebung. Auch innerhalb des Klebers und der Kompositfüllungen entstehen auf Grund unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten Spannungen zwischen Matrix und Füllkörpern, welche zu einer Schwächung des inneren Verbundes des Klebers führen und somit neben hydrolytischen Vorgängen infolge langer Wasserlagerung ursächlich für ein Versagen der Klebung sein können [10].

Um zusätzlich zur Temperaturwechselbelastung auch die mechanische Belastung zu simulieren und damit den klinischen Bezug dieser Untersuchung zu erhöhen [48], wurden die Proben in einem zweiachsigen Kausimulator belastet [13, 43]. Gleichzeitig erfolgte eine Temperaturwechselbelastung. Dadurch liessen sich die natürlichen Belastungen, die auf eine Restauration durch das Kauen und durch die verschiedenen Temperaturen bei der Nahrungsaufnahme einwirken, simulieren. Die dynamische Belastung ist einer der bedeutendsten Faktoren, der die physikalischen Eigenschaften von Restaurationsmaterialien beeinflusst [40, 68]. Während der dynamischen Belastung können sich vor allem unter feuchten Bedingungen Mikrorisse ausbilden [40, 83]. Diese Risse können sich vereinen und zu einer Schwächung der gesamten Restauration führen [11, 40]. Als Antagonisten wurden Steatitkeramikugeln [5, 7, 13, 31] mit einem Durchmesser von 6 mm gewählt [13]. Analog zu vorherigen Untersuchungen [5, 13, 31] wurden 600.000 Kauzyklen mit 3.500 Thermozyklen durchgeführt, dies entspricht einer klinischen Tragedauer von 2,5 Jahren [16, 71].

Alle Proben, die den Kausimulationsprozess erfolgreich, das heißt ohne Abplatzung der Keramik, überstanden, wurden wie in vorherigen Studien [5, 13, 31] in der Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Analog zu klinischen Studien [14, 25, 56, 67, 79] wurden alle Restaurationen, deren Funktion trotz eventuell aufgetretener Mikrorisse nicht beeinträchtigt war, als Erfolg gewertet.

Um Erkenntnisse über die Art des Versagens einer Verklebung gewinnen zu können, wurde jede einzelne Probe lichtmikroskopisch untersucht. Diese Untersuchung erfolgte sowohl nach der dynamischen als auch nach der statischen Belastung. Somit konnten Proben identifiziert werden, die nach Abschluss der Kausimulation zwar intakt erschienen, jedoch Mikrorisse aufwiesen. Aufgetretene Schäden wurden notiert. Es erfolgte eine Abformung aller Proben die Mikrorisse aufwiesen. Die Abformungen wurden mit einem Epoxidharz ausgegossen. Dieses Verfahren wurde bereits in vielen anderen Studien angewandt [23, 30, 31, 90, 91] und ermöglicht die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Oberflächen. Anhand der rasterelektronenmikroskopischen Analyse der Oberflächen konnte die Rissausbreitung verifiziert werden. Zusätzlich erfolgte eine Untersuchung ausgewählter Proben nach statischer Belastung mit dem Rasterelektronenmikroskop.

Untersucht wurden einzelne Keramikbruchstücke, um festzustellen, an welchen Grenzflächen die Verklebung versagte.

2. Diskussion der Ergebnisse

Die unterschiedlichen Schichtstärken hatten in den rein im Schmelz verklebten Gruppen (SZ) und der im Dentin und im Schmelz verklebten Gruppen (SD) keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit. Die Medianwerte lagen für die Proben SZ in einem Bereich zwischen 610 N und 2070 N. Für die Proben SD lagen die Medianwerte zwischen 1105 N und 3000 N. In den Gruppen der in Kompositfüllungen verklebten Proben (SK) ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Untergruppen SK 3 und SK 1 sowie den Untergruppen SK 3 und SK 2. Hier lagen die Medianwerte für die Bruchfestigkeit zwischen 2270 N und 3390 N. Es zeigte sich, dass innerhalb der Gruppen eine Schichtstärke von 0,7-1,0 mm zu signifikant höheren Bruchfestigkeitswerten führte als in den anderen Untergruppen mit niedrigeren Schichtstärken.

In der Interpretation dieser Ergebnisse muss jedoch zusätzlich die Überlebensrate der Proben berücksichtigt werden. Eine Restauration, die eine dynamische Belastung von 2,5 Jahren nicht ohne Abplatzungen übersteht, kann klinisch nicht empfohlen werden. Betrachtet man die Überlebensraten nach dynamischer Belastung, so überstanden die Proben aller Gruppen, die eine Schichtstärke von 0,7-1,0 mm aufwiesen, den Belastungstest vollständig unbeschadet. Betrachtet man zusätzlich zu den unbeschadeten Proben auch die Restaurationen, die keine Abplatzungen, jedoch Mikrorisse aufwiesen, überstanden die Proben aller Schichtstärken in der Gruppe SK und in der Gruppe SD zusätzlich zu den Proben der Gruppe SD 3 auch die Proben der Gruppe SD 1 den Kausimulationsprozess. Diese Proben sind als Teilerfolg zu werten, da eine Restauration mit Mikrorissen keiner sofortigen Erneuerung bedarf. Eine Aussage über die Überlebensdauer von in diesem Maße vorgeschädigten Restaurationen ist nicht möglich. Es finden sich auch in der Literatur keine Studien, die darüber Aufschluss geben könnten. Betrachtet man zudem die Absolutwerte der quasi-statischen Bruchbelastung, so traten die gemessenen Minimalwerte innerhalb der Gruppen mit den vorbeschädigten Proben nicht zwingend an den beschädigten und die erhobenen Maximalwerte nicht nur an

den unbeschädigten Proben auf. Eine eindeutige Aussage über eine höhere Bruchfestigkeit der unbeschädigten Proben kann daher nicht getroffen werden.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung stehen im Einklang mit einer Studie von Magne et al. [50], in welcher die Überlebensrate CAD/CAM-gefertigter okklusaler Veneers aus Komposit und Keramik in einer Schichtstärke von 1,2-1,8 mm miteinander verglichen wurden. Okklusale Veneers aus Lithium-Disilikat-Keramik überstanden den Belastungstest (185.000 Zyklen bei zunehmender Belastung von 200 N bis 1400 N) bei 800 N zu 100 % und bei 1400 N zu 30 %. In dieser Studie wurden die Zähne allerdings mit der Total-Ätz-Technik vorbehandelt, während in der vorliegenden Studie ein selbstätzender Primer zur Konditionierung der Zahnoberflächen verwendet wurde. Die okklusalen Veneers wurden mit einem Füllungskomposit adhäsiv befestigt. Die Autoren nahmen anhand ihrer Ergebnisse an, dass auch Veneers mit geringeren Schichtstärken zur Rehabilitation okklusaler Abrasionen Anwendung finden könnten. Auch wenn auf Grund des unterschiedlichen Studiendesigns die Ergebnisse nicht direkt mit den hier vorliegenden Ergebnissen verglichen werden können, wird diese Annahme durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterstützt. In einer weiteren Studie mit dem gleichen Versuchsdesign von Schlichting et al. [77] wurde die Überlebensrate von CAD/CAM-gefertigten okklusalen Komposit- und Keramikveneers mit Schichtstärken von 0,6-1,3 mm untersucht. Die keramischen Veneers aus einer CAD/CAM-gefertigten Lithium-Disilikat-Keramik wiesen früher Risse auf als die Veneers aus Komposit. Keine der keramischen Proben überstand den gesamten Belastungstest von 185.000 Zyklen unbeschadet, die Proben aus der CAD/CAM-Lithium-Disilikat-Keramik bewährten sich jedoch bis zu einer Belastung von 800 N. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Restaurationen auch in diesen Schichtstärken bei normaler okklusaler Belastung Anwendung finden können. Dieses Ergebnis deckt sich mit dem der vorliegenden Studie, aber auch hier müssen das unterschiedliche Studiendesign und die andersartige Präparation und Verklebung berücksichtigt werden.

Bei der Betrachtung der Proben in den Schichtstärken 0,3-0,6 mm und 0,7-1,0 mm ergab sich ein signifikanter Unterschied in der Bruchfestigkeit zwischen den Proben der Gruppen SZ und den Proben der Gruppen SD und SK. Die Bruchfestigkeitswerte

für Schmelz waren geringer als die für Dentin und Füllung gemessenen Werte. Für die Gruppe 0,3-0,6 mm lagen sie im Median bei 610 N für SZ 1 und bei 2370 N bzw. 2765 N für SD 1 und SK 1. In der Gruppe 0,7-1,0 mm lagen die Werte bei 2070 N für SZ 2, 3290 N für SD 2 und 3867,5 N für SK 2.

Ein entscheidender Faktor für die erhobenen Unterschiede in den Gruppen scheint die verwendete Art der Verklebung zu sein. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Ergebnissen einer weiteren Studie [65], nach welcher der verwendete Untergrund nur durch die unterschiedlichen Verbindungen zum Kleber einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat. Die rein im Schmelz verklebten Restaurationen in der vorliegenden Studie zeigten niedrigere Bruchfestigkeitsergebnisse als die übrigen Restaurationen, dieses Ergebnis widerspricht den Resultaten anderer Studien [82, 85], welche die Verbundfestigkeit von Kompositklebern untersuchten, und auch Resultaten von Studien, in welchen die Bruchfestigkeit von Restaurationen, die im Schmelz oder Dentin verklebt wurden, untersucht wurden [13, 51, 65]. Es liegt die Vermutung nahe, dass sich dies auf die Verklebung und die damit verbundene Vorbehandlung der unterschiedlichen Substrate zurückführen lässt. In den genannten Studien wurden die Zahnoberflächen mit der Total-Ätz-Technik vorbehandelt, während in der vorliegenden Studie ein selbstätzender Primer zur Konditionierung der Oberflächen appliziert wurde. Die Untersuchungen der Bruchflächen im der vorliegenden Studie lassen ebenfalls auf einen schwächeren Verbund des Schmelzes zum Kompositkleber nach Vorbehandlung mit dem selbstätzenden Primer schließen. So kam es in der Gruppe SZ zu einem Versagen an der Grenzfläche Schmelz und Kompositkleber. In den Gruppen SD und SK kam es in den Schmelzbereichen ebenfalls zu einem Versagen an der Grenzfläche zum Kleber, während es in den Komposit- bzw. Dentinarealen vorwiegend zu einem Versagen an der Grenzfläche zur Keramik kam. Die signifikant höheren Bruchfestigkeitswerte in der Verklebung zum Dentin in der vorliegenden Studie decken sich mit den Ergebnissen einer Studie von Zhang et al. [94], welche zeigte, dass die Verklebung von Keramik nach Vorbehandlung des Dentins durch einen selbstätzenden Primer höhere Werte erzielte, als die Verklebung nach der Vorbehandlung des Dentins mit der Total-Ätz-Technik. Dieses Ergebnis deckt sich mit dem einer weiteren Studie, die zwar nicht die Verbundfestigkeit, jedoch den Randschluss [27] von Restaurationen, welche mit unterschiedlichen Techniken

verklebt wurden, untersuchte. Hier zeigte sich, dass der beste Randschluss zwischen Schmelz und Keramik durch die Vorbehandlung mit der Total-Ätz-Technik erzielt werden konnte. In der im Dentin verklebten Gruppe war der Unterschied zwischen den unterschiedlichen Vorbehandlungen bezüglich der Randsichtigkeit nicht signifikant. Die Randsichtigkeit zwischen Schmelz und Keramik führte bei Verwendung von selbstätzendem Primer jedoch zu signifikant schlechteren Ergebnissen.

Die höchsten Bruchfestigkeitswerte in der vorliegenden Studie wurden bei der Verklebung der Veneers auf Zähnen mit Kompositfüllungen erzielt. In der Literatur finden sich kaum Aussagen zur Verbundfestigkeit zwischen vollkeramischen Restaurationen und Kompositaufbauten. Eine Studie von Sabatini et al. [70] befasste sich mit dem Verbund verschiedener prothetischer Aufbauten zu unterschiedlichen Klebesystemen. Die erzielten Verbundwerte zwischen Kompositaufbauten und Multilink Automix lagen, unter Vorbehandlung mit dem A und B Primer, bei 32 MPa und damit in einem Bereich, der auch im Verbund mit Dentin erzielt werden konnte. Diese hohen Verbundwerte können auf Grund des unterschiedlichen Studiendesigns nicht direkt mit den vorliegenden Ergebnissen verglichen werden. Die Ergebnisse von Studien, welche die Verbundfestigkeit von Dentin zu Multilink Automix untersuchten, liegen in sehr unterschiedlichen Bereichen [52, 59, 63] Da die Proben in den zitierten Studien unterschiedlich belastet wurden, ist der direkte Vergleich dieser Studien zu einander und zu der vorliegenden Studie nicht möglich.

Vergleicht man die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit einer ähnlichen Studie von Guess et al. [33] so fällt auf, dass die erhobenen Bruchfestigkeitswerte in unserer Studie in einem deutlich höheren Bereich lagen. In der zitierten Studie wurde der Einfluss von Schichtstärke und Präparationsdesign auf die Bruchfestigkeit einer Lithium-Disilikat-Presskeramik untersucht. Es wurde kein signifikanter Einfluss der Schichtstärke auf die Bruchfestigkeit okklusal ausgedehnter Restaurationen ermittelt. Im Unterschied zur vorliegenden Studie wurden Prämolaren verwendet. Des weiteren wurden die Proben aus einer Presskeramik hergestellt und die Zähne vor der Verklebung mit der Total-Ätz-Technik vorbehandelt. Ein weiterer Punkt der dazu führte, dass die Ergebnisse nicht direkt miteinander verglichen werden können, ist das unterschiedliche Design der okklusalen Veneers. So wurden die Zähne in der

Studie von Guess et al. mit einer Inlay-Präparation versehen. Abhängig von der Gruppe erfolgte zusätzlich eine Reduktion des palatinalen Höckers, eine Reduktion beider Höcker oder eine Reduktion des palatinalen Höckers mit zusätzlicher Fassung des bukkalen Höckers. Die Ergebnisse dieser Studie lassen jedoch vermuten, dass sich die Bruchfestigkeitswerte der rein schmelzverklebten Proben in der vorliegenden Studie durch das vorherige Anätzen des Schmelzbereichs verbessern ließen. Eine Studie von Yildiz et al. [92] befasste sich mit dem Unterschied der Bruchfestigkeitswerte von gepressten und CAD/CAM-gefertigten Restaurationen aus Lithium-Disilikat mit einer Schichtstärke von 1,5 mm. Es zeigte sich, dass die Bruchfestigkeitswerte der CAD/CAM-gefertigten Proben niedriger waren. Dies entspricht auch den etwas niedrigeren Biegefestigkeitswerten von 360 MPa für e.max CAD gegenüber 400 MPa für e.max Press [2, 3, 9, 32, 38, 80]. Desweiteren untersuchten sie den Einfluss der Verklebetechnik auf die Bruchfestigkeit. Ein Teil der Proben wurde mit der Total-Ätz-Technik vorbehandelt, der andere Teil der Proben nur mit dem Multilink Primer A und B. Die Restaurationen, die unter Vorbehandlung mit dem Multilink Primer verklebt wurden, zeigten signifikant niedrigere Bruchfestigkeitswerte. Auch in dieser Studie war das gewählte Design der Restaurationen ein anderes, die Zähne wurden mit einem Onlay versorgt, das nicht die gesamte Kaufläche fasste. Die ermittelten Bruchfestigkeitswerte lagen in der Studie für CAD/CAM-gefertigte Restaurationen nach Vorbehandlung mit dem Multilink Primer A und B bei 1584,1 N und nach Vorbehandlung mit der Total-Ätz-Technik bei 2356,5 N. Auch diese Ergebnisse weisen daraufhin, dass sich die Bruchfestigkeitswerte durch ein Anätzen der Schmelzbereiche auch bei dem vorliegenden Studiendesign weiter verbessern ließe.

Alle in der vorliegenden Studie untersuchten Proben die mit okklusalen Veneers mit einer Schichtstärke von 0,7-1,0 mm versorgt wurden, überstanden, unabhängig von dem Substrat auf dem die Restaurationen verklebt wurden, die dynamische Kausimulation unbeschadet und können somit bei dem vorliegenden Studiendesign empfohlen werden.

3. Schlussfolgerung und klinische Empfehlungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die Versorgung abradierter Zähne mit okklusalen Veneers aus einer Lithium-Disilikat-Keramik für den klinischen Gebrauch empfohlen werden kann. Unabhängig von der Art des Substrates sollte bei der Verwendung eines selbstätzenden Primers eine Mindestschichtstärke der Veneers von 0,7-1,0 mm eingehalten werden.

Die Ergebnisse dieser Studie lassen vermuten, dass eine Verbesserung der Bruchfestigkeitswerte und Überlebensraten der Proben durch ein selektives Anätzen der Schmelzbereiche erzielt werden könnte. Anhand einer Folgeuntersuchung mit anderer Vorbehandlung der Zähne könnte somit festgestellt werden, ob Veneers mit geringeren Schichtstärken zur Versorgung abradierter Zähne empfohlen werden können.

V. Zusammenfassung

Fragestellung: Ziel dieser In-Vitro-Studie war es, den Einfluss von Schichtstärke und Art der Klebefläche auf die Bruchfestigkeit adhäsiv befestigter okklusaler Veneers aus einer Lithium-Disilikat-Keramik zu ermitteln.

Methode: 72 extrahierte menschliche Molaren wurden, abhängig von der Veneer-Präparation, in drei Gruppen (N=24) unterteilt: (SZ) Präparation rein im Schmelz, (SD) Präparation im Dentin, schmelzbegrenzt, (SK) Präparation in Kompositfüllung, schmelzbegrenzt. Für jede Gruppe wurden okklusale Veneers aus einer Lithium-Disilikat-Fräskeramik in drei unterschiedlichen Schichtstärken gefertigt. Die Schichtstärken lagen zwischen 0,3-0,7 mm in der Fissur und 0,6-1,0 mm am Höcker. Die Restaurationen wurden mit Flusssäure angeätzt und silanisiert. Die präparierten Zähne wurden mit einem selbstätzenden Primer vorbehandelt und die Veneers adhäsiv mit einem Kompositkleber befestigt. Nach Wasserlagerung bei 37 °C und Thermowechselbelastung über 7.500 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C erfolgte eine Kausimulation über 600.000 Zyklen mit 10 kg bei gleichzeitiger Thermowechselbelastung. Unbeschadete Proben wurden anschließend in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Es erfolgte die statistische Auswertung der Ergebnisse mit dem Kruskal-Wallis-Test sowie dem Wilcoxon Rangsummentest mit Korrektur nach Bonferroni Holm für multiples Testen.

Ergebnisse: Lediglich die Proben mit einer Schichtstärke von 0,7 mm in der Fissur und 1,0 mm am Höcker überstanden die Kausimulation in allen drei Gruppen unbeschadet. Die Überlebensraten in den übrigen Gruppen lagen unterteilt in „überstanden“ bzw. „unbeschadet überstanden“ zwischen 50 % bis 100 % bzw. 12,5 % bis 75 %. Die Medianwerte der Bruchfestigkeit lagen zwischen 610 N und 3390 N. Die Verklebung auf Dentin oder Kompositfüllung führte bei Schichtstärken von 0,3- 0,6 mm bzw. 0,7- 1,0 mm zu statistisch höheren Bruchfestigkeitswerten ($P \leq 0,05$) als die Verklebung rein im Schmelz. Die Keramikschichtstärke hatte bei der Gruppe SK signifikanten Einfluss ($P \leq 0,05$) auf die Bruchfestigkeit.

Schlussfolgerung: Vollkeramische Kauflächen aus Lithium-Disilikat-Keramik sollten, unabhängig vom zu verklebenden Untergrund bei Verwendung eines selbstätzenden Primers eine Schichtstärke von mindestens 0,7-1,0 mm aufweisen.

VI. Summary

Objectives: The purpose of this in-vitro study was to evaluate the influence of the ceramic thickness and the type of dental bonding surface on the fracture resistance of non-retentive full-coverage adhesively retained occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic.

Methods: Seventy-two extracted molars were divided into three test groups (N=24) depending on the occlusal veneer preparation: solely within enamel (EL), within enamel and dentin (ED) or within enamel and an occlusal composite resin filling (EC). For each test group, occlusal all ceramic restorations were fabricated from lithium disilicate ceramic blocks in three subgroups with different thicknesses ranging from 0.3-0.7 mm in the fissures and from 0.6-1.0 mm at the cusps. The veneers were etched (5% hydrofluoric acid) silanated and adhesively luted using a self-etching primer and a composite luting resin. After storage in 37°C tap water and thermal cycling for 7,500 cycles at 5-55°C specimens were subjected to dynamic loading in a chewing simulator for 600,000 loading cycles with 10 kg combined with thermal cycling. Those specimens that neither were damaged nor debonded spontaneously during artificial ageing were statically loaded until fracture using a universal testing machine. Statistical analysis was performed with the Shapiro-Wilk test, Kruskal-Wallis test and Wilcoxon rank-sum test corrected by the procedure of Bonferroni-Holm for multiple testing.

Results: Only specimens in the groups with the thickest dimension (0.7 mm in fissure and 1.0 mm at cusp) survived cyclic loading without any damage. Survival rates in the remaining subgroups ranged from 50 to 100 % for surviving without any damage. Medians of final fracture resistance ranged from 610 N to 3390 N. Luting to dentin or composite provided statistically significant ($p \leq 0.05$) higher fracture resistance than luting to enamel only. The thickness of the occlusal ceramic veneers had a statistically significant ($p \leq 0.05$) influence when luting to composite resin filling.

Conclusion: The results suggest to use a thickness of 0.7 -1.0 mm for non-retentive full-coverage adhesively retained occlusal lithium disilicate ceramic restorations when using self-etching primers.

VII. Literaturübersicht

1. Ahlers, M.O., Morig, G., Blunck, U., Hajto, J., Pröbster, L., Frankenberger, R.: Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. *Int J Comput Dent* 12, 309-25 (2009).
2. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V.: Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 31, 181-8 (2003).
3. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V.: Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 89, 374-80 (2003).
4. Arnetzl, G.V., Arnetzl, G.: Biomechanical examination of inlay geometries--is there a basic biomechanical principle? *Int J Comput Dent* 12, 119-30 (2009).
5. Attia, A., Kern, M.: Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 92, 551-6 (2004).
6. Banks, R.G.: Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent* 63, 619-26 (1990).
7. Blatz, M.B., Oppes, S., Chiche, G., Holst, S., Sadan, A.: Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int* 39, 23-32 (2008).
8. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-53 (1955).
9. Buso, L., Oliveira-Junior, O.B., Hiroshi Fujii, F., Leao Lombardo, G.H., Ramalho Sarmiento, H., Campos, F., Assuncao Souza, R.O.: Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics. *Minerva Stomatol* 60, 311-9 (2011).
10. Calais, J.G., Söderholm, K.-J.M.: Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res* 67, 836-40 (1988).
11. Chen, H.Y., Hickel, R., Setcos, J.C., Kunzelmann, K.H.: Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 82, 468-75 (1999).
12. Christensen, G.J.: The coming demise of the cast gold restoration? *J Am Dent Assoc* 127, 1233-6 (1996).
13. Clausen, J.O., Abou Tara, M., Kern, M.: Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 26, 533-8 (2010).
14. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J.: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98, 389-404 (2007).
15. De Munck, J., Van Meerbeek, B., Satoshi, I., Vargas, M., Yoshida, Y., Armstrong, S., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 16, 414-20 (2003).
16. DeLong, R., Douglas, W.H.: Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62, 32-6 (1983).
17. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R.: Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 81, 135-41 (1999).
18. Droschl, H.H., Wendl, B.: Comparison of bond strength using various fixation methods. *World J Orthod* 8, 153-6 (2007).
19. Dumfahrt, H., Schäffer, H.: Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *Int J Prosthodont* 13, 9-18 (2000).
20. El-Mowafy, O., Brochu, J.F.: Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc* 68, 233-7 (2002).
21. Federlin, M., Schmidt, S., Hiller, K.A., Thonemann, B., Schmalz, G.: Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Oper Dent* 29, 560-70 (2004).
22. Felden, A., Schmalz, G., Federlin, M., Hiller, K.A.: Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig* 2, 161-7 (1998).
23. Felton, D.A., Kanoy, B.E., Bayne, S.C., Wirthman, G.P.: Effect of *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65, 357-64 (1991).
24. Fortin, D., Swift, E.J., Jr., Denehy, G.E., Reinhardt, J.W.: Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater* 10, 253-8 (1994).
25. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M., Corrado, M.: Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 36, 105-13 (2005).

26. *Frankenberger, R., Petschelt, A., Krämer, N.*: Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 25, 459-65 (2000).
27. *Frankenberger, R., Lohbauer, U., Schaible, R.B., Nikolaenko, S.A., Naumann, M.*: Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 24, 185-91 (2008).
28. *Frankenberger, R., Taschner, M., Garcia-Godoy, F., Petschelt, A., Krämer, N.*: Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent* 10, 393-8 (2008).
29. *Fritz, U.B., Diedrich, P., Finger, W.J.*: Self-etching primers--an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop* 62, 238-45 (2001).
30. *Garcia-Godoy, F., Krämer, N., Feilzer, A.J., Frankenberger, R.*: Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 26, 1113-8 (2010).
31. *Gu, X.H., Kern, M.*: Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 16, 109-16 (2003).
32. *Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V.*: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20, 449-56 (2004).
33. *Guess, P.C., Schultheis, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., Strub, J.R.*: Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 110, 264-73 (2013).
34. *Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Bloching, U.*: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9, 191-7 (1993).
35. *Hickel, R., Manhart, J.*: Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3, 45-64 (2001).
36. *Ingber, J.S., Rose, L.F., Coslet, J.G.*: The "biologic width"--a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan* 70, 62-5 (1977).
37. *Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H., Van Meerbeek, B.*: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3, 237-45 (2001).
38. *Kang, S.H., Chang, J., Son, H.H.*: Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod* 38, 134-40 (2013).
39. *Kao, E.C., Johnston, W.M.*: Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *J Prosthet Dent* 66, 631-7 (1991).
40. *Kelly, J.R.*: Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81, 652-61 (1999).
41. *Kern, M., Douglas, W.H., Fechtig, T., Strub, J.R., DeLong, R.*: Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 21, 117-21 (1993).
42. *Kern, M., Thompson, V.P.*: Eine einfache Versuchsanordnung zur universellen Prüfung des Klebeverbundes im axialen Zugtest. *Dtsch Zahnärztl* 48, 769-72 (1993).
43. *Kern, M., Strub, J.R., Lu, X.Y.*: Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26, 372-8 (1999).
44. *Kheradmandan, S., Koutayas, S.O., Bernhard, M., Strub, J.R.*: Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 28, 361-9 (2001).
45. *Klosa, K., Wolfart, S., Lehmann, F., Wenz, H.J., Kern, M.*: The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Adhes Dent* 11, 127-35 (2009).
46. *Koutayas, S.O., Kern, M., Ferrareso, F., Strub, J.R.*: Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 83, 540-7 (2000).
47. *Krämer, N., Frankenberger, R.*: Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 21, 262-71 (2005).
48. *Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.*: [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953-60 (1990).
49. *Lussi, A., Hellwig, E., Ganss, C., Jaeggi, T.*: Buonocore Memorial Lecture. Dental erosion. *Oper Dent* 34, 251-62 (2009).
50. *Magne, P., Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N.*: In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 104, 149-57 (2010).

51. *Malament, K.A., Socransky, S.S.*: Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent* 86, 511-9 (2001).
52. *Marocho, S.M., Özcan, M., Amaral, R., Bottino, M.A., Valandro, L.F.*: Effect of resin cement type on the microtensile bond strength to lithium disilicate ceramic and dentin using different test assemblies. *J Adhes Dent* 15, 361-8 (2013).
53. *McCormick, J.T., Rowland, W., Shillingburg, H.T., Jr., Duncanson, M.G., Jr.*: Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int* 24, 405-8 (1993).
54. *McDonald, A.*: Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. *Dent Update* 28, 84-90 (2001).
55. *Mota, C.S., Demarco, F.F., Camacho, G.B., Powers, J.M.*: Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 89, 558-64 (2003).
56. *Odén, A., Andersson, M., Krystek Ondracek, I., Magnusson, D.*: Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 80, 450-6 (1998).
57. *Øilo, G.*: Bond strength testing - what does it mean? *Int Dent J* 43, 492-8 (1993).
58. *Otto, T., Schneider, D.*: Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont* 21, 53-9 (2008).
59. *Özcan, M., Mese, A.*: Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin. *Clin Oral Investig* 16, 1081-8 (2012).
60. *Özcan, M., Corazza, P.H., Marocho, S.M., Barbosa, S.H., Bottino, M.A.*: Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clin Oral Investig* 17, 1751-8 (2013).
61. *Park, J., Chang, J., Ferracane, J., Lee, I.B.*: How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 24, 1501-5 (2008).
62. *Perdigao, J., Lopes, L., Lambrechts, P., Leitao, J., Van Meerbeek, B., Vanherle, G.*: Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 10, 141-6 (1997).
63. *Peutzfeldt, A., Sahafi, A., Flury, S.*: Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent* 36, 266-73 (2011).
64. *Pfeiffer, P., Marx, R.*: [Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99, 782-6 (1989).
65. *Piemjai, M., Arksornnukit, M.*: Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *J Prosthodont* 16, 457-64 (2007).
66. *Piwoarczyk, A., Bender, R., Ottl, P., Lauer, H.C.*: Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater* 23, 211-7 (2007).
67. *Rairodski, A.J., Chiche, G.J., Potiket, N., Hochstedler, J.L., Mohamed, S.E., Billiot, S., Mercante, D.E.*: The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 96, 237-44 (2006).
68. *Rekow, D., Zhang, Y., Thompson, V.*: Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent* 28, 362-8; quiz 369, 386 (2007).
69. *Rosenblum, M.A., Schulman, A.*: A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 128, 297-307 (1997).
70. *Sabatini, C., Patel, M., D'Silva, E.*: In vitro shear bond strength of three self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontic substrates. *Oper Dent* 38, 186-96 (2013).
71. *Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R.*: The wear of a posterior dental composite in an artificial mouth. A clinical correlation. *Dental Materials* 2, 235-240 (1986).
72. *Salz, U., Zimmermann, J., Salzer, T.*: Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 7, 7-17 (2005).
73. *Santana, F.R., Pereira, J.C., Pereira, C.A., Fernandes Neto, A.J., Soares, C.J.*: Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 22, 352-7 (2008).
74. *Sarr, M., Mine, A., De Munck, J., Cardoso, M.V., Kane, A.W., Vreven, J., Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K.L.*: Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clin Oral Investig* 14, 569-77 (2010).
75. *Scherrer, S.S., De Rijk, W.G., Belser, U.C.*: Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 9, 580-5 (1996).
76. *Scherrer, S.S., Quinn, G.D., Quinn, J.B.*: Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater* 24, 1107-13 (2008).

77. *Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N., Magne, P.*: Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 105, 217-26 (2011).
78. *Schulz, P., Johansson, A., Arvidson, K.*: A retrospective study of Mirage ceramic inlays over up to 9 years. *Int J Prosthodont* 16, 510-4 (2003).
79. *Scurria, M.S., Bader, J.D., Shugars, D.A.*: Meta-analysis of fixed partial denture survival: Prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 79, 459-64 (1998).
80. *Sedda, M., Vichi, A., Del Siena, F., Louca, C., Ferrari, M.*: Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 2: Outsourcing materials. *Am J Dent* 27, 17-22 (2014).
81. *Sickfeld, J.*: Pull-off test, an internationally standardized method for adhesion testing. Assessment of the relevance of the test results. In: *Mittal, K.L.* (Hrsg.): *Adhesion Aspects of Polymeric Coatings*, Band Auflage. Plenum Press, New York 1983, S. 543-567.
82. *Stappert, C.F., Guess, P.C., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., Strub, J.R.*: All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. *Am J Dent* 20, 21-6 (2007).
83. *Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H.*: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia- based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The Int J Prosthodont* 14, 231-8 (2001).
84. *Tosun, G., Sener, Y., Sengun, A.*: Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater J* 26, 116-21 (2007).
85. *Triolo, P.T., Kelsey, W.P., 3rd, Barkmeier, W.W.*: Bond strength of an adhesive resin system with various dental substrates. *J Prosthet Dent* 74, 463-8 (1995).
86. *Vailati, F., Belser, U.C.*: Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent* 3, 30-44 (2008).
87. *Vailati, F., Belser, U.C.*: Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *Eur J Esthet Dent* 3, 128-46 (2008).
88. *Vailati, F., Belser, U.C.*: Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. *Eur J Esthet Dent* 3, 236-57 (2008).
89. *Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C., Cardew, G.*: A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17, 61-7 (1989).
90. *Wegner, S., Wolfart, S., Kern, M.*: In vivo study of the marginal integrity of composite resin buildups after full crown preparation. *J Adhes Dent* 6, 151-5 (2004).
91. *Wolfart, S., Wegner, S.M., Al-Halabi, A., Kern, M.*: Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 16, 587-592 (2003).
92. *Yildiz, C., Vanlioglu, B.A., Evren, B., Uludamar, A., Kulak-Ozkan, Y.*: Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *J Prosthodont* 22, 537-42 (2013).
93. *Yoshinari, M., Derand, T.*: Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7, 329-38 (1994).
94. *Zhang, C., Degrange, M.*: Shear bond strengths of self-adhesive luting resins fixing dentine to different restorative materials. *J Biomater Sci Polym Ed* 21, 593-608 (2010).
95. *Zheng, T.L., Huang, C., Zhang, Z.X., Wang, S., Zhang, G.*: [Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 14, 147-50 (2005).

VIII. Anhang

Tab.11: Bruchfestigkeitswerte der einzelnen Proben in N

Gruppe	Schichtstärke (mm)	1	2	3	4	5	6	7	8
SZ	0,3-0,6	2230	0	0	1540	1650	0	1220	0
	0,5-0,8	0	2610	2170	0	3170	2540	2110	2640
	0,7-1,0	2110	1450	2170	2020	2570	1610	2220	2030
SD	0,3-0,6	1530	2700	2180	2290	2450	2230	2470	2520
	0,5-0,8	3510	0	0	0	3800	0	2210	2220
	0,7-1,0	3080	2470	3270	3780	2920	3350	1880	2590
SK	0,3-0,6	3940	2900	2240	2790	1400	2490	2740	2850
	0,5-0,8	2800	1520	2270	2200	3000	2450	1920	2270
	0,7-1,0	2860	3920	3110	3850	3580	4080	3200	2990

IX. Danksagung

Die vorliegende Arbeit wäre nicht zustande gekommen, hätte ich nicht die Unterstützung und Hilfe von vielen Menschen gehabt. Ihnen gilt die folgende Danksagung.

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Matthias Kern herzlich für die Unterstützung, die wirklich angenehme Zusammenarbeit und die Betreuung als Doktorvater, bedanken. Des Weiteren danke ich Herrn Prof. Dr. Matthias Kern für die umfangreiche Hilfe und Unterstützung bei der Konzeption des Versuchsdesigns, für das Korrekturlesen, für die Hilfe bei der Veröffentlichung der Daten und die Präsentation der Studienergebnisse auf der IADR in Seattle 2013.

Ein großes Dankeschön soll hiermit auch an die Firma Ivoclar-Vivadent für die materielle Unterstützung gehen.

Des Weiteren danke ich dem Labor BioDentis in Leipzig für die Herstellung der Proben und für die Zusammenarbeit.

Vielen Dank auch an Frank Lehmann für die tolle, unkomplizierte und engagierte Unterstützung bei allen technischen Fragen und seine Einweisung in alle technischen Geräte und alle anderen Momente, an denen er für die Verwirklichung der vorliegenden Arbeit unverzichtbar war.

Für die kreativen Diskussionen und die Hilfe bei der Erstellung der englischsprachigen Publikation bedanke ich mich bei meinem Oberarzt Herrn Dr. Martin Sasse.

Mein Dank gilt Dr. Karsten Klosa der mich bei der statistischen Auswertung der Daten und dem Erstellen des Abstracts zur Präsentation der Ergebnisse auf der IADR in Seattle 2013 unterstützte.

Zum Schluss sei meiner Familie – allen voran meinen Eltern Eugenia und Jan Gorski die immer an mich geglaubt haben und meinem Ehemann Dr. Matthias Krummel der mir immer den Rücken freigehalten hat - für die Geduld, Unterstützung und Aufmunterung während der letzten Jahre gedankt.

Ich danke auch meinen Kindern Hanna und Anton.

Ebenso sei allen denen ein Dankeschön ausgesprochen, die nicht namentlich Erwähnung fanden, aber zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

X. Lebenslauf

Lebenslauf digital nicht verfügbar