

**Stabilität von Lithiumdisilikat-Glaskeramikkronen
auf stark zerstörten Zähnen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn**

Johanna Klocke
aus Troisdorf

2010

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Karl Heinz Utz
2. Gutachter: Prof. Dr. Matthias Frentzen

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.03.2010

Aus dem Zentrum für Zahn-Mund-und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-
Universität Bonn
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften
Direktor: Prof. Dr. Helmut Stark

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. EINLEITUNG	8
2. LITERATURÜBERSICHT	10
2.1. Definition der Adhäsions- und Kohäsionskräfte	10
2.2. Das Prinzip der Schmelzhaftung	10
2.2.1. Erläuterung der Schmelz-Ätz-Technik	11
2.3. Das Prinzip der Dentinhaftung	11
2.4. Dentinadhäsive und deren Klassifizierung	12
2.5. Erläuterungen zu Kunststoff-Befestigungszementen	15
2.6. Historischer Überblick über das Restaurationsmaterial Keramik	17
2.6.1. Einteilung der Dentalkeramiken	18
2.6.1.1. Überblick über die dentalen Keramiksysteme	19
2.6.2. Haftung der Keramik	20
3. PROBLEMSTELLUNG UND ZIEL	21
4. MATERIAL UND METHODE	23
4.1. Übersicht über Vorgehensweise	23
4.2. Probenherstellung	24
4.2.1. Auswahl und Vorbereitung der Zähne	24
4.2.2. Fixierung	24
4.2.3. Röntgenaufnahmen	24
4.2.4. Präparation	25
4.2.5. Flächenmessung	25
4.2.6. Einteilung der Zähne	25
4.2.7. Herstellung des Ausgangsmodells	26
4.2.8. Herstellung der Keramikkrone	26
4.2.9. Vorbereiten der Keramikkrone	28
4.2.10. Einsetzen der Keramikkrone	28
4.2.11. Einteilung der Versuchsgruppen	29
4.2.11.1. Gruppe 1: Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra	29
4.2.11.2. Gruppe 2: Optibond [®] FL/ Variolink [®] II	30
4.2.11.3. Gruppe 3: Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II	30
4.2.11.4. Gruppe 4: Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra	30
4.3. Weiterverarbeitung der Proben	31
4.3.1. Wasserlagerung	31
4.3.2. Thermische Wechselbelastung	31
4.3.3. Belastung durch die Prüfmaschine	32
4.3.3.1. Komponenten der Prüfmaschine „Mini-Zwick“ (Konstruktion: M. Grüner)	34
4.3.3.2. Technische Daten	34
4.3.3.3. Funktionsbeschreibung (Software: M. Grüner)	36
4.3.4. Untersuchung der Frakturart unter dem Mikroskop	37
4.4. Auswertung der gewonnenen Daten	37
4.4.1. Statistik	37

5.	ERGEBNISSE	39
5.1.	Thermozyklische Wechselbadbelastung	39
5.2.	Ergebnisse des intermittierenden Belastungsversuchs	40
5.2.1.	Bruchverhalten der Proben	40
5.2.2.	Mittlere Bruchkraft der gebrochenen Proben der jeweiligen Gruppen	42
5.2.3.	Maximal erreichte Kraft der Gruppen in einer Box-Plot-Darstellung	44
5.2.4.	Mittlere Bruchkraft der gebrochenen Proben bezüglich des Zahntyps	46
5.2.5.	Mittlere Anzahl der maximal erreichten Belastungen der gebrochenen Proben der jeweiligen Gruppen	48
5.2.6.	Maximal erreichte Belastungen der Gruppen in einer Box-Plot-Darstellung	50
5.2.7.	Mittlere Anzahl der maximal erreichten Belastungen der gebrochenen Probe des jeweiligen Zahntyps	52
5.2.8.	Mittlerer erreichter Druck der gebrochenen Proben der jeweiligen Gruppen	54
5.2.9.	Maximal erreichter Druck der jeweiligen Gruppen in einer Box-Plot-Darstellung	56
5.2.10.	Mittlerer erreichter Druck der gebrochenen Proben des jeweiligen Zahntyps	58
5.3.	Korrelation zwischen der Bruchfestigkeit der Proben und der Querschnittsgröße der Zahnoberfläche	60
5.3.1.	Spearman´scher Rangkorrelationskoeffizient r_s	61
5.4.	Zusammenfassung der Ergebnisse	62
6.	DISKUSSION	63
6.1.	Kritik der Methode: Material	63
6.2.	Betrachtung der Methode	64
6.2.1.	Kritik der Methode: Herstellung der Probenkörper	64
6.2.2.	Kritik der Methode: Versuchsdurchführung	66
6.3.	Diskussion der Ergebnisse im Vergleich mit dem Schrifttum	68
6.3.1.	Einfluss der Oberflächengröße	70
6.3.2.	Einfluss des verwendeten Adhäsivsystems und des Befestigungskomposits	71
6.4.	Klinische Schlussfolgerungen	72
7.	ZUSAMMENFASSUNG	73
8.	ANHANG	75
9.	LITERATURVERZEICHNIS	89
10.	DANKSAGUNG	96
11.	LEBENS LAUF	97

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
dyn	nicht gesetzliche Einheit der Kraft im CGS-System, $1 \text{ dyn} = 10^{-5} \text{ N}$
ETDA	Ethylendiamintetraessigsäure
et al.	et alri (und andere)
Gew.-%	Gewichtsprozent
MPa	Mega-Pascal
N	Newton
VMK	Verblendmetallkeramikkrone
Vol.-%	Volumenprozent
NaCl	Natriumchlorid
SiO₂	Siliciumdioxid
Li₂O	Lithiumoxid
K₂O	Kaliumoxid
P₂O₅	Phosphorpentoxid
ZrO₂	Zirkondioxid
ZnO	Zinkoxid

1. Einleitung

Für die dentale Prothetik kommen neben den Kunststoffen, Metalllegierungen und keramisch verblendeten Metallgerüsten die vollkeramischen Restaurationen zunehmend zum Einsatz.

Während bis Mitte der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts die Kronenversorgung mit Metallkeramik das Mittel der Wahl darstellte, zahnfarbenen und dauerhaft festsitzenden Zahnersatz herzustellen (Pospiech, 2004), erlangen Vollkeramikronen in der restaurativen Zahnmedizin aufgrund ihrer ästhetischen Vorzüge einen immer größeren Stellenwert, da das Verfahren der Verblendung von Metallgerüsten zur Herstellung von zahnfarbenem Zahnersatz Nachteile aufweist. So begrenzen z.B. die metallischen Gerüste eine Imitation der natürlichen Transmission und Reflexion des Lichtes, subgingival auslaufende Metallränder können Verfärbungen am Gingivalsaum verursachen (Böning et al., 2006).

Durch die Weiterentwicklung von vollkeramischem Zahnersatz, dessen Herstellung bereits gegen Ende des 19. Jahrhunderts begann (Kappert et al., 2001), ließen sich große Fortschritte erzielen. Als vollkeramischen Zahnersatz bezeichnet man eine ausschließlich aus Keramik bestehende Restauration ohne Metallunterstützung. Etliche keramische Werkstoffe sind mittlerweile auf dem Markt erhältlich. Sie unterscheiden sich hinsichtlich der Herstellungsmethode, der Struktur, der Zusammensetzung und somit in ihren Eigenschaften und Funktionen. Nicht nur im Frontzahnbereich, sondern auch im Seitenzahnbereich hat sich die Vollkeramik als Restaurationsmaterial in vielen Indikationsbereichen durchgesetzt. Die adhäsive Befestigung ästhetischer Keramik ermöglicht die moderne, defektorientierte, die Zahnhartsubstanz schonende restaurative Zahnheilkunde.

Um eine lange Lebensdauer des Zahnersatzes auch unter funktioneller Belastung zu gewährleisten, ist ein dauerhafter Verbund zwischen Befestigungskomposit, Kavitäten- und Restaurationsoberfläche entscheidend. Für die Befestigung der keramischen Restauration sind heute verschiedene Werkstoffgruppen auf dem Markt erhältlich. Die Kompositbefestigungssysteme unterscheiden sich z.B. im Härtemechanismus oder in ihrer Konsistenz.

Sind natürliche Zähne durch Karies oder Frakturen der Zahnhartsubstanz so weit geschädigt, dass keine genügende Retention für eine Krone mehr vorhanden ist, so muss der fehlende klinische Zahnstumpf nach herkömmlichen Verfahren zuerst wieder aufgebaut werden, damit eine Krone die Restauration abschließen kann. Das heißt, dass der zerstörte Zahn einen Stumpfaufbau erhalten muss, der der Krone einen mechanischen Halt durch den Präparationswinkel erlaubt.

Dies setzt in den meisten Fällen die vorherige Versorgung des Zahnes mit einer Wurzelfüllung, also seine Devitalisierung und die Eingliederung eines endodontischen Stifts oder Schraubenaufbaus, voraus. Eine Alternative bildet die Verwendung parapulpärer Schrauben mit einem Aufbau aus plastischem Material, hier kann der Zahn sensibel erhalten werden. Die Verwendung von parapulpären, selbstschneidenden Gewinden beinhaltet jedoch für den Zahn erhebliche Risiken, denn es können Perforationen in die Pulpa oder in das Parodont sowie Rissbildungen im Dentin auftreten.

Mit der Weiterentwicklung zunehmend wirksamer Dentinadhäsive wird in den letzten Jahren empfohlen, stark zerstörte Zähne allein mit Hilfe von Dentinadhäsiven und Kompositmaterialien wieder aufzubauen und somit ausschließlich der Klebekraft zu vertrauen.

Das Ziel der vorliegenden Studie war es somit, zu überprüfen, ob bei der Versorgung mit vollkeramischen Restaurationen bei tief zerstörten Zähnen durch die Verwendung geeigneter Dentinadhäsive auf parapulpäre Schrauben und endodontische Stiftaufbauten verzichtet werden kann.

2. Literaturübersicht

2.1. Definition der Adhäsions- und Kohäsionskräfte

Die Adhäsion ist definiert als das Haften zweier unterschiedlicher Stoffe oder Körper aneinander, z.B. das Haften der Moleküle eines Klebstoffes an einer Werkoberfläche.

Dieses wird durch eine ausreichende Annäherung der beiden Moleküle, Werkstoff- und Klebstoffmoleküle möglich.

Die Adhäsionskraft ist von der Benetzung der Oberfläche abhängig, je besser die Benetzung der Oberfläche, desto größer sind die Adhäsionskräfte. Das Ausmaß der Benetzung ist wiederum von der Rauigkeit und der Sauberkeit der zu klebenden Oberfläche abhängig, da eine raue Oberfläche größer ist als eine glatte Fläche. Raue und saubere Flächen lassen sich besser benetzen und geben dem Klebstoff einen guten mechanischen Halt.

Die Kohäsionskräfte wirken im Gegensatz zu den Adhäsionskräften zwischenmolekular, das heißt am Beispiel des Klebers zwischen den Klebermolekülen. Die Kohäsion des Klebers kann auch als dessen Eigenfestigkeit bezeichnet werden.

2.2. Das Prinzip der Schmelzhaftung

Schmelz ist die härteste Substanz des Körpers. Er ist ein Zellprodukt, welches zu 86 Vol.-% aus Apatit, das in der Hydroxy- und Fluoroform oder als Carbonat vorliegen kann, besteht.

2 Vol.-% macht die organische Matrix aus, so lassen sich organische Verbindungen wie Proteine und Lipide nachweisen, Wasser ist zu 12 Vol.-% vorhanden. Diese Kristalle bilden die Schmelzprismen. Die Prismen des Schmelzes können eine Schlüsselloch-, Pferdehuf- oder zylindrische Form aufweisen. Nach komplexem Verlauf, ausgehend von der Schmelz-Dentin-Grenze, richten sie sich parallel aus und strahlen senkrecht oder schräg in die Oberfläche ein (Radlanski et al., 1988).

Die Grenzfläche Schmelz/ Schmelz –Adhäsiv ist seit vielen Jahren gut untersucht und bekannt (Janda, 1988). Der wesentliche Vorgang zur Erzeugung eines Verbundes zwischen Zahnschmelz und einem Adhäsiv besteht in der Ätzung des Schmelzes. Die Schmelzhaftung beruht zur Hauptsache auf Verzahnung sowie auf sekundär chemischen Kräften (Lutz et al., 1993). Grundlage der adhäsiven Verankerung ist die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Zentren und Peripheren der Schmelzprismen, die ein retentives Ätzmuster entstehen lassen (Maniatopoulos und Smith, 1983).

2.2.1. Erläuterung der Schmelz-Ätz-Technik

Die Schmelz-Ätz-Technik geht auf Buonocore (1955) zurück, der versuchte, mit dieser Technik einen niedrig viskösen Fissurenversiegler am Zahnschmelz dauerhaft und randdicht zu verankern. Durch Ätzung des Zahnschmelzes mit 85% iger Phosphorsäure erreichte man eine deutliche Verbesserung des Verbundes. Zur Ätzung des Schmelzes sind eine Vielzahl unterschiedlicher organischer und mineralischer Säuren sowie auch sogenannte Komplexbildner untersucht worden (Janda, 1988).

Beispiele für die Mineralsäuren sind Phosphorsäure oder Salzsäure. An organischen Säuren kommen z.B. Ameisensäure oder Milchsäure und als Komplexbildner EDTA vor. Am meisten verbreitet ist Phosphorsäure in Konzentrationen von 30-40%. Bei Konzentrationen unter 27% entstehen schwer lösliche Kalziumpräzipitate, die kaum mehr gewaschen werden können und die Benetzung durch das Adhäsiv und damit die Haftung stören (Retief, 1992).

Bei der Schmelzätzung entsteht ein mikroretentives Relief durch die unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz. Es werden eine Oberflächenvergrößerung, eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen und eine Verbesserung der Benetzbarkeit erreicht.

2.3. Das Prinzip der Dentinhaftung

Dentin besteht zu 45 Vol.-% aus anorganischem und zu 30 Vol.-% aus organischem Material, zu 25 Vol.-% besteht es aus Wasser, es ist hydrophil. Der größte Teil des organischen Anteils sind Kollagen und kollagenartige Verbindungen. Der anorganische Teil besteht überwiegend aus Phosphat und Kalzium. Das intertubuläre Dentin und die Tubuli sind Strukturmerkmale, welche für die Haftung verantwortlich sind. Intertubuläres Dentin besteht aus Typ-I-Kollagen. Die Tubuli enthalten das peritubuläre Dentin, welches weniger säureresistent ist.

Das Hauptproblem bei der Entwicklung eines praxistauglichen Dentinhaftmittels ist der chemische Unterschied der beiden Substrate für das Adhäsiv, nämlich der Verbund zwischen dem relativ hydrophoben Komposit und dem hydrophilen, vitalen und nicht vollständig zu trocknenden Dentins (Schroeder, 1987). Die Dentinhaftung beträgt etwa 50% der Schmelzhaftung. Der Grund liegt in dem völlig anderen mikromorphologischen Aufbau des Dentins gegenüber dem Schmelz (Janda, 1988). Im Dentin liegen die Hydroxylapatitkristalle nicht in regelmäßiger Prismenstruktur, sondern regellos angeordnet. So entsteht beim Ätzvorgang kein mikroretentives Muster im Gegensatz zum Schmelz.

Auf mechanisch bearbeiteten Dentinflächen findet sich stets eine 1 bis 2 μm dicke Schmierschicht, die die Tubuli 2 bis 6 μm verpfropft und das intertubuläre Dentin flächig überzieht. Die Schmierschicht setzt, zusammen mit der bei der Eröffnung der Dentinkanälchen innerhalb der Tubuli einsetzenden Ausfällung von Plasmaproteinen, die Dentinpermeabilität herab und hemmt bei angeschliffenem Dentin den Flüssigkeitsaustritt aus den Tubuli (Lutz et al., 1993). Die Verbindung zum intakten Dentin ist strukturbedingt schwach, die Benetzung durch Adhäsive wegen der geringen Oberflächenenergie von 42 dyn/cm schwierig. Die Schmierschicht ist unter diesem Aspekt als Partner für einen adhäsiven Verbund eher kritisch zu sehen (Erickson, 1992; Lutz et al., 1979; Pashley, 1991). Die mit Mikroorganismen infizierte Schmierschicht verschließt die Eingänge der Dentintubuli 1-5 μm tief, wodurch einerseits die Dentinpermeabilität stark herabgesetzt wird (Pashley, 1984) und andererseits der Kontakt zwischen Dentin und Adhäsiv verhindert wird (Cotton, 1984).

2.4. Dentinadhäsive und deren Klassifizierung

Dentinadhäsive dienen nicht nur als reine Verbindungsstoffe, sondern auch als Imprägniermittel, um die hydrophile Dentinoberfläche für hydrophobe Substanzen benetzbar zu machen. Es eröffnen sich neue Möglichkeiten durch die Dentinversiegelung mit Dentinadhäsiven, beim Pulpa-Dentinschutz, bei der Verminderung postoperativer Beschwerden und bei der Behandlung überempfindlicher Zahnhälse (Haller, 1994).

Da selbst moderne Komposite um zwei bis drei Volumenprozent schrumpfen (Soltész 1998; Soltész 1999), können Spaltbildungen an Füllungsrandern und Kavitätenböden nur mit Hilfe einer wirksamen Verankerung an Schmelz und Dentin verhindert werden. Bondingsysteme sorgen außerdem für eine verbesserte Retention der Füllung sowie für eine Stabilisierung von Restauration und Restzahnschubstanz.

Dentinhaftvermittler sind deshalb aus der Versorgung mit Komposit und Keramik nicht mehr wegzudenken. Sie wurden entwickelt, um eine chemische Bindung mit dem organischen bzw. anorganischen Anteil des Dentins einzugehen.

Das erste Dentinadhäsiv wurde durch Bowen entwickelt (Bowen, 1965).

Seit dieser Zeit gab es einige Weiterentwicklungen. Heute teilt man die Dentinadhäsivsysteme in verschiedene Generationen ein. Zusätzlich können die verschiedenen Systeme aufgrund der Behandlung der präparationsbedingten Schmierschicht klassifiziert werden. Hier lassen sich Varianten unterscheiden:

Bei der einen Variante soll durch den Erhalt und Einbeziehung der Schmierschicht eine Dentinhaftung erzielt werden. Bei der anderen Methode erfolgt eine Dentinhaftung durch die Auflösung der Schmierschicht.

Durch Erhalt und Einbeziehung der Schmierschicht wird ein unzureichender Verbund zwischen dem Monomer des Dentinhaftvermittlers und dem Dentin erzeugt. Die hydrophilen Monomere sickern in die Schmierschicht, der Halt der Schmierschicht am Dentin ist jedoch nicht immer ausreichend.

Das Auflösen der Schmierschicht vollzieht sich mit dem Auftragen von Säuren oder EDTA-Lösungen. Nach dieser Behandlung kommt es zur Freilegung von Kollagenfasern, da die Schmierschicht sowohl vom intertubulären Dentin als auch aus den angeschnittenen Dentinkanälchen entfernt wird, wobei es zu einer Demineralisierung kommt. Zusätzlich wird ein Primer aufgetragen, der in die freigelegten Dentinkanälchen eindringt und retentive Kunststoffzapfen, sogenannte „tags“, ausbildet. Es entsteht die Hybridschicht, eine mit Kunststoff durchsetzte Dentinschicht, die aus hydrophilen Monomeren und Kollagen besteht. Diese Schicht kommt durch die Infiltration der Monomere in das freigelegte Kollagenfasergeflecht zustande.

Eine Variante zu der Auflösung der Schmierschicht findet sich in der Wiederausfällung der gelösten Schmierbestandteile durch die Verwendung Maleinsäure enthaltende Primer. Hier wird also das Monomer mit dem demineralisierenden Agens zusammen aufgetragen.

Beispiele für Systeme, bei der die Schmierschicht erhalten bleibt, sind Probond[®], Prisma Universalbond 3[®] und XR- Bond[®]. Die Schmierschicht wird entfernt bei den Systemen Optibond[®] FL, Gluma 2000[®], All Bond 2[®], und Syntac[®] Classic. Bei den Systemen Dentesive II[®], Scotchbond 2[®], A.R.T. Bond[®] wird die Schmierschicht teilweise entfernt (Haller, 1994; Van Meerbeek et al., 1992).

Eine weitere Einteilung der Dentinadhäsive erfolgt, wie bereits erwähnt, anhand der historischen Entwicklung.

Die Dentinadhäsive der sogenannten ersten und zweiten Generation versuchten, mit Hilfe von bifunktionellen Molekülen einen chemischen Verbund an die organischen bzw. anorganischen Dentinbestandteile zu erzielen (Asmussen und Munksgaard, 1985).

Bei der ersten Generation verwendete man nach der Anätzung und somit Entfernung der Schmierschicht ein Adhäsiv, ein klassisches Schmelzbonding, welches apolare, nicht funktionelle Gruppen aufwies. Aufgrund des vorliegenden hydrophilen Dentins konnte das Adhäsiv jedoch nicht in das Dentin infiltrieren. Der wesentliche Unterschied dieser beiden Generationen war,

dass die Schmierschicht bei der ersten Generation entfernt wurde, bei der zweiten Generation jedoch belassen und mit Monomeren zu infiltrieren und somit zu stabilisieren versucht wurde. Der erzielte Haftverbund erwies sich jedoch als zu gering.

Bei der dritten Generation wurde der Haftvermittlungsvorgang in mehrere Schritte unterteilt. Die Schritte bestehen in der Konditionierung mit Säuren oder Komplexbildnern und dem Aufbringen des Primers, welcher ein hydrophiles Monomer enthält und das freigelegte Kollagen durchdringt. Das anschließend aufgebraute Adhäsiv stabilisiert diese Schicht. Je nach Adhäsivsystem ist dann zusätzlich die Applikation eines Schmelzbondings erforderlich. Da man bei der Entwicklung der dritten Generation davon ausging, dass die auf das Dentin aufgebraute Phosphorsäure zu Pulpairritationen führen würde, enthält der Primer eine milde Säure. So wird die Schmierschicht aufgelöst und das Dentin oberflächlich demineralisiert. Dieses System erlaubt eine mikromechanische Verankerung des hydrophoben Kompositmaterials mit der feuchten Dentinoberfläche.

Bei der vierten Generation wird die „Total-Etch“-Technik verwendet. Die Schmierschicht wird hierbei vollständig entfernt. Da es durch eine Überätzung des Dentins jedoch nicht zu einer Haftvermittlung kommt, werden Schmelz und Dentin in einem zweistufigen Vorgehen mit 30-40% iger Phosphorsäure angeätzt. Das weitere Verfahren ist analog dem Verfahren der dritten Generation.

Die fünfte Generation beinhaltet die so genannten Ein-Komponenten-Materialien. Dies sind Primer-Adhäsiv-Gemische, welches zweimal appliziert wird, da die erste Schicht als Primer und die zweite Schicht als Adhäsiv zu wirken scheint.

In der sechsten Generation finden sich selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsive. Hierbei kommt es durch die erste Applikation des sauren Primer-Adhäsiv-Gemischs zu einer Konditionierung von Schmelz und Dentin. Durch eine weitere Schicht wird eine Stabilisierung der Hybridschicht erzielt, eine Bindung an den Zahnschmelz und eine Bindung an das Komposit. Da einige Bestandteile eine Instabilität aufweisen, müssen die Produkte vor der Anwendung vermischt werden.

Bei der siebten Generation stehen dem Anwender All-in-One Produkte zur Verfügung. Die Applikation erfolgt ohne vorheriges Anmischen und Konditionieren.

Frankenberger et al. (1997) fanden in einer Studie heraus, dass die aufwendigeren Adhäsivsysteme der dritten (z.B. Syntac[®]) und der vierten Generation (z.B. All-Bond 2[®]) eine wesentlich bessere Dentinhaftung erzielten als die Systeme der fünften Generation. Ebenfalls

zeigten Frankenberger et al. (1998) in einer weiteren Studie, dass die Keramikrestorationen bei Kombination der Adhäsivsysteme der dritten und vierten Generation mit Ultraschalleinsetztechnik und dem Zement Variolink[®] Ultra signifikant höhere Verbundfestigkeiten zum Dentin aufwiesen als die in Kombination mit der fünften Generation. Der Vorteil der sechsten Generation besteht sicherlich in der Verringerung der Fehlermöglichkeiten am Dentin, jedoch können die Verbundqualitäten noch nicht mit der Phosphorsäureätzung verglichen werden (Kallenos et al., 2005).

Entsprechend den Herstellerangaben fordern einige Systeme, so zum Beispiel auch das Syntac-System (Ivoclar Vivadent AG), die Lichtpolymerisierung bei der direkten Verarbeitung von Kompositmaterialien. Die Polymerisation wird jedoch im Falle der Zementierung von indirekten Keramik- oder Kompositrestorationen aufgrund möglicher Passungsprobleme nicht empfohlen.

Kielbassa et al. (1997) fanden in ihrer Studie heraus, dass die höchste Quote für ein adhäsives Versagen von der auf Dentin befestigten Glaskeramik in der Gruppe lag, in der der Haftvermittler nicht polymerisiert wurde. Die Lichthärtung des Bondingmaterials führte, unabhängig vom verwendeten Zementierungskomposit, zu den höchsten Festigkeitswerten (Kielbassa et al., 1997).

Generation	Einführungszeitraum	Beispiel/ Wirkungsprinzip
1.	1956-1962	<i>Scotchbond</i> [®] → Haftung am Smearlayer
2.	60er-70er Jahre	<i>Scotchbond DC</i> [®] → Haftung am Smearlayer unter Verwendung kleinerer Moleküle
3.	Mitte 80er Jahre	<i>Gluma</i> [®] , <i>Syntac</i> [®] <i>Classic</i> → Smearlayer wird entfernt oder modifiziert
4.	Beginn 90er Jahre	<i>Scotchbond MP</i> [®] , <i>Optibond FL</i> [®] , <i>Excite</i> [®] → mittels „Total-etching“, Konditionierung in zweistufigem Vorgehen
5.	Mitte 90er Jahre	<i>Prime & Bond</i> [®] → „One-Bottle“-Adhäsive und „Self-Etching primer systems“
6.	Ende 90er Jahre	<i>Prompt-L-Pop</i> [®] → Keine Verwendung von Phosphorsäure, Anmischen nötig
7.	Ende 2002	<i>iBond</i> [®] , <i>Xeno IV</i> [®] → „one-step“, kein Konditionieren und Anmischen

Tabelle 1: Überblick über die Entwicklung der Dentinadhäsive

2.5. Erläuterungen zu Kunststoff-Befestigungszementen

Kunststoff-Befestigungszemente, auch als Befestigungs-Komposite bezeichnet, sind zusammengesetzte Werkstoffe aus Makromolekülen, die durch chemische Umwandlung aus Naturprodukten oder vollsynthetisch hergestellt und somit Polymere genannt werden. Sie setzen sich hauptsächlich aus einem Kohlenstoffgerüst mit den Elementen Wasserstoff und Sauerstoff zusammen, die durch Atombindungen mit organischem Charakter untereinander verbunden sind. Die verschiedenen Eigenschaften der Kunststoffe werden durch die dreidimensionale Ordnung der Makromoleküle und den Gehalt an organischen und anorganischen Füllstoffen bestimmt. Bei Verbundkunststoffen sind neben den makromolekularen organischen Verbindungen organische oder anorganische Füllstoffe enthalten, welche über multifunktionelle Haftvermittler mit diesen chemisch verbunden sind. Sie härten chemisch oder durch Energiezufuhr aus. Sie sind aus vielen unterschiedlichen Materialien zusammengesetzt, die miteinander in Wechselwirkung stehen. Hierzu gehören die Monomere mit den Initiatoren und Katalysatoren, die Füllstoffe, Pigmente, Stabilisatoren und Weichmacher. Die Monomere sind polymerisationsfähig. Sie bilden durch Lichthärtung oder chemische Härtung ein polymeres Netzwerk, in das oberflächenmodifizierte Füllpartikel eingebunden sind (Hellwig et al., 1999).

Kunststoff-Befestigungszemente dienen zur Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen, wie Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers, Kronen und Brücken. Sie werden in Kombination mit Adhäsiven verwendet. Von ihnen sind die konventionellen Zemente zu unterscheiden, welche eine ausreichende Haftung erzielen, sofern eine retentive Zahnpräparation vorliegt.

Als nachteilig ist die unbedingt nötige Verwendung von Kofferdam bei der Arbeit mit Befestigungs-Kompositen zu nennen. Desweiteren schließt sich die Anwendung bei einer bestehenden Allergie gegen Bestandteile des Befestigungsmaterials aus. Pulpairritationen können ohne geeigneten Pulpa-/Dentinschutz bei fehlender Unterfüllung in tiefen oder mittleren Kavitäten auftreten. Wechselwirkungen mit anderen Substanzen, wie z.B. Eugenol, sind zu beachten. Jedoch sind die einstellbare Farbe und Transluzenz, die substanzschonende Präparation und die stabilisierende Wirkung auf hochästhetische Keramiken als wesentliche Vorteile zu betrachten.

Die Befestigungs-Komposite lassen sich in zwei Gruppen unterteilen. Man unterscheidet lichthärtende von dualhärtenden Kompositen. Die dualhärtenden Systeme härten sowohl durch Lichthärtung als auch durch Selbsthärtung aus. Bei der Selbsthärtung handelt es sich um eine

redoxinitiierte Polymerisation, man bezeichnet diese Systeme auch als Zwei-Komponentensystem bestehend aus einer Base und einem Katalysator. Bei der Lichthärtung handelt es sich um eine photochemische Aushärtung, auch als Ein-Komponentensystem benannt. Frankenberger et al. (2008) stellten in ihrer Studie fest, dass die Keramikrestorationen, welche mit einem dualhärtenden Komposit befestigt wurden, eine wesentlich geringere Frakturnrate aufwiesen als die Restorationen, welche mit lichthärtendem Komposit befestigt wurden.

2.6. Historischer Überblick über das Restaurationsmaterial Keramik

Das Wort „Keramik“ stammt von dem griechischen Ausdruck „keramos“ ab, welches übersetzt Töpferwaren, Ziegel oder Tonware bedeutet. Gemäß der ursprünglichen Definition handelt es sich bei Keramik um ein anorganisches, nichtmetallisches Material, das über einen Brennprozess verfestigt wird und einen kristallinen Anteil von wenigstens 30% aufweist (Hennicke, 1967).

Die dentalen Keramikmassen wurden aus Porzellan entwickelt. Der erste vollkeramische Zahnersatz wurde im 18. Jahrhundert von Fauchard hergestellt. Im Jahre 1733 berichtete er über das Aufbrennen von Keramik auf Brückenprothesen aus Gold, welche allerdings zu schnell abplatzte.

Bereits zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurde von Charles Land mit der Herstellung vollkeramischer Kronen begonnen (Kirsten, 1929). Diese Kronen waren ästhetisch ansprechend, jedoch wiesen sie eine hohe Bruch- und Frakturanfälligkeit auf.

1965 konnte McLean die Festigkeit der Keramik durch das Hinzufügen von Aluminiumoxid zu Feldspatglas steigern (McLean et al., 1965).

Bei den neueren Versuchen, dentalkeramische Massen auf Metallgerüste zu brennen, kam es erneut zu Schwierigkeiten wie Abplatzungen der Keramik aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Metall und Keramik. Im Jahre 1962 konnte durch aufeinander abgestimmte Wärmeausdehnungskoeffizienten die VMK-Technik von Vita-Zahntechnik und Degussa auf den Markt gebracht und dadurch die Problematik verbessert werden. Durch die hohe mechanische Festigkeit und ansprechende Ästhetik behielt die Metallkeramik über Jahrzehnte hinweg ihre führende Rolle (Körper et al., 1993; Krumbholz, 1992; Strub, 1992).

Mit dem gesteigerten Bewusstsein der Ästhetik, gerade auch im Frontzahnbereich, wuchs das Bedürfnis nach einer Verbesserung der Restorationen. Nachteile der Metallkeramik sind zum einen die ästhetischen Einbußen. Sie entstehen durch vom Metallgerüst hervorgerufene

Lichtblockaden. Demzufolge gleicht der Zahnersatz nicht dem optischen Erscheinungsbild eines natürlichen Zahnes. Weiterhin besteht nach dem Aufbrennen der Keramik die Problematik des Auftretens übermäßiger Spannungen im Gerüst. Dies kann zu Rissen und Abplatzungen der Verblendung führen. Der Metallrand kann Gewebeirritationen hervorrufen, mögliche Allergien auf Metallbestandteile wurden beschrieben. Quecksilber und Gold spielen hierbei eine untergeordnete Rolle, im Gegensatz dazu zeigte aber Palladium, das früher noch für unbedenklich eingestuft werden konnte, eine zunehmende allergene Potenz (Tschernitschek et al., 1995). All dies führte zur Weiterentwicklung der vollkeramischen Systeme ohne metallverstärkendes Gerüst.

Das Interesse an metallfreiem vollkeramischem Zahnersatz nimmt aufgrund der sehr guten Biokompatibilität stetig zu (Kappert und Krahl, 2001). Auch durch die glatte Oberfläche und die sehr geringe Oberflächenspannung ist die Plaqueretention an keramischen Oberflächen geringer als an Metall oder natürlichem Zahnschmelz (Boettger et al., 1989).

2.6.1. Einteilung der Dentalkeramiken

Das dentalkeramische Material ist weder Glas noch Porzellan, da es Anteile von kristalliner Struktur zeigt. Es besteht aus Feldspat, Quarz und zu geringen Teilen aus Kaolin. Zusätzlich finden sich Flussmittel, Farbkörper, Haftoxide, Bindemittel und expansive Zusätze.

Die Dentalkeramiken können nach verschiedenen Gesichtspunkten eingeteilt werden, wie zum Beispiel nach Herstellungsverfahren oder der chemischen Grundzusammensetzung. Letzteres führt zu einer Abschätzung des Festigkeitsverhaltens. Man unterscheidet demnach anhand des chemischen Aufbaus Silikatkeramiken und Oxidkeramiken.

Silikatkeramiken besitzen ihren Vorteil in der Ästhetik, wohingegen sie den Oxidkeramiken in der Festigkeit unterlegen sind. Die Ursache liegt in dem noch zu hohen Anteil der Glasphase der Silikatkeramiken, welche eine zu niedrige Festigkeit aufweist und zudem auch gegenüber korrosiven Einflüssen des Mundmilieus sehr anfällig ist (Schwickerath, 1994). Die Formgebung des oxidkeramischen Werkstoffes Zirkoniumoxid ist ausschließlich über ein Schleifverfahren möglich, jedoch können Gerüste aus fester Glaskeramik sowohl über ein Heisspressverfahren als auch über die Schleiftechnik hergestellt werden.

2.6.1.1. Überblick über die dentalen Keramiksysteme

Wie bereits erwähnt, kann der dentalkeramische Zahnersatz auf verschiedenen Wegen hergestellt werden. Man unterscheidet hier vier grundsätzliche Verfahren:

Zum einem ist das Brennen und Sintern von Feldspatkeramik zu nennen, wobei das Werkstück aus dem keramischen Rohmaterial frei geformt und anschließend gebrannt wird.

Als weiteres Verfahren ist das Gießen von Keramiken bekannt. Hier wird im üblichen Wachsausschmelzverfahren über eine Hohlform, genau wie bei dem Metallgussverfahren, die Keramikrestauration hergestellt. Mittels des Schleudergusses wird die im Labor aufgewachste Restauration in Glas überführt und anschließend durch eine Wärmebehandlung keramisiert.

Eine andere Möglichkeit ist das Fräsen von vorgesinterten Keramikkörpern. Mit dem CAD/CAM-System, einer computerunterstützten maschinellen Bearbeitung von Keramik, können industriell hergestellte Keramikblöcke zu Kronen, Inlays oder Brückengerüsten verarbeitet werden.

Als Letztes ist das Pressen von Keramik zu erwähnen. Hier erfolgt nach der Wachsmodellation eine Überführung in Keramik. Blockartige Rohlinge werden bei ca. 1050-1180°C erweicht und mit hohem Druck in die Hohlform gepresst. Die Hohlform wird auch hier über das Wachsausschmelzverfahren hergestellt. Anschließend können Farbgebung und Glasur erfolgen.

1991 brachte die Firma Ivoclar Vivadent IPS Empress® auf den Markt. Dem Wunsch folgend nach Erhöhung der Festigkeit und Weiterentwicklung der Verfahrensmethoden zur Herstellung der Restaurationen entwickelte man die Lithium-Disilikat Glaskeramik IPS Empress® 2. Eine weitere Verbesserung wurde dann bei der Werkstoffentwicklung für die Produktion der IPS e.max® Press Rohlinge entwickelt. Die Rohlinge werden nicht mehr über den Pulverweg, wie bei Empress® 2, sondern massiv gegossen und das Produkt porenfrei hergestellt.

Die Standardzusammensetzung der IPS e.max® Presskeramik ist eine Kombination aus SiO₂, Li₂O, K₂O, P₂O₅, ZrO₂, ZnO, anderen Oxiden und keramischen Pigmenten. Das Gefüge von IPS e.max® Press besteht aus ca. 70% Lithiumdisilikatkristallen, die in eine Glaskeramik eingebettet sind. Die Hauptkristallphase Lithiumdisilikat liegt in Form nadelförmiger Kristalle vor.

Zu den physikalischen Eigenschaften veröffentlicht die Firma Ivoclar Vivadent folgende Daten:

Biegefestigkeit (biaxial): 400 ± 40 MPa, Chemische Löslichkeit: 40 ± 10 µg/cm², Ausdehnungskoeffizient (100 – 400°C): $10.15 \pm 0.4 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ und Ausdehnungskoeffizient (100-500°C): $10.55 \pm 0.35 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$.

Laut Herstellerangaben können die Pressrohlinge zur Herstellung von Gerüsten oder von vollanatomischen, auch teilreduzierten Restaurationen verwendet werden.

2.6.2. Haftung der Keramik

Der Erfolg der keramischen Restauration hängt nicht nur von der Befestigung an der Zahnhartsubstanz ab, die optimale Haftung der Keramik mit dem Befestigungsmaterial spielt ebenfalls eine entscheidende Rolle.

Die Haftung der Keramikoberfläche lässt sich beeinflussen. Sie muss vor der Befestigung konditioniert werden. Dies geschieht bei glasbasierten Keramiken über die beiden Mechanismen Ätzen und Silanisieren. Durch die selektive Löslichkeit des Siliziumdioxids in der Keramik entsteht bei Nutzung von Säure ein mikroretentives Ätzmuster, welches den mikromechanischen Verbund zum Befestigungskomposit ermöglicht (Shahverdi et al., 1998). Die Behandlung führt dazu, dass Kristallite in der Keramik freigelegt werden und Mikroretentionen entstehen, in die das Befestigungskomposit eindringen kann (Roulet et al., 1995).

Studien haben gezeigt, dass eine Vorbehandlung der Keramik mit unterschiedlichen Materialien und Techniken, etwa als Standard die Konditionierung mit Flusssäure und einem Silan, eine Verbesserung des Haftverbundes erzielen kann (Graiff et al., 2008; Lucena-Martin et al., 2001; Özcan und Vallittu, 2003). Als Flusssäure kann hierzu das IPS[®] Ceramic Ätzzel (Ivoclar Vivadent AG) verwendet werden. Das Ätzrelief führt zu einer Erhöhung der Verbundfestigkeit zwischen dem Befestigungsmaterial und der Glaskeramik. Für die Silanisierung wird Monobond-S (Ivoclar Vivadent AG) verwendet. Dies ist ein Einkomponenten-Haftvermittler, der einen chemischen, dauerhaften Verbund zwischen Keramik und Komposit bewirkt. Silane sind organische Siliziumverbindungen, die kurze Kohlenwasserstoffreste mit reaktiven Doppelbindungen enthalten, welche an den Kunststoff anpolymerisieren können, während die Methoxygruppen mit dem Siliziumoxid der Füllstoffe unter Bildung von Si-O-Brücken reagieren. Zusätzlich zum chemischen Verbund kann der Kunststoff in das durch die Ätzung erzeugte mikroretentive Muster der Keramik penetrieren und sich dort mechanisch fest verankern. Kato et al. (2001) bestätigten in einer Studie, dass erst durch die Silanisierung der chemische Verbund der Keramik zum Befestigungszement erreicht wird. Durch ihren bifunktionellen Aufbau können die Silane über Wasserstoffbrücken-Bindungen einerseits mit den OH-Gruppen der Keramiken reagieren und andererseits mit der Kompositmatrix kopolymerisieren (Matinlinna et al., 2004).

3. Problemstellung und Ziel

Die Versorgung mit einer Vollkeramikrestauration ist ein techniksensibles Verfahren. Viele Vorschriften müssen eingehalten werden, um dieses Material erfolgreich anwenden zu können.

Hierzu sind in den letzten Jahren zahlreiche Studien durchgeführt worden. Wie Wiedhahn et al. (2005) beweisen, lagen die Erfolgsraten bei Verwendung von Vollkeramikronen aus Silikatkeramik bei einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von vier Jahren zwischen 92% und 99%. Diese Studien haben gezeigt, dass bei einem genau differenzierten Einsatz der Vollkeramik und der geeigneten Auswahl des Adhäsivsystems hinsichtlich des Langzeiterfolges Ergebnisse erzielt werden konnten, die im Bereich der gegossenen Einlagerestaurationen lagen (Touati et al., 2001).

Es wurde bereits ein großer Teil von Studien durchgeführt, die die Dentinhftung mit vollkeramischen Restaurationen nach unterschiedlichen Gesichtspunkten erforschten.

Diese Studie befasst sich mit der Befestigungsmöglichkeit von vollkeramischen Restaurationen und deren Haltbarkeit auf stark zerstörten, aber sensiblen Zähnen.

Die Frage lautet, ob es möglich ist, eine Zahnkrone durch eine vollkeramische Restauration zu ersetzen, wobei auf die Anwendung von parapulpären Stiften und Wurzelstiften verzichtet wird. Dabei ist der wesentliche Unterschied zu den bereits vorliegenden In-vitro-Studien, dass keine Aufbaufüllung verwendet werden soll, an der die Restauration adhäsiv befestigt wird. Es soll untersucht werden, ob es bei geringerer Auflagefläche der zu verbindenden Teile zu einem ausreichendem Haftmechanismus zwischen Zahnhartsubstanz und Keramikoberfläche kommen kann und demzufolge ein Langzeiterfolg gewährleistet ist.

Untersuchungen beweisen, dass die Verwendung parapulpärer Stifte und Schrauben kritisch betrachtet werden muss, denn auch bei ihrer Anwendung ist eine dauerhafte Retention des Aufbaus nicht immer gegeben (Kao et al., 1989). Ibbetson Auxiliary (2002) zeigt in seiner Studie, dass parapulpäre Stifte und Schrauben in der praktischen Anwendung einen nicht zu unterschätzenden Anteil an Perforationen, sowohl in das Pulpakavum als auch in den Parodontalspalt verursachen. Sprünge des Dentins und Pulpitiden können selbst bei korrekter Einbringung der Stifte auftreten (Bione und Wilson, 1998). Auch die Anwendung endodontischer Wurzelstifte und ihrer Aufbauten sollte einer strengen Indikation unterzogen werden. Sie setzt die gelungene Wurzelfüllung und damit einen devitalen Zahn voraus. Wie Stockton (1999) feststellt, nimmt die Gefahr der Wurzelfraktur mit Länge und Durchmesser des Stiftes zu. Die Biokompatibilität und Langzeitbruchfestigkeit insbesondere von unedlen metallischen

Stiftsystemen wirft eine Reihe von Fragen auf (Nothdurft et al., 2003), da die problematische Eigenschaft von Metallen und Legierungen zu korrodieren (Wirtz et al., 1980) gegeben ist.

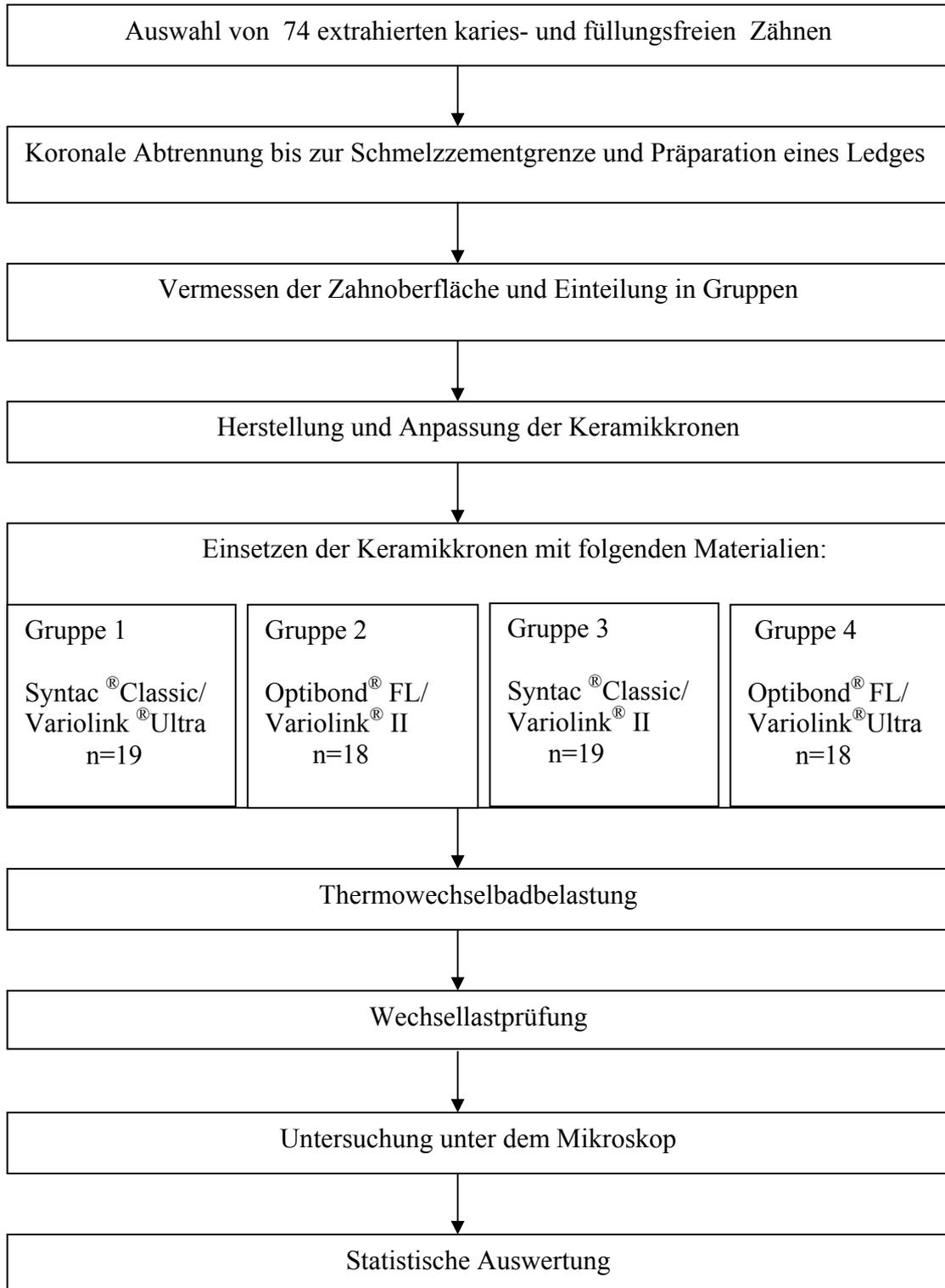
Zusammenfassend wollten wir klären:

1.: Ist es möglich, Vollkeramikkrone einschließlich Stumpfaufbauten in einem Stück herzustellen und haltbar auf Zahnstümpfen zu befestigen?

2.: Welches Dentinadhäsiv und welcher Befestigungszement sind geeignet?

4. Material und Methode

4.1. Übersicht über Vorgehensweise



4.2. Probenherstellung

4.2.1. Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Es wurden 74 karies- und füllungsfreie menschliche Molaren, Prämolaren und Frontzähne des Ober- und Unterkiefers verwendet. In einem Zeitraum von einem halben Jahr wurden die Zähne in einzelnen Zahnarztpraxen gesammelt und post extraktionem in einer 0,9% Natriumhypochlorid- Lösung (Fresenius Kabi AG) mit einem Zusatz von 0,02% Natriumacid (Fresenius Kabi AG) bei 4°C gelagert, wobei Alter des Patienten und Extraktionsdatum festgehalten wurden.

4.2.2. Fixierung

Die Zähne wurden senkrecht zur Grundfläche einzeln in Kupferrohren (Länge: 25 mm und Durchmesser 18 mm) mit Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH & Co KG) bis ca. 1 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze befestigt. Technovit ist ein schnellhärtender, autopolymerisierender Kunststoff auf der Basis von Methylmethacrylat. Das Material besteht aus Polymer (Pulver) und Monomer (Flüssigkeit) und ist in einem Verhältnis von 2:1 anzumischen, wobei das Pulver der Flüssigkeit zuzufügen ist.

4.2.3. Röntgenaufnahmen

Um die koronale Ausdehnung der Zahnpulpa beurteilen zu können, wurde von jedem Zahn ein Röntgenfilm in Paralleltechnik und oro-vestibulärer Richtung bei 65 kV und einer Belichtungszeit von 0,12 Sekunden angefertigt.



Foto 1: Röntgenfilm eines eingebetteten Zahns

4.2.4. Präparation

Die Zahnkronen wurden mit einer diamantierten Trimmerscheibe (Wassermann HSS88) 1-2 mm koronal des Pulpenkammerdaches abgetrennt. Danach wurde zuerst mit einem Grünring- und anschließend mit einem Rotringdiamanten ein ungefähr 1 mm hohes Ledge präpariert, die Okklusalfäche wurde mit dem Rotringdiamanten gleichmäßig geglättet.

Nach der Präparation wurden die Zähne mit einem Luftbläser und Wattepellets getrocknet.



Foto 2: Präparierter und eingebetteter Zahnstumpf

4.2.5. Flächenmessung

Die Größe der Zahnoberflächen wurde mit einem Flächenmessprogramm „Image J“ (Wayne Rasband, National Institutes of Health) ermittelt. Dazu wurde zuerst die Zahnstumpfoberfläche eingescannt. Nach dem Scannen konnte die Flächengröße der abgetrennten Oberfläche eines jeden Zahnes erfasst werden.

4.2.6. Einteilung der Zähne

Die Zähne wurden anhand ihrer Zahnoberfläche in vier Gruppen unterteilt. In jeder Gruppe befinden sich Frontzähne, Prämolaren und Molaren. Die Oberflächengrößen der einzelnen Gruppen sind so gewählt, dass die Summe der Zahnoberflächen jeder der vier Gruppen ungefähr gleich ist.

4.2.7. Herstellung des Ausgangsmodells

Als Abformmaterial wurde Honigum[®]-Putty (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH) verwendet. Honigum[®]-Putty ist ein additionsvernetzendes Silikon-Elastomer aus Polyvinylsiloxan mit einer linearen Abbinde- und Abkühlungskontraktion von maximal 0,5%. Die Mischzeit beträgt 30 Sekunden. Die Verarbeitungszeit inklusive Mischzeit beträgt ca. 3:15 Minuten. Das Material besteht aus einem mittelfließenden (Regular Body) und einem dünnfließenden Anteil (Light Body). Das „Regular Body“ wird aus zwei Komponenten in einem 1:1-Verhältnis angemischt. Das „Light Body“ wird in einer Mischkartuschen-Vorrichtung geliefert. Die Abformung erfolgte mittels Doppelmischtechnik, indem die Zahnstümpfe mit dem niedrigviskösen „Light Body“ einzeln blasenfrei umspritzt wurden und dann senkrecht zur Zahnachse in dem noch nicht abgeordneten „Regular Body“ positioniert und bis zur Abbinde drucklos stabilisiert wurden.

Anschließend wurden die Abformungen mit einem Silikonentspannungsmittel (Heraeus Kulzer GmbH & Co KG) besprüht und wieder getrocknet. Danach wurden sie mit Superhartgips Typ IV (Wiegmann Dental GmbH) ausgegossen. Superhartgips hat nach einer Abbindezeit von ca. 15-25 Minuten eine Expansion von ca. 0,09% und eine Härte von 210 N/mm².

Nach der vorgesehenen Abbindezeit konnten die einzelnen Gipsstümpfe aus dem Abdruck entfernt werden.



Foto 3: Gipsstumpf für die Wachsmodellation

4.2.8. Herstellung der Keramikkrone

Zur Modellation der Krone wurde „Empress Wax“, „Cervical Wax“ und „Sculpturing Wax“ (Ivoclar Vivadent AG) verwendet. Der Schmelzpunkt liegt bei 57,3°C. Bei der Modellation erfolgte eine Abschrägung der Krone an der vestibulären Fläche.

Zum Anstiften der Wachskäppchen wurde ein Anstiftkanal mit einem Durchmesser von 3 mm verwendet. Der Abstand zwischen den Objekten betrug mindestens 3 mm und der Abstand zum Silikonring mindestens 10 mm, der Anstiftwinkel auf der Muffelbasis betrug 45° - 60°. Die Wachskronen konnten zu jeweils vier bis fünf Stück in einer Muffel eingebettet werden.

Es wurde eine phosphatgebundene Einbettmasse für die konventionelle Aufheizmethode verwendet (IPS® PressVest Einbettmasse; IPS® PressVest Pulver und IPS® PressVest Liquid, Ivoclar Vivadent AG). Die Einbettung erfolgte entsprechend den Herstellerangaben mittels Silikonmuffelformer (Ivoclar Vivadent AG). Nach einer Abbindezeit von 60 Minuten wurden der Silikonringformer und die Muffelbasis entfernt und die Muffel in dem Vorwärmofen platziert. Nach Beenden des Vorwärmzyklus erfolgte das Pressen der Keramik im Pressofen (IPS® Empress Ivoclar) mit den IPS e.max® Press Rohlingen (Ivoclar Vivadent AG).

Nach einer Abkühlzeit von ca. 60 Minuten wurde die Länge des Presskolbens markiert und die Muffel mittels einer Trennscheibe separiert. Die Grobausbettung erfolgte mit einem Glanzstrahlmittel (Harnisch & Rieth) bei einem Druck von 4 bar, die Feinausbettung mit einem Glanzstrahlmittel bei einem Druck von 2 bar.

Nach der Feinausbettung wurde die beim Pressvorgang entstandene Reaktionsschicht mit IPS® e.max Press Invex Liquid (Ivoclar Vivadent AG) und anschließender Behandlung mit einem Glanzstrahlmittel (Harnisch & Rieth) bei einem Druck von 1-2 bar entfernt. Die Presskanäle wurden mit einer dünnen Diamanttrennscheibe (Scheu-Dental GmbH) abgetrennt und die Ansatzstelle der Presskanäle mit einer diamantierten Fräse (Gebr. Brasseler) bearbeitet.



Foto 4: Gepresste und ausgebettete Keramikkronen

4.2.9. Vorbereiten der Keramikkrone

Zur Verstärkung der Haftwirkung zwischen der Keramikoberfläche und dem Befestigungszement wurden die Keramikaufbauten mit Flusssäuregel (IPS[®] Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent) 20 Sekunden behandelt. Das IPS[®] Ceramic Ätzgel besteht aus weniger als 5% Fluorwasserstoffsäure HF.

Anschließend wurden sie für 60 Sekunden mit Monobond-S (Ivoclar Vivadent) silanisiert (Monobond-S ist ein Einkomponenten-Haftvermittler, der einen chemischen, dauerhaften Verbund zwischen Keramik und Komposit bewirkt. 1 g Flüssigkeit enthält 1 Gew.% 3-Methacryloxypropyl-trimethoxysilan und 99 Gew.% Wasser/Ethanol Lösung).



Foto 5: Geätzte und silanisierte Keramikkrone

4.2.10. Einsetzen der Keramikkrone

Zur Befestigung wurde Variolink[®] Ultra (Ivoclar Vivadent AG), Variolink[®] II (Ivoclar Vivadent AG), Optibond[®] FL (KerrHawe) und Syntac[®] Classic (Ivoclar Vivadent AG) verwendet. Zur Differenzierung wurden die Zähne durchgehend in Gruppen eingeteilt.

Auf die Zahnstümpfe der Gruppe 1 wurden die Keramikkrone in der Kombination von Syntac[®] Classic und Variolink[®] Ultra adhäsiv befestigt. Die Keramikkrone in der Gruppe 2 wurden mit Optibond[®] FL und Variolink[®] II, die Keramikkrone der Gruppe 3 mit Syntac[®] Classic und Variolink[®] II und die Keramikkrone der Gruppe 4 mit Optibond[®] FL und Variolink[®] Ultra befestigt.



Foto 6: Hergestellter Probenkörper

4.2.11. Einteilung der Versuchsgruppen

Gruppe 1	Syntac[®] Classic	Variolink[®] Ultra
Gruppe 2	Optibond[®] FL	Variolink[®] II
Gruppe 3	Syntac[®] Classic	Variolink[®] II
Gruppe 4	Optibond[®] FL	Variolink[®] Ultra

Tabelle 2 : Versuchsgruppen

4.2.11.1. Gruppe 1: Syntac[®] Classic/ Variolink[®] Ultra

Die Zahnstümpfe der Gruppe 1 wurden mit 37% iger Phosphorsäure angeätzt, wobei die Säure zuerst für 20 Sekunden auf den Schmelz appliziert und danach zusätzlich für 10 Sekunden auf das Dentin aufgetragen wurde. Mit einem Wasserstrahl wurde sie abgespült, anschließend wurde die überschüssige Feuchtigkeit mit einem Luftpüster so getrocknet, dass danach noch eine leicht feucht schimmernde Dentinoberfläche erkennbar war.

Total-Etch[®] (Ivoclar Vivadent AG) ist ein Gel zur Schmelzätzung und Dentinkonditionierung zur adhäsiven Befestigung von laborgefertigten Restaurationen aus Vollkeramik oder Komposit, sowie auch von direkten Kompositfüllungen. Es enthält Phosphorsäure (37 Gew.% in Wasser), Verdickungsmittel und Farbstoff.

Nach der kurzen Trocknung mittels ölfreier Luft wurde gemäß den Herstellerangaben für

15 Sekunden der Syntac[®] Primer mit einem Einmalpinsel aufgetragen und mit einem Luftbläser getrocknet. Danach wurde das Syntac[®] Adhäsiv aufgetragen und nach 10 Sekunden Einwirkzeit der Zahnstumpf mit einem Luftbläser getrocknet. Dann erfolgte das Auftragen des Heliobonds[®] (Ivoclar Vivadent AG) mittels Einmalpinsel und anschließendem Verblasen. Auf das getrennte Lichthärten des Heliobonds wurde gemäß den Herstellerangaben verzichtet.

Variolink[®] Ultra wurde zu gleichen Teilen (Verhältnis 1:1) auf einem Anmischblock für 10 Sekunden vermischt und mit einem Spatel gleichmäßig auf die Restauration verteilt. Die Keramikkrone wurde ohne Ultraschall eingesetzt, Überschüsse entfernt und für 40 Sekunden von allen Seiten polymerisiert. Verbliebene Überschüsse wurden anschließend mit einem Finierdiamanten entfernt.

4.2.11.2. Gruppe 2: Optibond[®] FL/ Variolink[®] II

Die Zahnstümpfe der Gruppe 2 wurden ebenfalls wie die der Gruppe 1 mit Phosphorsäure vorbehandelt.

Der Optibond[®] FL Primer wurde mit einem Einmalpinsel aufgetragen und für 30 Sekunden verteilt. Nach kurzer Luftbläser Trocknung erfolgte die Applikation des Adhäsivs und anschließende erneute Trocknung mit einem Luftbläser.

Variolink[®] II wurde zu gleichen Teilen (Verhältnis 1:1) angemischt und in die Restauration gegeben. Nach dem Einsetzen wurden die Überschüsse entfernt und für 40 Sekunden von allen Seiten polymerisiert. Verbliebene Überschüsse wurden mit einem Finierdiamanten entfernt.

4.2.11.3. Gruppe 3: Syntac[®] Classic/ Variolink[®] II

Die Zahnstümpfe der Gruppe 3 wurden wie in Gruppe 1 und 2 beschrieben mit Syntac[®] Classic und Variolink[®] II versorgt.

4.2.11.4. Gruppe 4: Optibond[®] FL/ Variolink[®] Ultra

Die Zahnstümpfe der Gruppe 4 wurden wie in Gruppe 1 und 2 beschrieben mit Optibond[®] FL und Variolink[®] Ultra versorgt.

4.3. Weiterverarbeitung der Proben

4.3.1. Wasserlagerung

Alle 74 Proben verblieben nach der Befestigung der Keramikaufbauten in der 0,9% Natriumhypochlorid-Lösung mit einem Zusatz von 0,02% Natriumacid und wurden bei 4°C für 14 Tage gelagert.

4.3.2. Thermische Wechselbelastung

Im Anschluss wurden alle Proben einem thermischen Ermüdungsprozess durch zyklische Temperaturwechselbadbelastung unterzogen. In den Wassertauchbädern befand sich destilliertes Wasser, welches jeweils konstant auf 5°C und 55°C gehalten wurde. Die Probenkörper befanden sich in einem Behälter, der durch eine druckluftgeführte Schiene 60 Sekunden in das Becken mit 5° kaltem Wasser eintauchte und dann für 60 Sekunden in das 55° warme Becken überwechselte. Dieser Vorgang wurde in 2000 Zyklen durchgeführt.

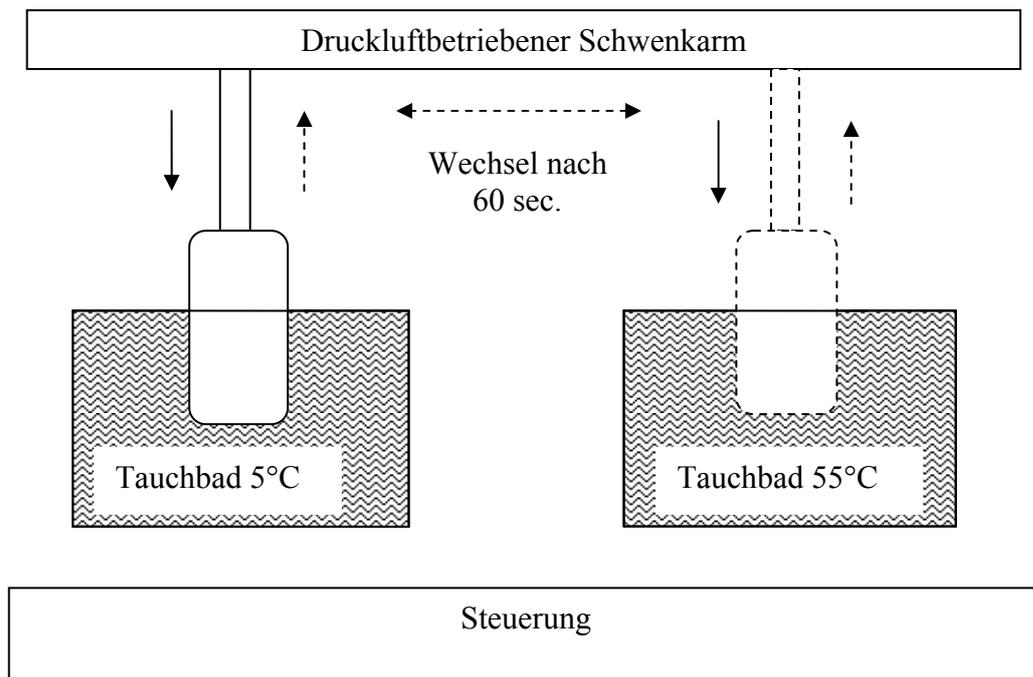


Abbildung 1: Skizze der thermischen Wechselbadbelastung

4.3.3. Belastung durch die Prüfmaschine

Zur Druckbelastung wurden die Proben im 45°-Winkel zur Zahnachse in einen Probenhalter eingespannt.

Es erfolgte eine intermittierende Belastung ausgehend von 100 N mit 800 Zyklen in Anlehnung an die Untersuchung von Jendritzki (Med Diss Bonn, 1995) und Grösser (Med Diss Bonn, 1994) zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Danach wurde mit einer Steigerung um jeweils 100 N für weitere 800 Zyklen belastet. Bei Probenbruch wurde der Versuch gestoppt, die erreichte Kraft und Zyklusanzahl wurde aufgezeichnet.

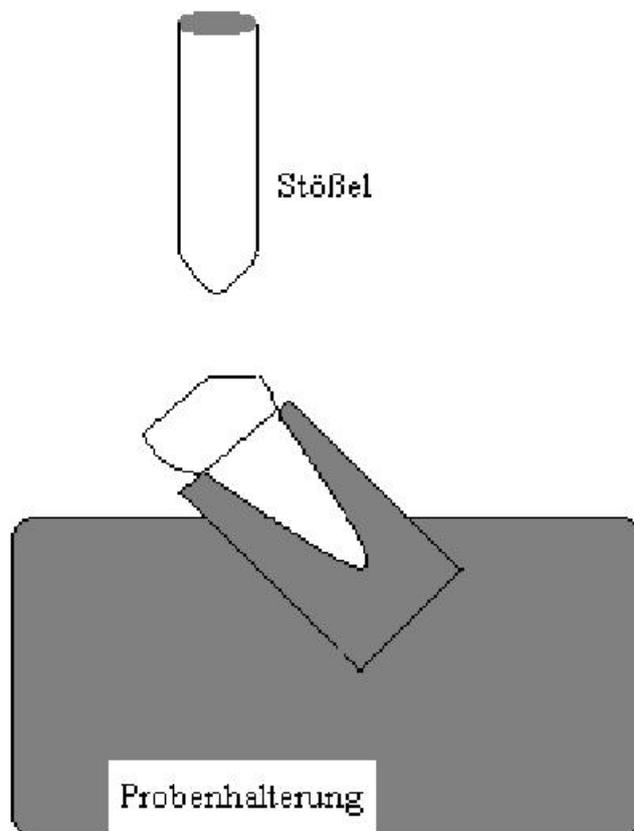


Abbildung 2: Skizzierung der Probenhalterung

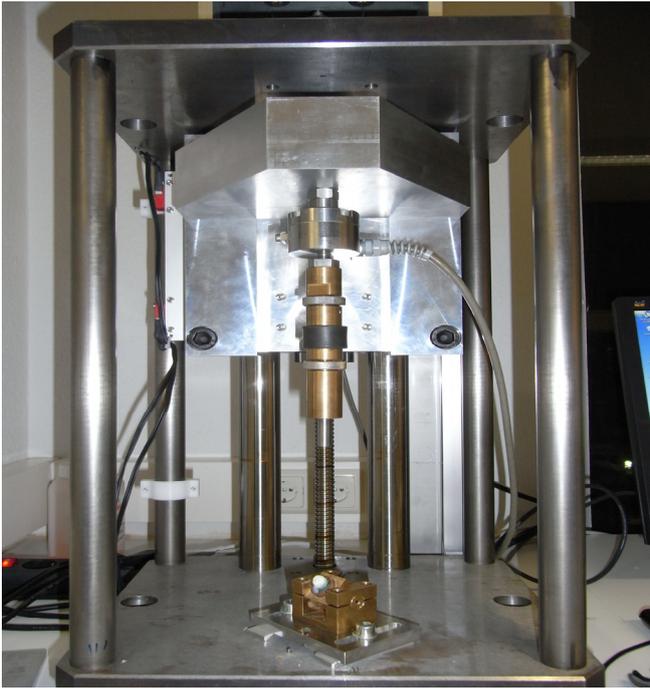


Foto 7: Prüfmaschine mit eingespanntem Probenhalter

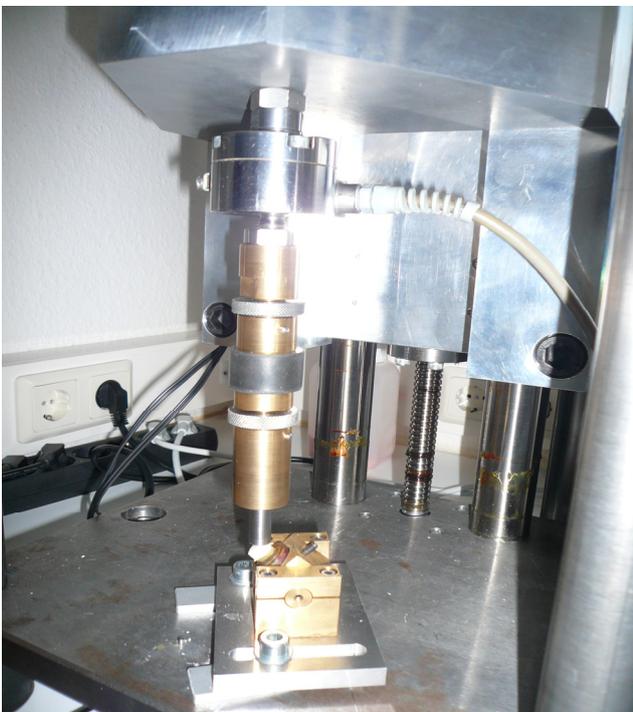


Foto 8: Prüfmaschine während der Wechsellastprüfung

4.3.3.1. Komponenten der Prüfmaschine „Mini-Zwick“ (Konstruktion: M. Grüner)

- Rahmen bestehend aus Kopf- und Basisplatte, an den 4 Ecken verbunden mit 30mm Stahlwellen
- Bewegliche Traverse mit integrierten Präzisionskugelhäufigen als Führung
- Gehärtete und geschliffene Präzisionsführungsspindeln für Traversenführung
- Präzisions-Kugelgewindespindel passend zu der in der Traverse eingebauten Kugelumlaufmutter
- Scheibenläufer Servomotor mit integriertem Tachogenerator
- Mikro-Endschaltern für Endbegrenzung
- Vollbrücken DMS-Kraftaufnehmer
- Inkremental-Wegmesssystem LS 476 (Fa. Heidenhain)
- Leistungselektronik MTRB 600 (Fa. Mattke)
- Steuerelektronik (Fa. Mattke)
- PC-Steuerungsrechner mit Steuerprogramm und Datenspeicherung

4.3.3.2. Technische Daten

- Geschwindigkeit 0,1 mm/min bis 1000 mm/min
- Maximale Kraft 2000 N kurzzeitig, 1400 N permanent
- Positionsmessung Auflösung 4 µm, Reproduzierbarkeit 10 µm
- Kraftmessung Auflösung 0.5 N, Reproduzierbare Krafteinstellung 1N
- Maximale Belastungsrate bei 100 N 5 Hz, bei 1500 N 1 Hz
- Probenbruchererkennung durch Positionsüberwachung

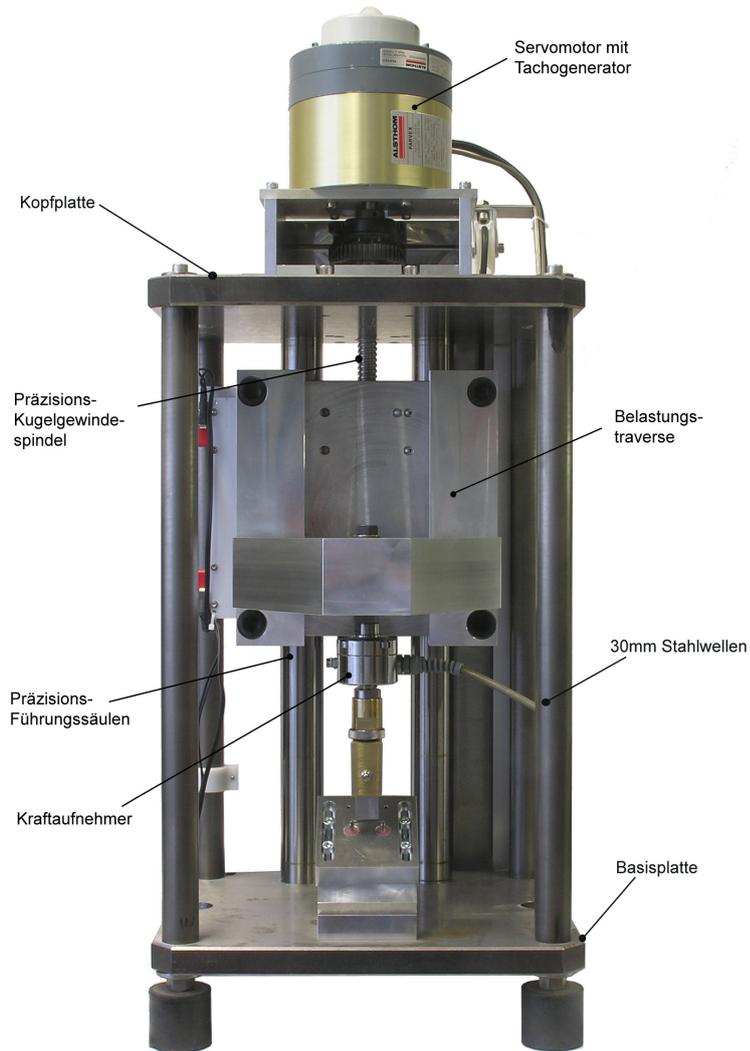


Foto 9: Prüfmaschine „Mini-Zwick“

4.3.3.3. Funktionsbeschreibung (Software: M. Grüner)

Die Rotationsbewegung der von einem Servomotor angetriebenen Gewindespindel wird in eine Linearbewegung der Traverse umgewandelt.

Die Motorsteuerung erhält ihre Sollwerte für die Geschwindigkeit über eine Analogspannung, die vom Steuerprogramm im PC vorgegeben wird. Dieser Sollwert wird in der Motorsteuerung mit dem Istwert, der vom mitlaufenden Tachogenerator generiert wird, verglichen und die Differenzspannung in einen dazu korrespondierenden Steuerstrom für den Motor umgewandelt. Das Steuerprogramm wertet zudem die Signale des Kraftsensors und die Wegimpulse des Inkrementalgebers aus, sodass sowohl kraft- als auch weggesteuert gefahren werden kann.

Die Steuerung über den PC via Programm bietet den großen Vorteil der flexiblen Anpassung an die jeweilige Aufgabe.

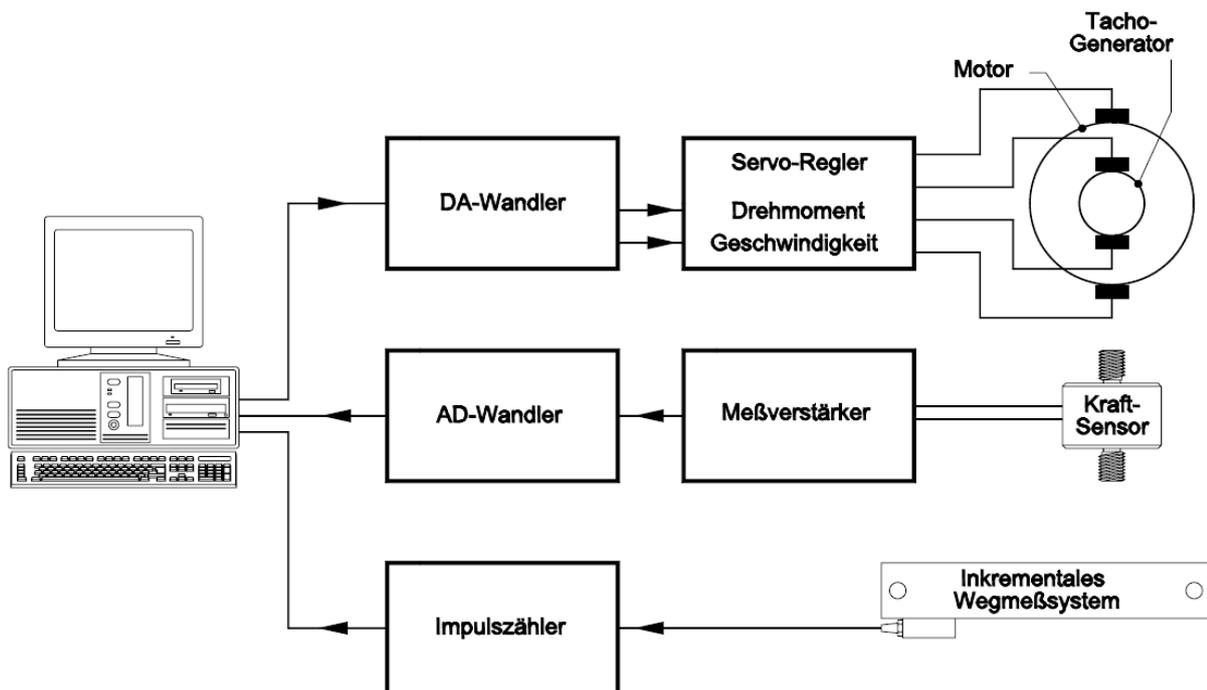


Abbildung 3: Versuchsaufbau

4.3.4. Untersuchung der Frakturart unter dem Mikroskop

Zur Überprüfung der Frakturarten wurden die Keramikronen unter einem Mikroskop (Fa Zeiss, Jena, Deutschland) mit einer 10 fachen Vergrößerung auf Rückstände des Befestigungs-Komposits untersucht.

4.4. Auswertung der gewonnenen Daten

Zur Bestimmung der Resultate der Untersuchung wurden die gesammelten Daten jeder Probe einzeln notiert. Folgende Werte wurden ermittelt und in die Auswertung der Ergebnisse miteinbezogen:

Kraft [N]: die maximal erreichte Kraft bis zum Probenbruch der einzelnen Probe

Belastungen [Σ Bel]: Anzahl der erreichten Belastungen innerhalb jeder Kraftstufe bis zum Probenbruch der einzelnen Probe

Druck [MPa]: der maximal erreichte Druck bis zum Probenbruch der einzelnen Probe

Art der Fraktur: Fraktur des Aufbaus (A), Fraktur von Zahnhartsubstanz im Wurzelbereich ohne erkennbare Beteiligung des Aufbaus (Z) und Fraktur des Klebeverbundes zwischen Zahnoberfläche und Keramik (F)

4.4.1. Statistik

Der **arithmetische Mittelwert** \bar{x} und die **Standardabweichung** s wurden für die frakturierten Proben der vier Gruppen bestimmt und zwar bezüglich der Anzahl der Belastungen [Σ Bel], für die maximal erreichte Kraft [N] und den maximal erreichten Druck [MPa].

Der Druck ergibt sich als Quotient aus der in Abscherrichtung wirkenden Kraft ($\sin 45^\circ$ multipliziert mit der Gesamtkraft) und der Zahnoberfläche der jeweiligen Probe.

Die Standardabweichung wurde mit folgender Formel berechnet:

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

Diese Werte wurden in Balkendiagrammen dargestellt.

Der **Box-Plot** ist ein Diagramm, welches robuste Streuungs- und Lagemaße in einer Darstellung zusammenfasst. Die Werte werden in der sogenannten Fünf-Punkte-Zusammenfassung, also der Median, die zwei Quartile und die beiden Extremwerte, dargestellt. Die Box entspricht dem Bereich, in dem die mittleren 50% der Daten liegen. Sie wird also durch das obere und das untere

Quartil begrenzt. Der Median wird als durchgehender Strich in der Box eingezeichnet. Dieser Strich teilt das gesamte Diagramm in zwei Hälften, in denen jeweils 50 % der Daten liegen. Minimum und Maximum der Werte sind antennenartig mit der Box verbunden.

Der **Spearman'sche Rangkorrelationskoeffizient r_s** wurde verwendet, um eine Aussage über die Korrelation zwischen der Haftfestigkeit der Keramikaufbauten und der Querschnittsgröße der Zahnstumpfoberfläche treffen zu können. Dieser wird von Ausreißern wenig beeinflusst.

Wir bestimmten den Korrelationskoeffizienten derart, dass die Querschnittsfläche die Werte der x-Achse darstellten und die maximale Haftfestigkeit die der y-Achse. Je nach Größe der x- und y-Werte teilten wir ihnen Ränge zu. Sämtliche Stichproben wurden einbezogen.

Die Formel des Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten lautet:

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum D_i^2}{n^3 - n}$$

n = Anzahl der Wertepaare

D_i = Rangdifferenz des einzelnen Wertepaares

([Rang des x-Wertes] – [Rang des y-Wertes])

Weitere statistische Auswertungen erfolgten unter Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests und des Kruskal-Wallis-Tests.

Der Mann-Whitney-U-Test ist ein parameterfreier Test, der dem Vergleich der zentralen Tendenz zweier unabhängiger Stichproben dient. Geprüft werden soll, ob beiden Stichproben dieselbe Grundgesamtheit zugrunde liegt.

Der Kruskal-Wallis-Test ist ein parameterfreier Test zum Vergleich der Mittelwerte mehrerer unabhängiger Stichproben.

p-Werte $\leq 0,05$ wurden als signifikant gewertet.

5. Ergebnisse

5.1. Thermozyklische Wechselbadbelastung

Die Prüfkörper wurden nach der thermozyklischen Wechselbadbelastung einer visuellen Prüfung mit einer 10-fachen Vergrößerung unter Zuhilfenahme eines Mikroskops unterzogen. Jede der 74 Probenkörper hielt der thermozyklischen Wechselbadbelastung stand.

Bei den Vollkeramikronen konnten keine Sprünge oder sonstige Fehlstellen festgestellt werden.

5.2. Ergebnisse des intermittierenden Belastungsversuchs

5.2.1. Bruchverhalten der Proben

Die Abbildung 4 zeigt die Anzahl und die Art der eingetretenen Frakturen nach Belastung der Proben mit der Prüfmaschine im 45°-Winkel für die vier einzelnen Gruppen. Unterschieden wurde hierbei zwischen einer Fraktur der Zahnhartsubstanz im Wurzelbereich, einer Fraktur des Keramikaufbaus und einer Fraktur des Verbundes zwischen der Zahnstumpfoberfläche und dem Keramikaufbau.

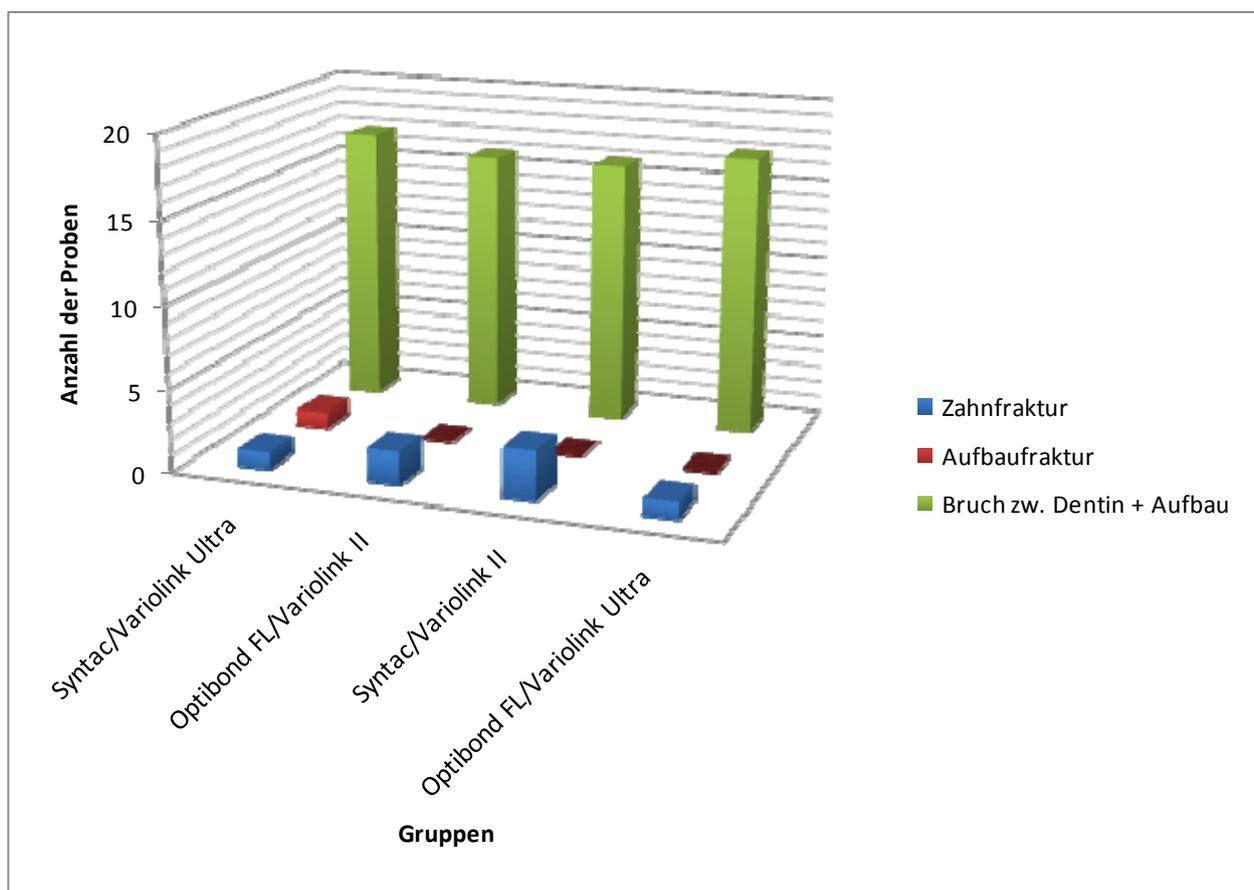


Abb. 4: Gruppenspezifische Einteilung nach Art und Anzahl der Frakturen nach Belastung im 45°-Winkel zur Zahnachse

Die Abbildung 5 zeigt die Anzahl der oben genannten drei unterschiedlichen aufgetretenen Frakturarten während der Wechsellastprüfung in Bezug auf die Zahntypen. Zahnfrakturen ereigneten sich bei den Frontzähnen und Prämolaren, bei den Molaren blieb die Zahnhartsubstanz erhalten. Bei allen Zahntypen kam es am häufigsten zur Fraktur des Klebeverbundes zwischen Zahnoberfläche und Keramikaufbau.

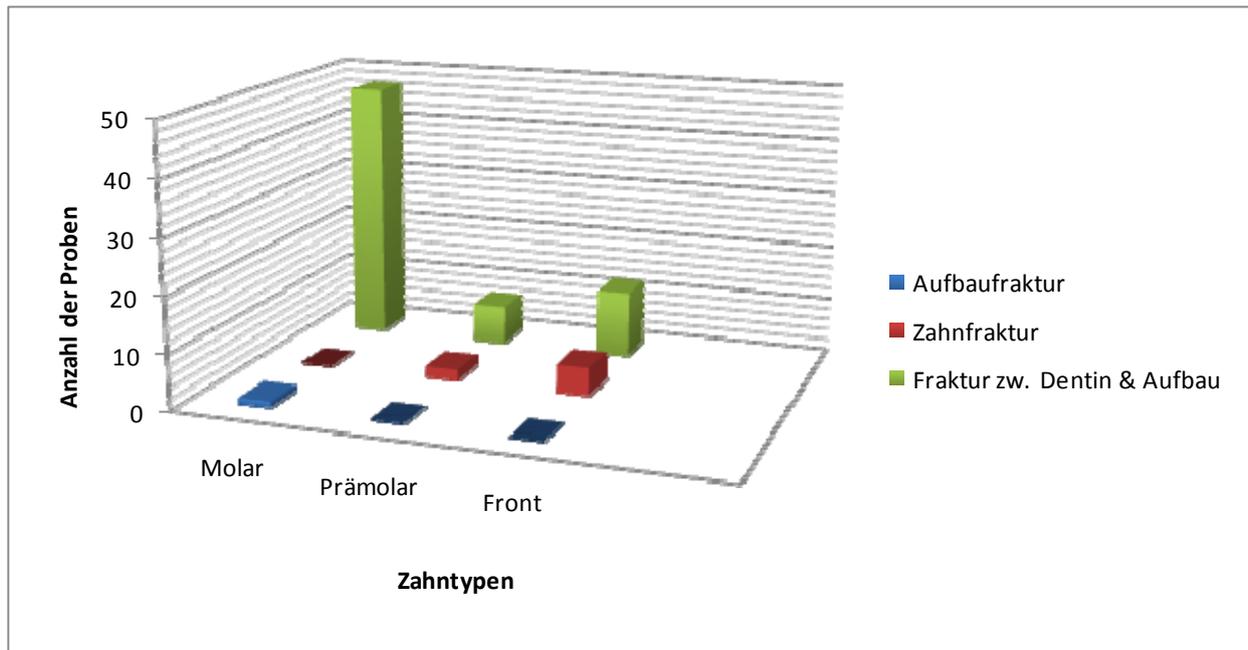


Abb. 5: Zahntypspezifische Einteilung nach Art und Anzahl der Frakturen nach Belastungen im 45 °-Winkel zur Zahnachse

5.2.2. Mittlere Bruchkraft der gebrochenen Proben der jeweiligen Gruppen

Der intermittierende Belastungsversuch ergab für die Versuchsserie und die jeweiligen vier Versuchsgruppen folgende in Abbildung 6 ersichtlichen Kraftgrenzenmittelwerte:

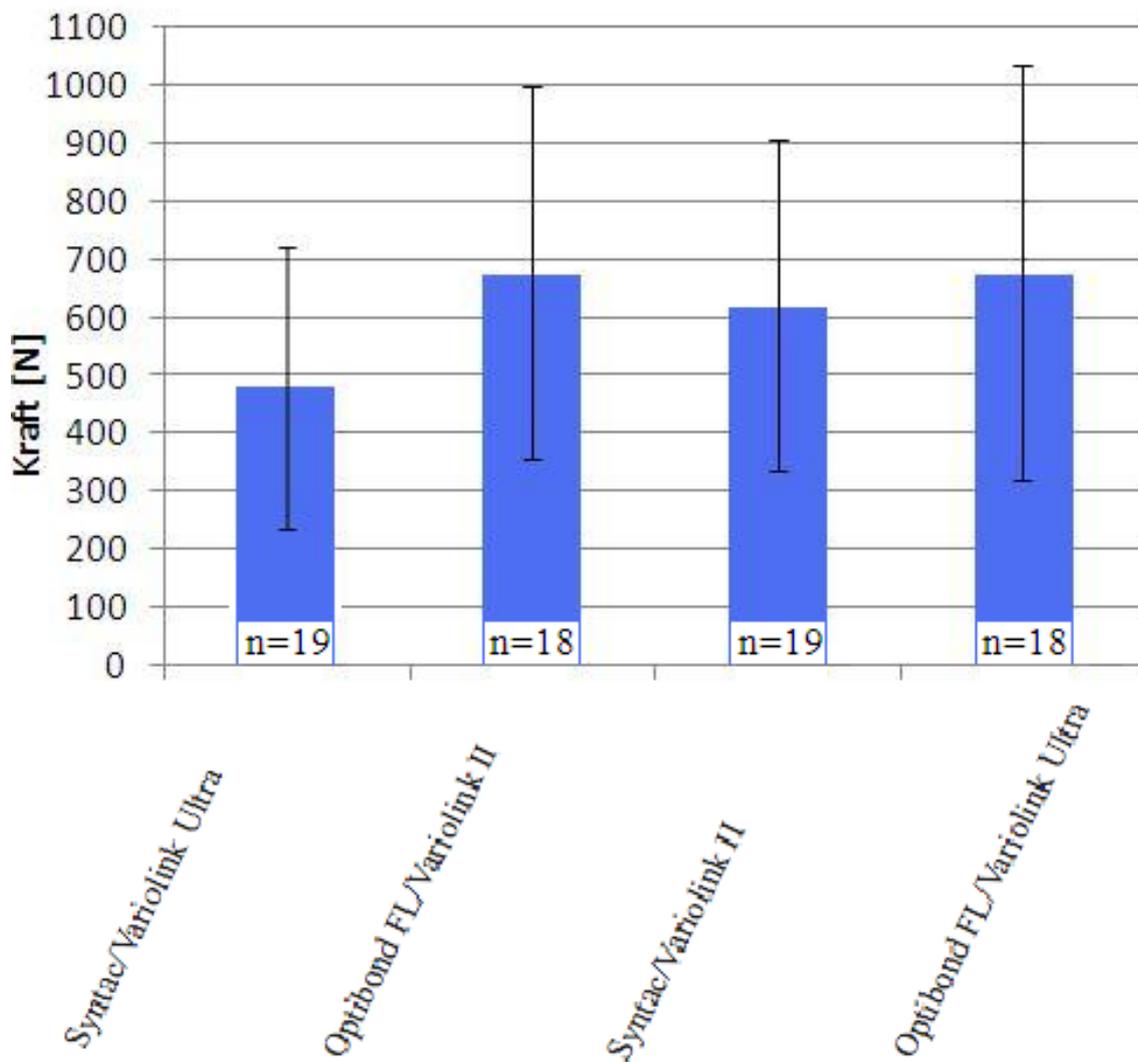


Abb. 6: Arithmetische Mittelwerte der Kraftgrenzen und ihre Standardabweichungen in Bezug auf die Gruppen

Wie in Tabelle 3 dargestellt, ergibt sich für die Versuchsgruppe 1 ein arithmetischer Mittelwert von 478,95 N mit einer Standardabweichung von 241,88 N. Für die Versuchsgruppe 2 ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 672,22 N und eine Standardabweichung von 326,27 N, der arithmetische Mittelwert der Gruppe 3 liegt bei 615,79 N bei einer Standardabweichung von 287,02 N und der arithmetische Mittelwert der Gruppe 4 bei 672,22 N mit einer Standardabweichung von 358,71 N.

Gruppe	Arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Arithmetischer Mittelwert der Fläche [cm²]
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra)	478,95 N	241,88 N	0,664 cm ²
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/ Variolink [®] II)	672,22 N	326,27 N	0,683 cm ²
Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II)	615,79 N	287,02 N	0,693 cm ²
Gruppe 4 (Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra)	672,22 N	358,71 N	0,688 cm ²

Tabelle 3: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte und der Standardabweichungen in Bezug auf die Kraft

5.2.3. Maximal erreichte Kraft der Gruppen in einer Box-Plot-Darstellung

Der intermittierende Belastungsversuch ergab für die Versuchsserie und die jeweiligen vier Versuchsgruppen folgende in Abbildung 7 ersichtlichen Kraftgrenzenmedianwerte:

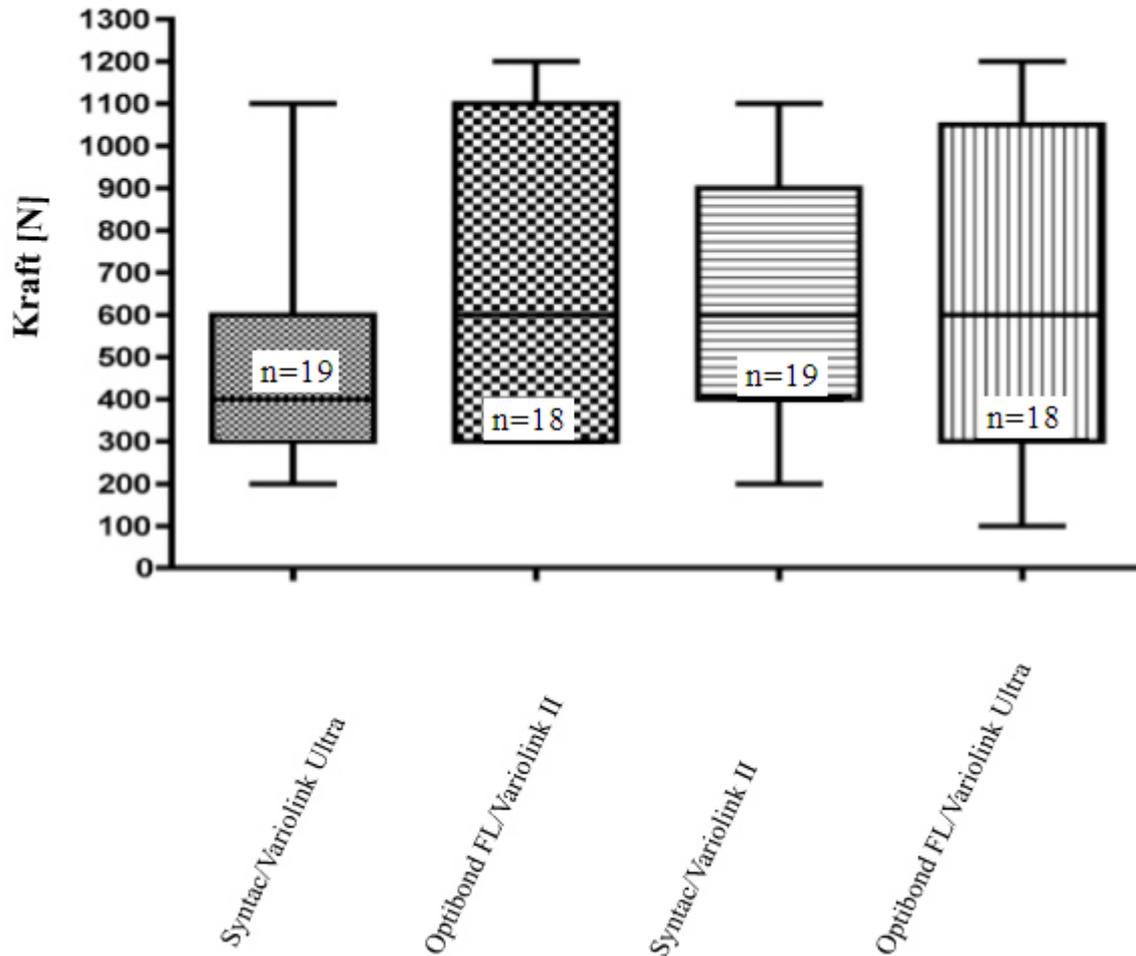


Abb. 7: Box-Plots-Darstellung der maximal erreichten Kraft in Bezug auf die jeweiligen Gruppen

In Tabelle 4 sind die Medianwerte, Quartilwerte und Extremwerte (Minimum und Maximum) der einzelnen Gruppen in Bezug auf die jeweilige erreichte Kraft dargestellt.

	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra (Gruppe 1)	Optibond [®] FL/ Variolink [®] II (Gruppe 2)	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II (Gruppe 3)	Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra (Gruppe 4)
Anzahl der Proben	19	18	19	18
Minimum	200 N	300 N	200 N	100 N
25% Quartil	300 N	300 N	400 N	300 N
Medianwert	400 N	600 N	600 N	600 N
75% Quartil	600 N	1100 N	900 N	1050 N
Maximum	1100 N	1200 N	1100 N	1200 N

Tabelle 4: Darstellung der Medianwerte, Quartilwerte und Extremwerte

Die Werte der vier Gruppen wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test auf einen möglichen Zusammenhang der Verteilungen untersucht. Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied (**p-Wert = 0,2591**).

Der Mann-Whitney-U-Test für den Vergleich von jeweils zwei der vier Gruppen zeigte keine statistische Signifikanz. Die **p-Werte** der statistischen Auswertung liegen über **0,07**.

Die Einzelergebnisse befinden sich im Anhang in der Tabelle 23 auf Seite 87.

5.2.4. Mittlere Bruchkraft der gebrochenen Proben bezüglich des Zahntyps

Die Ergebnisse der mittleren Bruchkraft der Molaren, Prämolaren und Frontzähne aller Gruppen sind in Abbildung 8 dargestellt.

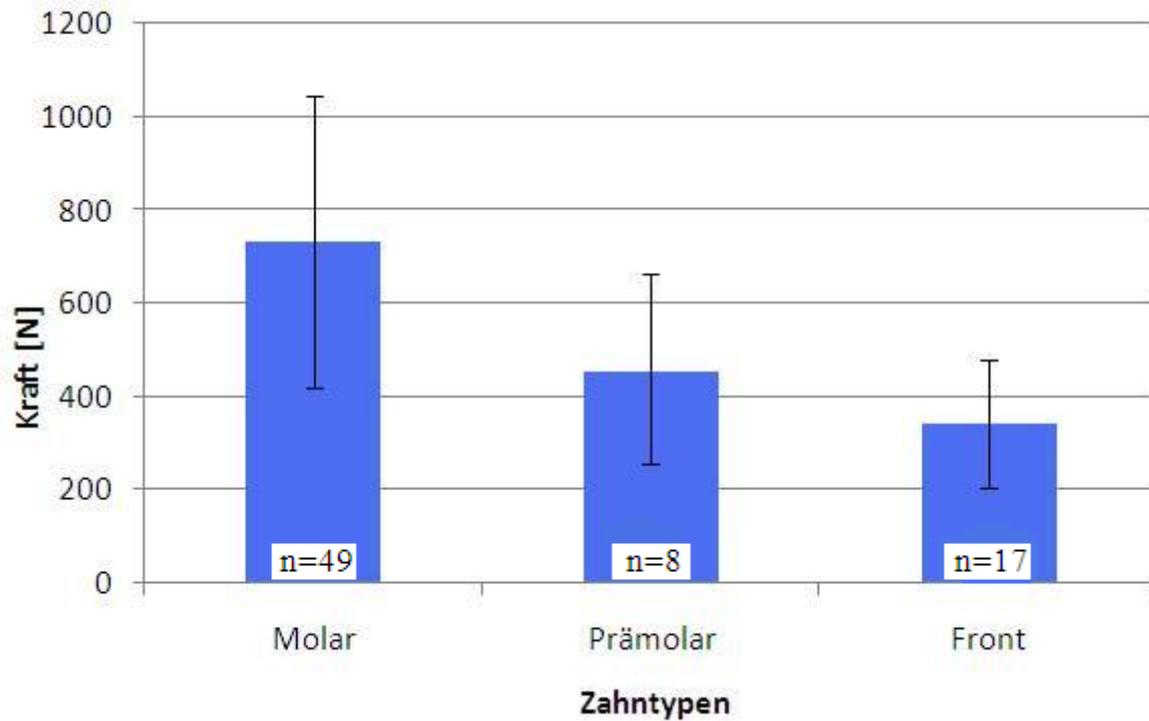


Abb. 8: Arithmetische Mittelwerte der Kraftgrenzen und ihre Standardabweichung in Bezug auf den jeweiligen Zahntyp

Wie in Tabelle 5 dargestellt, ergibt sich für die Molaren ein arithmetischer Mittelwert von 731,25 N mit einer Standardabweichung von 312,27 N, für die Prämolaren ein arithmetischer Mittelwert von 455,56 N mit einer Standardabweichung von 206,83 N und für die Frontzähne ein arithmetischer Mittelwert von 341,18 N mit einer Standardabweichung von 137,20 N.

Zahntyp	Arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Arithmetischer Mittelwert der Fläche [cm²]
Molar	731,25 N	312,27 N	0,835 cm ²
Prämolar	455,56 N	206,83 N	0,469 cm ²
Frontzahn	341,18 N	137,20 N	0,338 cm ²

Tabelle 5: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte und der Standardabweichungen in Bezug auf die Kraft und Zahntypen

5.2.5. Mittlere Anzahl der maximal erreichten Belastungen der gebrochenen Proben der jeweiligen Gruppen

Für die Anzahl der Belastungen ergaben sich die in der nachfolgenden Abbildung 9 dargestellten arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen:

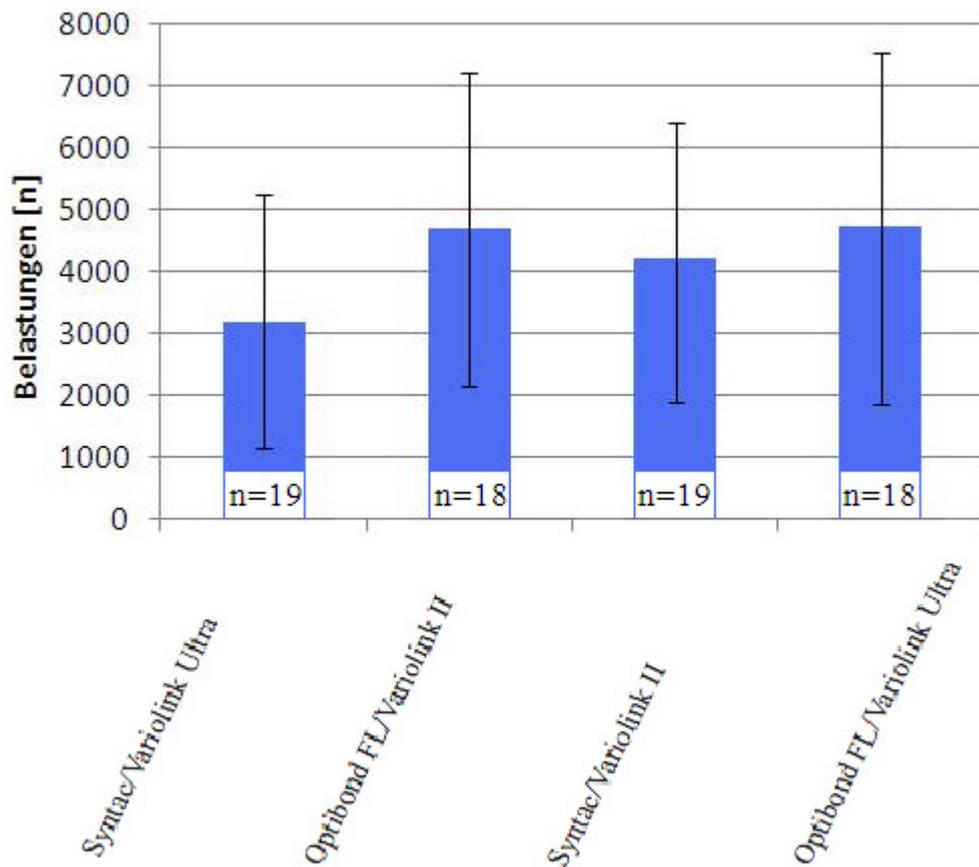


Abb. 9: Arithmetische Mittelwerte der Belastungen und ihre Standardabweichungen in Bezug auf die jeweiligen Gruppen

In Tabelle 6 sind die arithmetischen Mittelwerte und ihre Standardabweichungen der einzelnen Gruppen in Bezug auf die jeweiligen erreichten Belastungszahlen dargestellt.

Für die Versuchsgruppe 1 ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 3187,42 mit einer Standardabweichung von 2058,13. Für die Versuchsgruppe 2 liegt der arithmetische Mittelwert bei 4694,50 bei einer Standardabweichung von 2556,78, die Versuchsgruppe 3 weist einen arithmetischen Mittelwert von 4219,53 bei einer Standardabweichung von 2336,61 und die Versuchsgruppe 4 einen arithmetischen Mittelwert von 4724,39 und eine Standardabweichung von 2918,47 auf.

Gruppe	Arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Arithmetischer Mittelwert der Fläche [cm²]
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra)	3187,42	2058,13	0,664 cm ²
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/ Variolink [®] II)	4694,50	2556,78	0,683 cm ²
Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II)	4219,53	2336,61	0,693 cm ²
Gruppe 4 (Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra)	4724,39	2918,47	0,688 cm ²

Tabelle 6: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte und der Standardabweichungen in Bezug auf die Belastungen

5.2.6. Maximal erreichte Belastungen der Gruppen in einer Box-Plot-Darstellung

Median, Quartilwerte und Extremwerte (Minimum und Maximum) der jeweils maximal erreichten Belastung einer Probe werden für alle getesteten Gruppen in einem Box-Plot-Diagramm dargestellt.

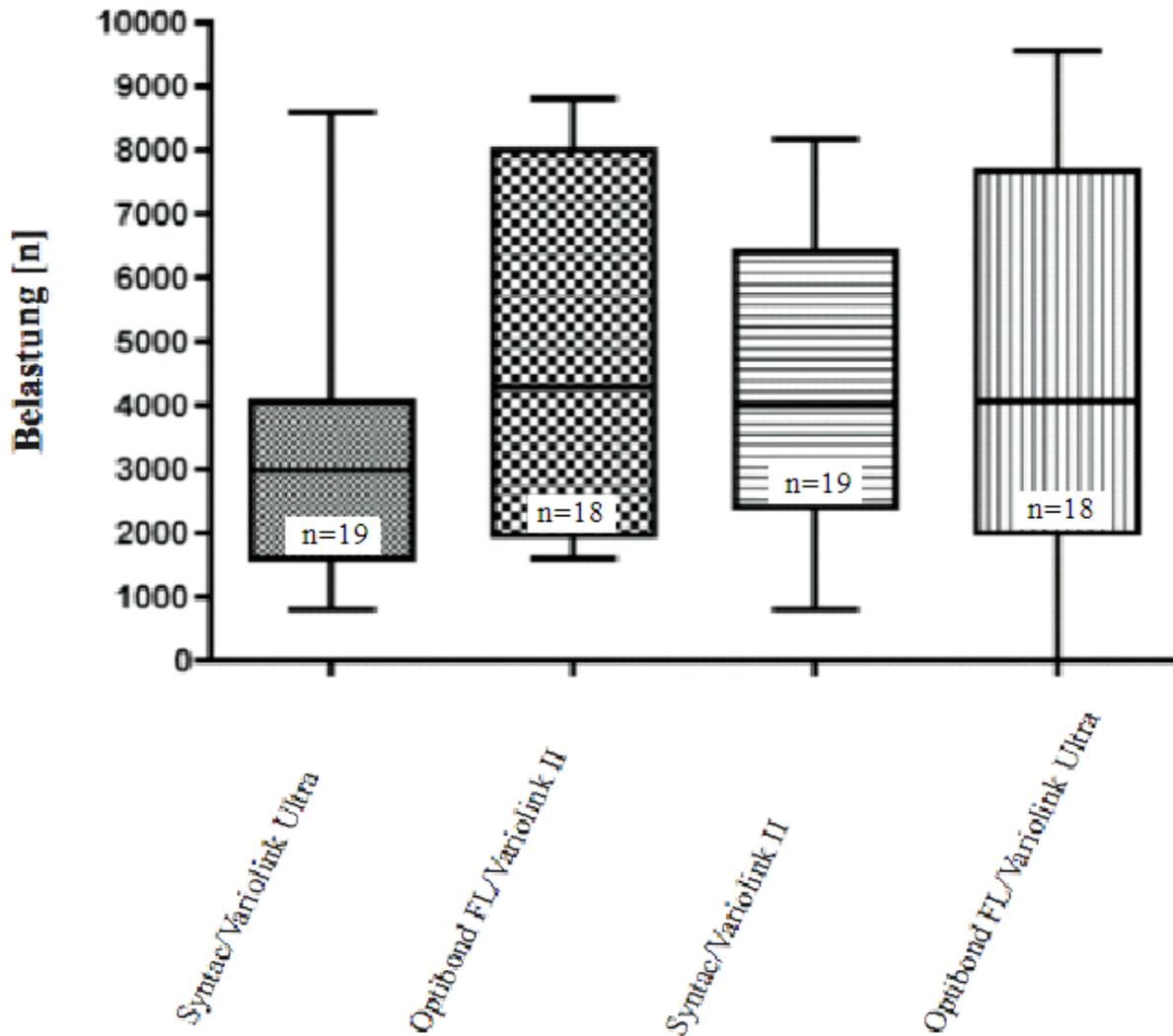


Abb. 10: Box-Plots-Darstellung der maximal erreichten Belastungen in Bezug auf die jeweiligen Gruppen

In Tabelle 7 sind die Medianwerte, Quartilwerte und Extremwerte (Minimum und Maximum) der einzelnen Gruppen in Bezug auf die jeweiligen erreichten Belastungszahlen dargestellt.

	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra (Gruppe 1)	Optibond [®] FL/ Variolink [®] II (Gruppe 2)	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II (Gruppe 3)	Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra (Gruppe 4)
Anzahl der Proben	19	18	19	18
Minimum	801,0	1601	801,0	2,000
25% Quartil	1601	1958	2401	2000
Medianwert	2983	4284	4001	4061
75% Quartil	4051	8001	6412	7669
Maximum	8592	8801	8169	9554

Tabelle 7: Darstellung der Medianwerte, Quartilwerte und Extremwerte

Die Werte der vier Gruppen wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test auf einen möglichen Zusammenhang der Verteilungen untersucht. Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied (**p=0,2791**).

Der Mann-Whitney-U-Test für den Vergleich von jeweils zwei der vier Gruppen zeigte keine statistische Signifikanz. Die **p-Werte** der statistischen Auswertung liegen über **0,1489**.

Die Einzelergebnisse befinden sich im Anhang in der Tabelle 24 auf Seite 87.

5.2.7. Mittlere Anzahl der maximal erreichten Belastungen der gebrochenen Probe des jeweiligen Zahntyps

Bezogen auf die maximal erreichten Belastungen der Molaren, Prämolaren und Frontzähne ergaben sich folgende, in der Abbildung 11, dargestellten Werte:

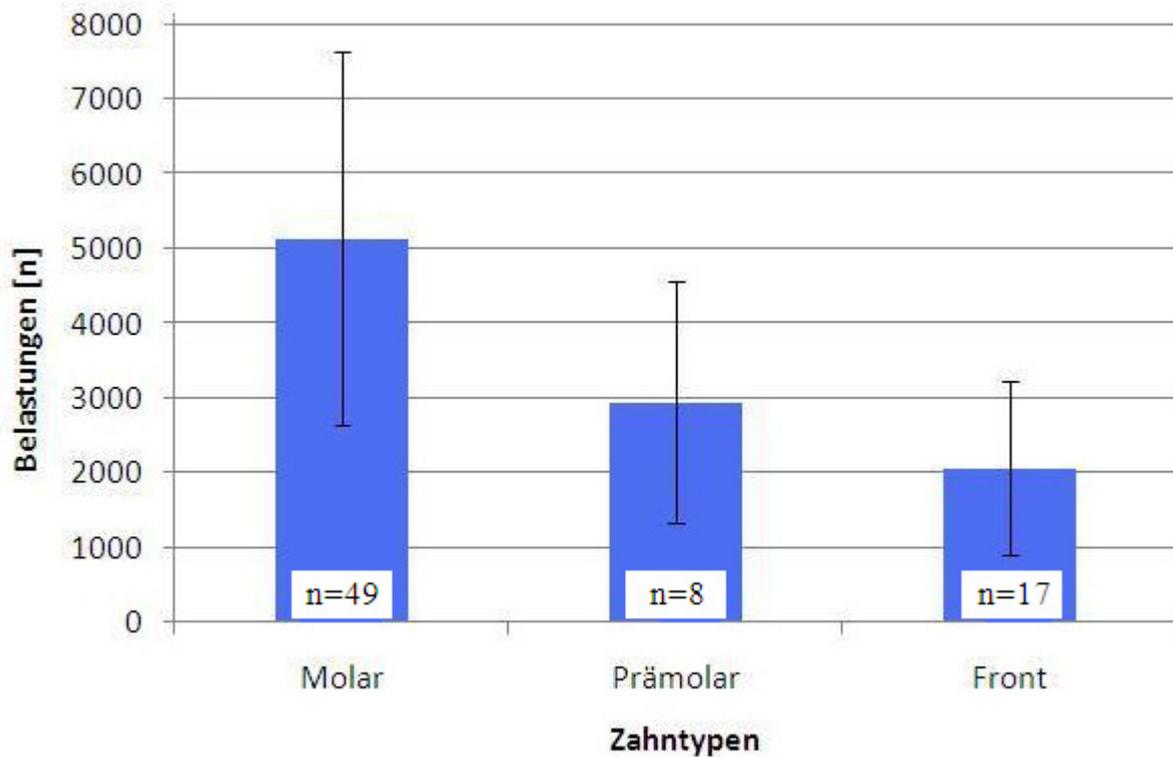


Abb. 11: Arithmetische Mittelwerte der erreichten Belastungen und ihre Standardabweichungen in Bezug auf den jeweiligen Zahntyp

Wie in Tabelle 8 dargestellt, ergibt sich für die Molaren ein arithmetischer Mittelwert von 5116,9 mit einer Standardabweichung von 2510,02. Für die Prämolaren ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 2941,44 und eine Standardabweichung von 1615,21, für die Frontzähne ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 2068,06 mit einer Standardabweichung von 1170,88.

Zahntyp	Arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Arithmetischer Mittelwert der Fläche [cm²]
Molar	5116,9	2510,02	0,835 cm ²
Prämolar	2941,44	1615,21	0,469 cm ²
Frontzahn	2068,06	1170,88	0,338 cm ²

Tabelle 8: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte und der Standardabweichungen in Bezug auf Belastungen und Zahntyp

5.2.8. Mittlerer erreichter Druck der gebrochenen Proben der jeweiligen Gruppen

Bezogen auf den Druck, der auf die einzelnen Proben ausgeübt wurde, ergaben sich die in der nachfolgenden Abbildung 12 dargestellten arithmetischen Mittelwerte mit ihren jeweiligen Standardabweichungen:

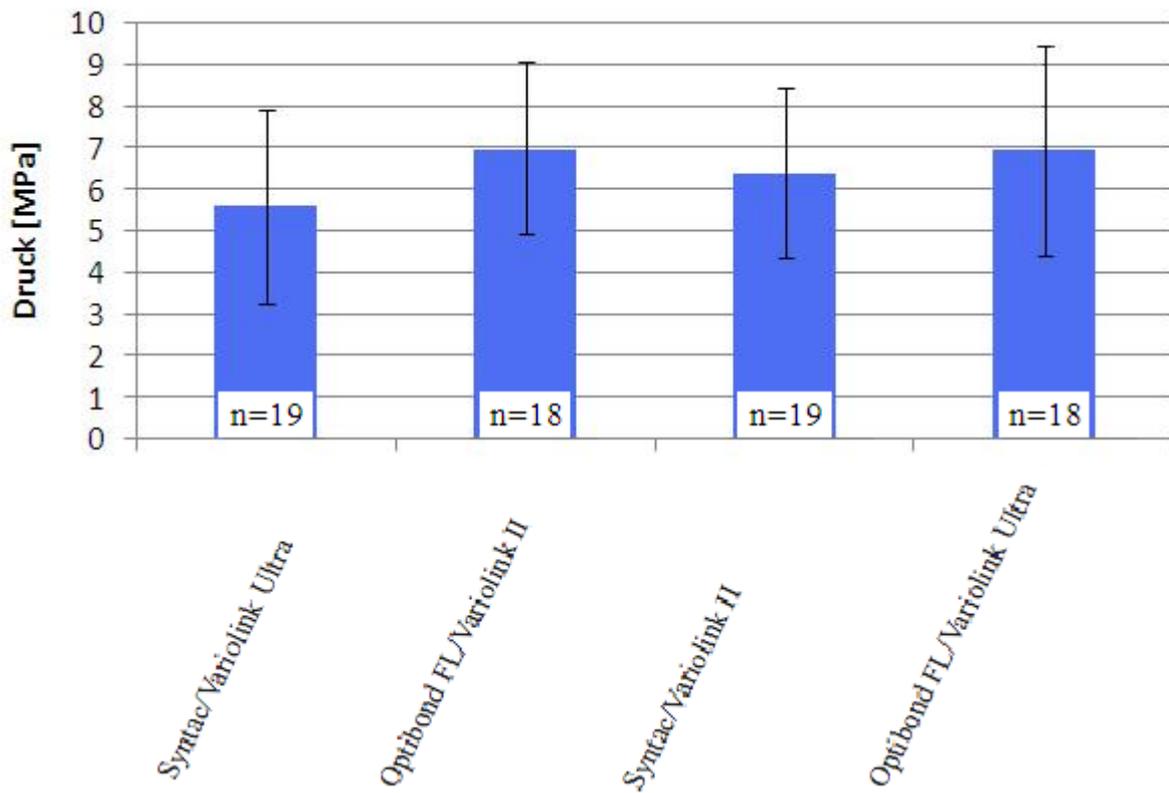


Abb. 12: Arithmetische Mittelwerte des Drucks und ihre Standardabweichungen in Bezug auf die jeweiligen Gruppen

In Tabelle 9 sind die arithmetischen Mittelwerte und die jeweiligen Standardabweichungen der einzelnen Gruppen dargestellt. Für die Versuchsgruppe 1 ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 5,61 MPa mit einer Standardabweichung von 2,32 MPa. Für die Versuchsgruppe 2 liegt der arithmetische Mittelwert bei 6,99 MPa, die Standardabweichung liegt bei 2,05 MPa. Die Versuchsgruppe 3 weist einen arithmetischen Mittelwert von 6,38 MPa und eine Standardabweichung von 2,05 MPa auf, die Versuchsgruppe 4 einen arithmetischen Mittelwert von 6,95 MPa und eine Standardabweichung von 2,47 MPa.

Gruppe	Arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Arithmetischer Mittelwert der Fläche [cm²]
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra)	5,61 MPa	2,32 MPa	0,664 cm ²
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/ Variolink [®] II)	6,99 MPa	2,05 MPa	0,683 cm ²
Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II)	6,38 MPa	2,05 MPa	0,693 cm ²
Gruppe 4 (Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra)	6,95 MPa	2,47 MPa	0,688 cm ²

Tabelle 9: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte und der Standardabweichungen in Bezug auf den Druck

5.2.9. Maximal erreichter Druck der jeweiligen Gruppen in einer Box-Plot-Darstellung

Median, Quartilwerte und Extremwerte (Minimum und Maximum) des jeweils maximal erreichten Drucks einer Probe werden für alle getesteten Gruppen in einem Box-Plot-Diagramm dargestellt.

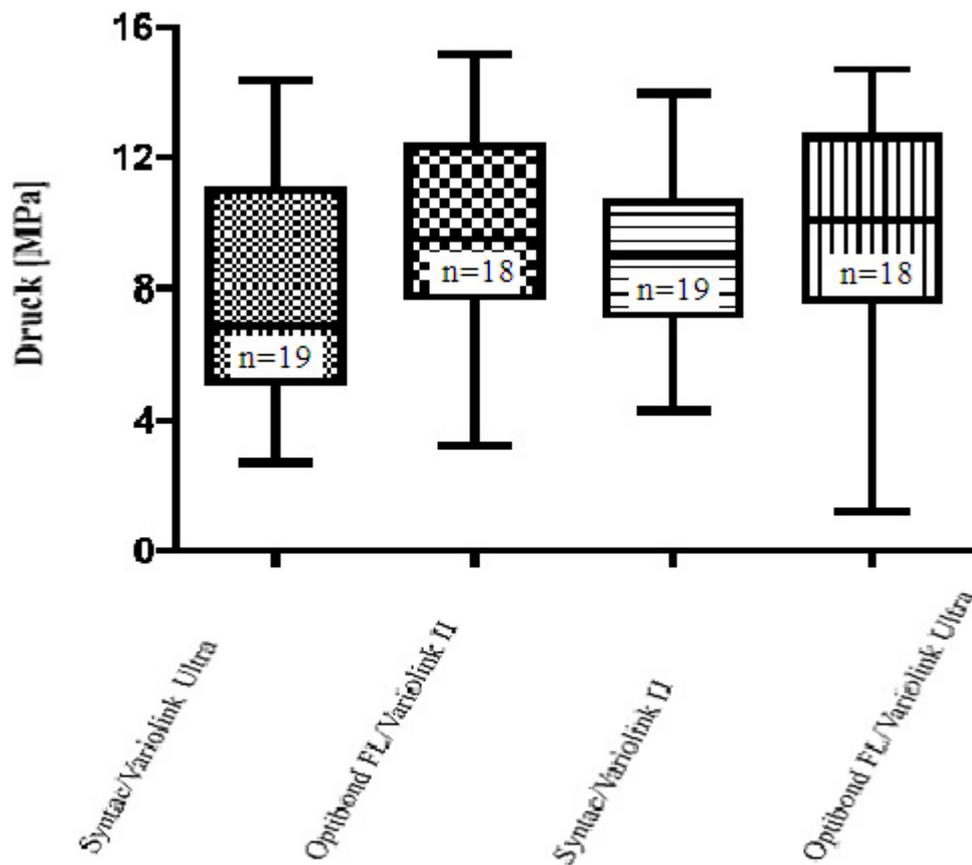


Abb. 13: Box-Plot-Darstellung der Werte Druck [MPa]

In Tabelle 10 sind die Medianwerte, Quartilwerte und Extremwerte der einzelnen Gruppen in Bezug auf den jeweiligen erreichten Druck [MPa] dargestellt.

	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra (Gruppe 1)	Optibond [®] FL/ Variolink [®] II (Gruppe 2)	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II (Gruppe 3)	Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra (Gruppe 4)
Anzahl der Proben	19	18	19	18
Minimum	2,725 MPa	3,198 MPa	432,9 MPa	1,199 MPa
25% Quartil	5,168 MPa	7,798 MPa	7,194 MPa	7,697 MPa
Medianwert	6,842 MPa	9,522 MPa	9,017 MPa	10,12 MPa
75% Quartil	11,03 MPa	12,38 MPa	10,65 MPa	12,65 MPa
Maximum	14,35 MPa	15,13 MPa	13,95 MPa	14,73 MPa

Tabelle 10: Darstellung der Medianwerte, Quartilwerte und Extremwerte

Der Kruskal-Wallis-Test zeigt mit einem **p-Wert von 0,2369**, dass bezüglich der gemessenen Kraftwerte/Fläche keine statistisch signifikanten Unterschiede vorliegen.

Der Mann-Whitney-U-Test für den Vergleich von jeweils zwei der vier Gruppen zeigte keine statistische Signifikanz. Die **p-Werte** der statistischen Auswertung liegen über **0,06**.

Die Einzelergebnisse befinden sich im Anhang in der Tabelle 25 auf Seite 88.

5.2.10. Mittlerer erreichter Druck der gebrochenen Proben des jeweiligen Zahntyps

Bezogen auf den Druck, der auf die einzelnen Proben ausgeübt wurde, ergaben sich die in der nachfolgenden Abbildung 14 dargestellten arithmetischen Mittelwerte mit ihren jeweiligen Standardabweichungen in Bezug auf den jeweiligen Zahntyp:

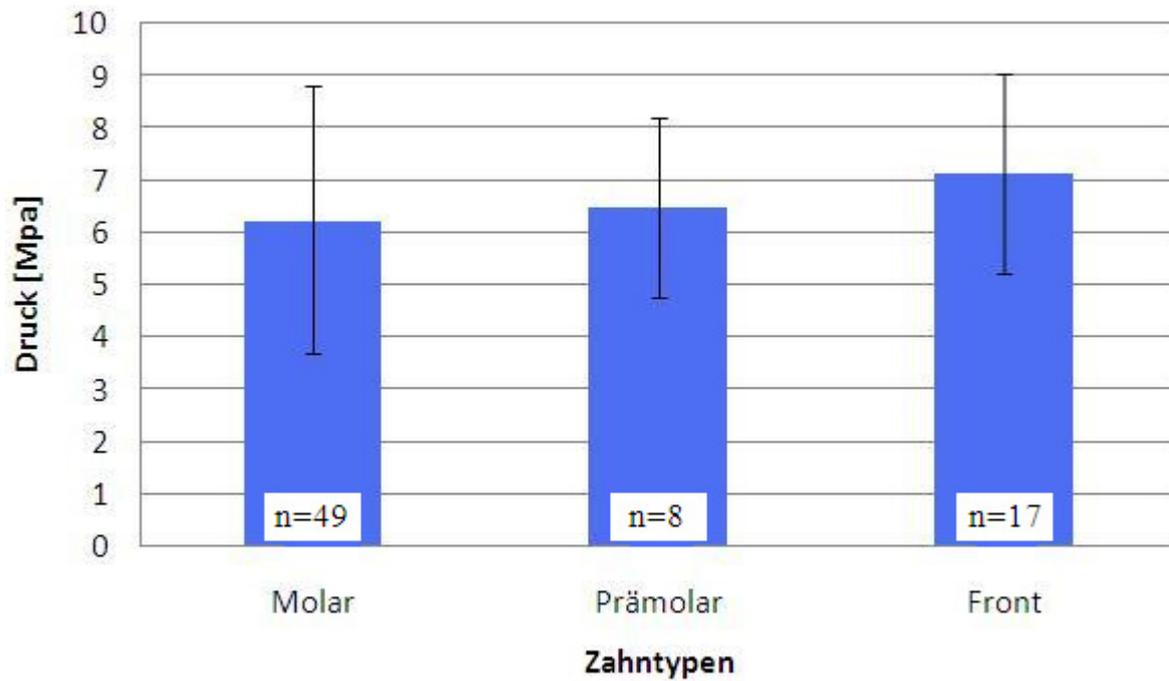


Abb. 14: Arithmetische Mittelwerte des Drucks und ihre Standardabweichungen in Bezug auf den Zahntyp

In Tabelle 11 sind die arithmetischen Mittelwerte und die jeweiligen Standardabweichungen der jeweiligen Zahntypen aufgeführt. Für die Molaren ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 6,23 MPa und eine Standardabweichung von 2,52 MPa. Für die Prämolaren ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert von 6,48 MPa und eine Standardabweichung von 1,76 MPa und für die Frontzähne ein arithmetischer Mittelwert von 7,13 MPa mit einer Standardabweichung von 1,91 MPa.

Zahntyp	Arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Arithmetischer Mittelwert der Fläche [cm²]
Molar	6,23 MPa	2,52 MPa	0,835 cm ²
Prämolar	6,48 MPa	1,76 MPa	0,469 cm ²
Frontzahn	7,13 MPa	1,91 MPa	0,338 cm ²

Tabelle 11: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte und ihre Standardabweichungen in Bezug auf Druck und Zahntyp

5.3. Korrelation zwischen der Bruchfestigkeit der Proben und der Querschnittsgröße der Zahnoberfläche

In der folgenden Abbildung 15 ist die Korrelation zwischen der ermittelten Kraft der einzelnen Proben und der Querschnittsgröße der Zähne dargestellt. Hierbei ergibt sich ein Zusammenhang zwischen der Retention der Aufbauten und der Größe der Querschnittsfläche der Zahnoberfläche. Die Haltefestigkeit der Aufbauten nimmt mit steigender Größe der Zahnoberfläche zu.

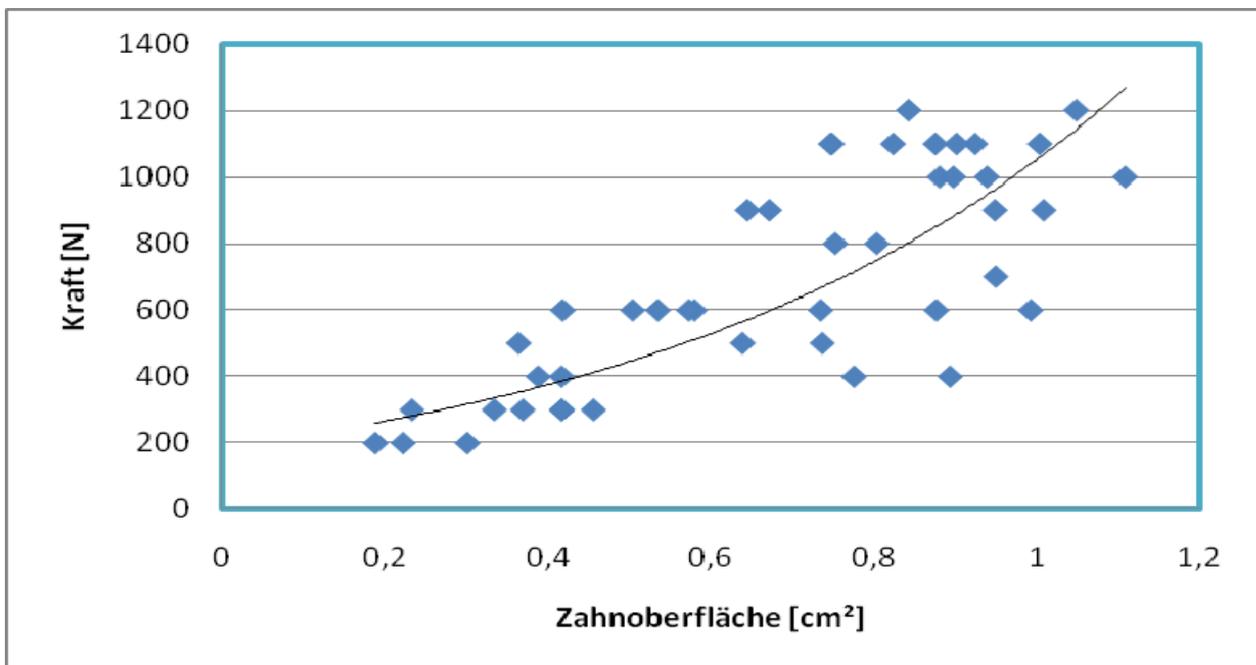


Abb. 15: Korrelation zwischen Zahngröße und Kraft

5.3.1. Spearman'scher Rangkorrelationskoeffizient r_s

Die Berechnung des Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten r_s ergab einen Wert von **0,67** für den Zusammenhang zwischen Oberfläche und maximaler Haftkraft der einzelnen Proben.

Spearman'scher Rangkorrelationskoeffizient Fläche und Haftkraft	zwischen	n= 74
r_s Fläche		0,67

Tabelle 12: Spearman'scher Rangkorrelationskoeffizient r_s

5.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammenfassend kann somit festgehalten werden:

Die Gruppe 1 (Syntac[®] Classic/ Variolink[®] Ultra) weist mit einer mittleren Bruchkraft von 478,95 N \pm 241,88 N eine um 193 N geringere Belastbarkeit auf als die Gruppe 2 (Optibond[®] FL/ Variolink[®] II) und 4 (Opibond[®] FL/ Variolink[®] Ultra) und eine um 137 N geringere Belastbarkeit als die Gruppe 3 (Syntac[®] Classic/ Variolink[®] II).

Die Kombination von Syntac[®] Classic und Variolink[®] Ultra zeigt die niedrigsten Werte in Bezug auf die Belastbarkeit ihrer Haftungsstärke im Vergleich der vier betrachteten Gruppen.

Die mittlere Bruchkraft der Gruppen 2 (Optibond[®] FL/ Variolink[®] II) und 4 (Opibond[®] FL/ Variolink[®] Ultra) liegt bei 672,22 N \pm 326,27 N (358,71 N) und damit um 56 N über der mittleren Bruchkraft der Proben der Gruppe 3 (Syntac[®] Classic/ Variolink[®] II).

Die Verwendung des Adhäsivsystems Optibond FL zeigt die höchsten Werte bei Belastung der Keramikaufbauten.

Unabhängig von der Gruppe und somit unabhängig von der Kombination des Adhäsivsystems und des Befestigungskomposits trat am häufigsten ein Bruch zwischen Zahnoberfläche und Aufbau auf.

Es besteht eine Korrelation zwischen der Querschnittsoberfläche der Zähne und der Bruchfestigkeit der Proben. Die Retention der Keramikaufbauten ist somit von der Größe der Zahnstumpfoberfläche abhängig. Je größer der Querschnitt der Oberfläche ist, desto höher ist die Haftfestigkeit.

6. Diskussion

6.1. Kritik der Methode: Material

Innerhalb eines halben Jahres wurden die Zähne über verschiedene Zahnarztpraxen beschafft. Leider ergab sich keine gleichmäßige Verteilung hinsichtlich des Alters der Patienten. So wurden die Molaren und Prämolaren überwiegend jüngeren Patienten extrahiert, während die Frontzähne hauptsächlich von älteren Patienten stammen. Es hätten sich möglicherweise Rückschlüsse ergeben zu Haft- und Bruchfestigkeit der Keramikaufbauten im Vergleich von Zähnen älterer bzw. jüngerer Patienten. Die Aufbauten der Frontzähne erzielten sehr geringe Haftwerte. Inwieweit neben der Größe des Durchmessers der Zahnoberfläche auch das höhere Alter eine Rolle spielt, konnte hier nicht festgestellt werden.

Um eine möglichst deutliche Annäherung an die klinische Situation zu gewährleisten, wurden in unserer Studie frisch extrahierte, menschliche Molaren, Prämolaren und Frontzähne verwendet.

Es wurden ausschließlich karies- und füllungsfreie Zähne ausgewählt, damit vergleichbare Haft- und Bruchwerte erzielt werden konnten. Schaller et al. (1998) stellten in ihrer Studie fest, dass die Haftung von Dentinadhäsiven wie Optibond[®] FL und Syntac[®] Classic in Kombination mit einem Komposit durch kariös verändertes Dentin beeinflusst wird. Über alle Proben gemessen war die Haftkraft am normalen Dentin signifikant höher als auf kariös verändertem Dentin.

Obwohl alle 74 Zähne sofort nach der Extraktion in der gleichen Lösung aufbewahrt wurden, ist zu berücksichtigen, dass die Zähne durch unterschiedliche Gegebenheiten einer großen Variabilität unterliegen. So bereitet es Probleme, interindividuelle Schwankungen der Dentinequalität, die sich aus ihrer unterschiedlichen Herkunft, Alter und Struktur ergeben, und deren Auswirkung auf die Bruchfestigkeit und das Bruchverhalten zu beurteilen (Nothdurft et al., 2003). Außerdem ist die Tatsache zu erwähnen, dass sensible Zähne bei Belastung unter Umständen ein anderes Bruchverhalten zeigen als extrahierte Zähne (Morgano und Milot, 1993).

Die parodontale Eigenbeweglichkeit der Zähne während des Kauvorgangs wurde in dieser Studie nicht berücksichtigt, lediglich die resultierende Elastizität durch den in Kunststoff eingebetteten Probenkörper war gegeben. Die physiologische, vertikale Zahnbeweglichkeit liegt in einem parodontal gesunden Gebiss bei 30-40 µm (Mühlemann, 1951). In einer weiteren Studie könnten z.B. durch Verwendung einer künstlichen Parodontalmembran verbesserte klinische Bedingungen nachgestellt werden.

Zur Lagerung und somit ständigen Befeuchtung der extrahierten Zähne und später der hergestellten Probenkörper verwendeten wir in dieser Studie eine 0,9% ige Kochsalzlösung mit

einer Zugabe von 0,2% Natriumacid. Um das korrosive Milieu der Mundhöhle widerzuspiegeln, sind in der Literatur unterschiedliche Lösungen zur Lagerung der Probenkörper beschrieben worden. So verwendeten Rosentritt et al. (2000) eine 0,5% ige Chloraminlösung, Kappert et al. (1991) Kunstspeichel und Bieniek und Marx (1994) physiologische Kochsalzlösung mit Milchsäure versetzt. Frankenberger et al. (1998) verwendeten in einer Studie destilliertes Wasser für die Lagerung ihrer Probenkörper.

6.2. Betrachtung der Methode

6.2.1. Kritik der Methode: Herstellung der Probenkörper

Bei der Vorbereitung der Probenkörper wurde ein 1 mm hohes Ledge präpariert. Dies führte bei der Herstellung der Keramikaufbauten zu einem sehr dünn auslaufenden Keramikrand, der bei ordnungsgemäßer Bearbeitung mit dem vorgeschriebenen Glanzstrahlmittel leicht verletzt wird. Möglicherweise wurde dadurch die Haftfestigkeit von Keramik und Zahnhartsubstanz beeinträchtigt. Durch Präparation einer Stufe im Zahnschmelz hätte man eventuell eine bessere Grundlage geschafft. Allerdings bewiesen Fenske et al. (1999), dass eine größere Stufenbreite keinen Einfluss auf die resultierende Bruchlast hatte und somit weniger invasive Präparationsformen zu bevorzugen sind.

Um eine genaue Abformung der präparierten Zähne zu erreichen, entschieden wir uns für die Monophasentechnik mittels eines A-Silikons. Dadurch treten Schrumpfungs- und Verdrängungseffekte wie auch endogene Spannungen geringfügig oder gar nicht auf (Schwickerath und Coca, 1986).

Bei der Herstellung von Keramikrestorationen liegen diverse Arbeitsschritte mit unterschiedlichen Materialien zwischen Präparation der Zähne und Zementierung der Konstruktionen. Durch unterschiedliche Eigenschaften im Expansions- und Kontraktionsverhalten, wie sie z. B. Gips und Silikone haben, können mehrere Fehlerquellen auftreten. Dies führt dazu, dass Fehler übertragen werden und so später zu einer Passungenauigkeit führen können, wodurch wiederum die Haftkraft beeinträchtigt wird. Der stabile Haftverbund hängt also somit wahrscheinlich erst einmal von der Passgenauigkeit der Restauration ab. Die korrekte Anpassung bestimmt bei ordnungsgemäß ausgeführter Adhäsivtechnik die Dicke der Befestigungskompositfuge und deren Auswirkungen auf die Grenzflächen. Die Grenzflächen befinden sich zwischen Keramik und Befestigungskomposit, sowie zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz. Rissbildungen und Risswachstum

im Kompositmaterial gelten auf beiden Seiten als Ursache für eine mangelnde Verbundfestigkeit. Eine Untersuchung von Friese und Bischoff (1994) weist darauf hin, dass die Haftfestigkeit von Befestigungskompositen an der geätzten und silanisieren Fläche zur Keramik von der Fugendicke abhängig ist. So soll - um Rissen vorzubeugen- die Fugendicke möglichst gering gehalten werden.

Bei dem Einsetzvorgang der Keramikaufbauten wurden die Herstellerangaben eingehalten. Die Hersteller der Adhäsivsysteme Ivoclar Vivadent AG und Kerr empfehlen eine Polymerisation des Bondings erst nach Aufbringen des Befestigungskomposits und Einsetzen der Restauration. Begründet wird diese Empfehlung mit der möglichen Passungengenauigkeit der Keramikrestauration wegen einer durch ungenügendes Verblasen entstehenden Bondingfläche. McCabe und Rusby (1994) und Frankenberger et al. (1998) zeigten jedoch, dass vor dem Einbringen des Befestigungskomposits ein Photopolymerisieren des ungefüllten Bondingharzes die Dentinhaftung von Keramikinlays hochsignifikant steigerte. Sie stellten allerdings auch fest, dass dieses Vorgehen aufgrund der daraus resultierenden Passungengenauigkeit der Restaurationen in vivo nicht umzusetzen ist.

Um die Möglichkeit der Fehler und somit beeinflussende Faktoren so gering wie möglich zu halten, wurden alle Vorbereitungsmaßnahmen von der Doktorandin selbst unternommen. Die Anätzung mit Phosphorsäure wurde den Herstellerangaben folgend auf die Sekunde genau bei allen Zahnstümpfen gleich durchgeführt und so eine Überätzung vermieden. Die Überätzung des Dentins führt andernfalls zur hydrolysebedingten Beeinträchtigung des Langzeitverbundes zwischen Dentin und Komposit (Frankenberger et al., 1998).

Auch die Silanisierung der Keramik wurde gemäß den Herstellerangaben bei allen Keramikrestaurationen gleich durchgeführt. Unabhängig von der Paarung Komposit/Keramik bewirkt dieser Vorgang eine Steigerung der Haftfestigkeit (Edelhoff et al., 2000). Obwohl Feldspatkeramiken schon silikatreich sind, stellt die Vermehrung aktiver Zentren durch die zusätzliche Silikatisierung und die damit verbundene Si-Implantierung offenbar eine Möglichkeit zur Verbesserung der Haftfestigkeit dar (Edelhoff und Marx, 1995).

Ein weiterer wesentlicher Faktor für den Erfolg des Klebeverbundes von Keramik und Zahnoberfläche ist die Feuchtigkeitskontrolle. Beim Auftragen von Schmelz- und Dentinhaftvermittler muss die Zahnhartsubstanz frei von Speichel und Sulkusflüssigkeit sein, da die darin enthaltenen Glykoproteine nicht nur das mikromechanische Ätzmuster des Schmelzes, sondern auch die eröffneten Dentintubuli verstopfen und damit die Haftung des

Befestigungsmediums negativ beeinflussen (Silverstone et al., 1985). Die Kontamination des Adhäsivs mit Speichel, Wasser oder einem Isoliergel führt zu signifikanten Qualitätseinbußen im Bereich des Füllungsrandes (Baier, 1992; Hansen und Munksgard, 1989; Krejci et al., 1992). Zur Gewährleistung der absoluten Trockenlegung bietet sich die Verwendung von Kofferdam an (Pospiech, 2002). In unserer in vitro-Studie konnten die Probenkörper vor Anwendung der Adhäsivtechnik optimal vor erneuter Feuchtigkeit geschützt werden. Fraglich ist, ob es möglich ist, die Kofferdamtechnik bei stark zerstörten oder abradieren Zähnen in vivo anzuwenden. Oft bieten Zähne, die unmittelbar oberhalb des Pulpenkavums zerstört sind, nicht genügend Zahnhartsubstanz, um eine Abdichtung gegen Speichel mittels eines Kofferdams sicher zu stellen. Diese Tatsache würde bei Nichtgelingen eine Kontraindikation zur adhäsiven Zementierung darstellen. Hier stellt sich somit die Frage, ob auch mit relativer Trockenlegung durch die Verwendung von Watterollen, ähnliche Verbundwerte zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz erreicht werden können.

6.2.2. Kritik der Methode: Versuchsdurchführung

Nach der Zementierung wurden die Proben weiterhin in der 0,9% igen NaCl-Lösung gelagert, da in vivo die frisch zementierten Keramikrestorationen ebenfalls dem feuchten Milieu der Mundhöhle ausgesetzt sind. Zusätzlich besteht die Gefahr der Austrocknung der natürlichen Zähne. In unserer Studie wurde nicht die Dauer der Lagerung in der Flüssigkeit berücksichtigt. Der Belastungstest aller Proben umfasste einen Zeitraum von vier Wochen, womit sich unterschiedliche Lagerungszeiten für die einzelnen Probenkörper ergaben. Eine Studie von Frankenberger et al. (1996) führt den Nachweis, dass sich durch die verlängerte Wasserlagerung keine signifikanten Veränderungen der Mittelwerte der Belastungen ergeben.

Die Probenkörper wurden einer zyklischen Wechselbadbelastung ausgesetzt. Die durch tägliche Flüssigkeits- und Nahrungsaufnahme induzierten thermischen Temperaturbelastungen in der Mundhöhle (Gale und Darvell, 1999; Palmer et al., 1992) wurden damit simuliert. In einer Untersuchung von Barclay et al. (2002) wurde festgestellt, dass kunststoffbasierende Zemente nach dem Prozess des „Thermocyclings“ (3000 Zyklen) eine Reduktion der Haftkraft aufwiesen. Dies wurde damit begründet, dass die Adhäsion zwischen Zement und Zahn und die Adhäsion zwischen Zement und Restauration nach der wechselnden thermischen Belastung direkte adhäsive Fehler an der Oberfläche aufweisen, dass die Zementfuge an sich beeinträchtigt wird und so zu einem kohäsiven Fehler führt. Die Kompositmaterialien unterliegen also unter

Wasserexposition einem Alterungsprozess und einer Festigkeitsabnahme, was Kelly et al. (1996) mit der durch den Speichel hervorgerufenen Auswaschung der Zementfuge begründen.

In der zeitgleich durchgeführten Studie von Simone Schiller (Med Diss Bonn, 2009) wurden Kompositaufbauten statt Keramikaufbauten analog unserem Verfahren verwendet. Die Kompositaufbauten der Probenkörper wiesen unmittelbar nach der thermozyklischen Wechselbadbelastung eine hohe Misserfolgsrate auf. Dies könnte mit der im Wasser erfolgten Quellung des Kunststoffes erklärt werden. Bei der Polymerisation von Füllungsstoffen entsteht ein dreidimensional verknüpftes Netzwerk. In die Maschen des Polymernetzwerkes können durch die geringe Größe des Wassermoleküls Moleküle eindiffundieren, was zu einer Wasseraufnahme führt (Kalachandra, 1989).

Aufgrund der unterschiedlichen thermischen Ausdehnung der Zahnhartsubstanz und des Komposits entwickeln sich bei Temperaturwechseln Spannungen. Für Schmelz weist der thermische Ausdehnungskoeffizient einen Wert von $17 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ auf, der Wert für Dentin beträgt $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (Versluis et al., 1996). Der Wert für Kunststoff unterscheidet sich mit $80-100 \times 10^{-6}$ sehr stark von den Werten für die Zahnhartsubstanz, wobei er durch Füllkörper im Kunststoff dem Wert der Zahnhartsubstanz weiter angenähert werden kann.

Auch bei der Belastung der Probenkörper war das Ziel, möglichst genau die klinische Situation darzustellen. Dies ist nur möglich, wenn sich der Versuchsaufbau an den natürlichen Gegebenheiten orientiert. In der hier vorliegenden Studie wurden die Probenkörper einer intermittierenden 45° -Belastung ausgesetzt. Sie ist eine kombinierte Scher- und Druckbelastung und simuliert den natürlichen Kauvorgang des Menschen am ehesten (Hermes et al., 1981; Plasmans et al., 1987; Reich et al., 1988). Beurteilungsgrundlage für ausreichende oder nicht ausreichende Haftwerte der adhäsiv befestigten Keramikkronen ist die Kenntnis über die Beanspruchung des Zahnersatzes im natürlichen Gebrauch. Als physiologisch anzunehmende Kaukräfte, die bei der Nahrungszerkleinerung auf einen einzelnen Zahn einwirken, gelten Kräfte von bis zu 50 N (Anderson und Pincton, 1958; Eichner, 1963). Jedoch erhöhen sich diese Kräfte bei unphysiologischen Beanspruchungen wie Parafunktionen oder Bruxismus. Eine mittlere maximale Kieferschließkraft zwischen einem Antagonistenpaar von $244,5 \pm 31$ N ermittelten Körper und Ludwig (1983), van der Bilt et al. (2008) ermittelten sogar durchschnittliche Werte von 430 N im rechten und 429 N im linken Seitenzahnbereich. Im Schneidezahnbereich wurden von Coca und Schwickerath (1987) maximale Kieferschließkräfte von 179 N gemessen, beim Eckzahn und Prämolaren können diese Werte auf 250 N steigen. Die durchschnittliche Anzahl

der Kauzyklen pro Minute wird in der Literatur zwischen 58 und 120 angegeben (Bates et al., 1975). Bei der von uns verwendeten Belastungsmaschine verringerte sich konstruktionsbedingt die Frequenz der Belastungen pro Minute mit steigender Kraft. Fraglich ist, ob dies Auswirkungen auf die Ergebnisse hatte. Zu beachten ist auch, dass in vivo die Belastung eine ständige dynamische Wechselbelastung in verschiedene Richtungen ist. In unserer Studie erfolgt jedoch die Belastung stets von vestibulär.

Um möglichst optimale Bedingungen zu gewährleisten, wurden die Zähne nach Extraktion bis zur späteren Weiterverarbeitung und später auch die hergestellten Probenkörper, wie bereits erwähnt, in einer physiologischen Nährlösung gelagert. Während der Wechsellastprüfung wurden die Probenkörper in die Versuchsanordnung eingespannt. Die Konstruktion der Maschine ermöglichte es jedoch nicht, die Proben während des Versuchs zu befeuchten, was bedeutet, dass die klinische Situation nicht optimal erhalten blieb. Immerhin dauerte der Versuch pro Zahn ca. 1 Stunde.

Festzuhalten ist somit, dass durch diese Gegebenheiten Abzüge in der Übertragbarkeit auf die natürliche Situation im menschlichen Gebiss gemacht werden müssen.

6.3. Diskussion der Ergebnisse im Vergleich mit dem Schrifttum

Bei der Wechsellastprüfung handelte es sich um eine intermittierende Dauerbelastung mit ansteigender Kraft jeweils bis zum Bruch, weil diese Art von Belastung den natürlichen Kauvorgang im Gegensatz zur einmaligen Belastung simuliert. In der Literatur werden sowohl Versuche mit intermittierenden Belastungen als auch solche, bei denen eine einmalige Belastung erfolgt, beschrieben (Altintas et al., 2008; Frankenberger et al., 1997; Preusker et al., 2003; Toman et al., 2008).

Nach der Zementierung und der thermozyklischen Wechselbadbelastung wurde bei keiner einzelnen Probe ein Riss oder eine Randundichtigkeit festgestellt. Die Thermowechselbadbelastung simuliert eine künstliche Alterung der Probenkörper.

Da die ermittelten Werte einer großen Streuung unterliegen, ist die Frage zu diskutieren, wie die hohe Standardabweichung begründet werden kann. Beachtet werden muss, dass es sich bei dem vorliegenden Versuch um eine bruchmechanische Prüfmethode handelt. Auf kleine Fehler kann das System höchst sensibel reagieren: Leicht können Störstellen und kleine Risse zu größeren Rissen führen, die dann zu einem vorzeitigen Probenbruch führen. Fehler können z.B. während

des Anmischens des Befestigungskomposits auftreten oder bei der Zementierung. Weiterhin können Benetzungsfehler infolge ungleichmäßiger Konditionierung eine Rolle spielen.

Die große Streuung der Ergebnisse könnte also auf ungleichmäßige oder unterschiedliche Verarbeitung und Fehler bei Herstellung der Probenkörper zurückzuführen sein. Diese Fehlerquellen wurden jedoch so gering wie möglich gehalten. Außerdem wurden alle 74 Probenkörper völlig gleich behandelt. Festzuhalten ist jedoch, dass die Fehler auch in-vivo auftreten können, die Ergebnisse der Studie sind deswegen praxisnah.

Eine weitere Ursache für die großen Standardabweichungen können die bereits erwähnten strukturbedingten Unregelmäßigkeiten im Dentin der jeweiligen Zähne sein. Daraus können Unterschiede in der Haftfestigkeit resultieren.

Zur Bestimmung der Haftfestigkeit zwischen keramischen Restaurationen und Zahnhartoberfläche sind bereits viele Untersuchungen erfolgt. Zug- und Scherversuche sind am weitesten verbreitet. Der Vergleich mit den bisher durchgeführten Untersuchungen ist jedoch schwierig, da Fragestellungen und Prüfmethode meist stark differieren. So wurden die Probenkörper in der Untersuchung von Jendritzki et al. (1997) mit einer beginnenden Kraft von 400 N nach jeweils 800 Belastungen um 50 N bis zur Maximalkraft 950 N gesteigert. In unserer Studie wurden die Proben allerdings nach 800 Belastungen um jeweils 100 N gesteigert. Hieraus ergibt sich bei gleicher Kraft eine unterschiedliche maximale Belastungszahl, der die Proben ausgesetzt waren. In der Studie von Jendritzki et al. (1997) hielten alle parapulpär verankerten Aufbauten dem 45° Versuch mit einer maximalen Kraft bis 950 N stand, alle Kronen ohne parapulpär verankertem Aufbau scherten bei einer mittleren Kraft von 405 ± 15 N und 455 ± 61 N ab. In unserer Untersuchung erzielten wir dagegen mittlere Kräfte von $478,95 \text{ N} \pm 241,88 \text{ N}$ bis $672,22 \text{ N} \pm 358,71 \text{ N}$ in den Gruppen 1 bis 4. Zu berücksichtigen ist außerdem, dass Jendritzki Molaren und Prämolaren verwendete. Wir verwendeten zusätzlich Frontzähne, welche strukturbedingt kleineren Kräften ausgesetzt werden können. Um einen besseren Vergleich zu erzielen, sollten unsere Werte der Molaren und Prämolaren getrennt betrachtet werden. Bei den Molaren erzielten wir, gemessen über alle Gruppen, eine mittlere Bruchkraft von $731,25 \text{ N} \pm 312,27 \text{ N}$, für die Prämolaren eine mittlere Bruchkraft von $455,56 \text{ N} \pm 206,83 \text{ N}$.

Ebenfalls höhere Werte erzielten unsere Molaren und Prämolaren bei der mittleren Anzahl der maximal erreichten Belastungen. Jendritzki erzielte Mittelwerte von 379 ± 308 und

1390 ± 908 Belastungen, für die Molaren und Prämolaren erzielten wir Mittelwerte von 5116,9 ± 2510,02 und 2941,44 ± 1615,21 Belastungen.

Bei den Ergebnissen ist zu berücksichtigen, dass in unserer Studie mit einer Kraft von 100 N begonnen wurde. In der Studie von Jendritzki jedoch wurde mit einer Kraft von 400 N begonnen. Fraglich ist, ob einige Proben schon bei einer geringeren Kraft gebrochen wären. Da in unserer Untersuchung gerade bei den Frontzähnen und Prämolaren Probenbrüche bei einer Kraft von 200-300 N auftraten, sind die Ergebnisse schlecht zu vergleichen.

Jendritzki et al. (1997) und Grösser (Med Diss Bonn, 1994) verwendeten in ihren Studien zusätzlich eine 90°-Belastung, welche einer reinen Scherbelastung entspricht. Der 90° Belastungsversuch wurde in dieser Studie nicht angewendet, da die Probenkörper bereits bei der 45°-Belastung gebrochen waren.

In der Studie von Alexander Langenbach (Med Diss Bonn, 2009, im Druck) zur intermittierenden Belastung von einphasigen Endokronen hielten die Probenkörper mittleren Kräften von 1300 N stand. Die Studie von Simone Schiller (Med Diss Bonn, 2009, im Druck) mit Kompositaufbauten ergab mittlere Kräfte von 1058 N. Diese Werte sind mit den Werten unserer Studie zu vergleichen, da dieselbe Wechsellastprüfmaschine verwendet wurde. Sie liegen über unseren ermittelten Werten.

Für den Verbund von Schmelz und dualhärtendem Kompositzement und Glaskeramik wurden nach thermozyklischer Wechselbelastung Werte zwischen 15 und 18 MPa (Chang et al., 1998) beschrieben. Zum Dentin werden initiale Haftwerte zwischen 12 und 18 MPa (Burrow et al., 1994) angegeben, die jedoch nach 2 bis 3 Jahren auf bis 9,1 ± 5,1 MPa abfallen (Hashimoto et al., 2000). Graiff et al. (2008) ermittelten sogar Werte von bis zu 29 ± 3 MPa. Diese initialen Haftwerte liegen deutlich über unseren Werten, welche sich im Bereich von 6,23 ± 2,52 MPa und 7,13 ± 1,91 MPa bewegen. Kielbassa et al. (1997) ermittelten dagegen ähnliche Haftwerte zwischen Dentin und Glaskeramik, ihre Werte lagen bei 6,1 ± 2,7 MPa.

6.3.1. Einfluss der Oberflächengröße

Festzustellen ist ein Zusammenhang zwischen der Größe der Zahnstumpfoberfläche und der ermittelten Haftkraft des Dentin-Komposit-Keramikverbundes. Mit Vergrößerung der zu beklebenden Fläche steigen die Festigkeitswerte der adhäsiv befestigten Keramikrestorationen. Molaren bieten somit günstigere Voraussetzungen für den Klebeverbund. Abbildungen 8 und 11 zeigen deutlich höhere Belastungskapazitäten der Molaren.

Auch der ermittelte Spearman'sche Rangkorrelationskoeffizient zeigt eine positive Tendenz zur Korrelation von Zahnoberflächengröße und ermittelter Haftfestigkeit der Aufbauten. Bei einem Wert von 0,67 liegt er somit näher an 1 was einem positiven Zusammenhang in Bezug auf den Einfluss der Oberflächengröße entspricht. Jendritzky et al. (1995) stellten mittels des Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten keine Korrelation zwischen Querschnittsoberfläche der Zähne und der Bruchfestigkeit der Proben fest.

Der maximal erreichte Druck bis zum Probenbruch ist getrennt nach Zahntypen in Abbildung 14 dargestellt. Die pro Quadratzentimeter erreichte Kraft weist, wie zu erwarten, kaum Unterschiede zwischen den Zahntypen auf.

6.3.2. Einfluss des verwendeten Adhäsivsystems und des Befestigungskomposits

Gruppe 1 (Syntac[®] Classic/ Variolink[®] Ultra) erzielte offensichtlich deutlich geringere Haftwerte als die Gruppen 2, 3 und 4. Besonders in den Box-Plots-Diagrammen (Abb. 7 und 10) ist zu erkennen, dass im Vergleich der Adhäsivsysteme untereinander Syntac[®] Classic generell geringere Haftfestigkeit erzielt. Insbesondere die Kombination von Syntac[®] Classic/ Variolink[®] Ultra, die in der ersten Gruppe getestet wurde, weist schlechtere Haftwerte als alle anderen Kombinationen auf.

Hieraus lässt sich schließen, dass die Kombination von Syntac[®] Classic und Variolink[®] Ultra weniger geeignet ist als die Kombination Syntac[®] Classic mit Variolink[®] II oder Optibond[®] FL mit Variolink[®] II und Variolink[®] Ultra. Blunck und Roulet (1997) stellten fest, dass Optibond[®] FL gegenüber anderen Dentinhaftmittelsystemen bessere Randqualitäten aufweist. Begründet wird dies durch das Vorhandensein der dickeren Schicht des gefüllten Adhäsivs von Optibond[®] FL.

Während die arithmetischen Mittelwerte der „Syntac-Gruppen“ generell niedriger sind als die der anderen beiden Gruppen, zeigt sich im Box-Plots-Diagramm ein nur minimaler Unterschied der Gruppe 3 zu den „Optibond[®] FL-Gruppen“.

In dem Box-Plots-Diagramm in Bezug auf die erreichten Belastungen (Abb. 10) ist wiederum eindeutig das schwächere Ergebnis des Syntac-Adhäsivsystems zu erkennen. Dennoch bleiben die Ergebnisse immer über dem der Gruppe 1.

Interessant ist zu beobachten, dass im Gegensatz zu den Unterschieden in den beiden „Syntac-Gruppen“ in Bezug auf die beiden Befestigungskompositen kein Unterschied zwischen Variolink[®] Ultra und Variolink[®] II in Kombination mit Optibond[®] FL festzustellen ist.

Obwohl auf Basis der hier gesammelten Ergebnisse keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten, scheint eine Verwendung von Optibond[®] FL gegenüber Syntac[®] Classic empfehlenswert. Bei der Verwendung von Optibond[®] FL kann bezüglich des Befestigungszementes Variolink[®] II und Variolink[®] Ultra keine Empfehlung ausgesprochen werden.

Weitere Studien könnten hierzu genaueren Aufschluss bieten.

6.4. Klinische Schlussfolgerungen

Ein wichtiger bestimmender Faktor für die klinische Erfolgsrate von keramischen Restaurationen ist die Haftfestigkeit des Befestigungskomposit an der präparierten Zahnoberfläche und Keramikrestauration. Wir konnten feststellen, je größer die zu beklebende Zahnoberfläche, desto günstiger ist die Auswirkung auf die Haltefestigkeit des Aufbaus.

Es kann nur bedingt die Aussage getroffen werden, dass auf die Verwendung von parapulpären Schrauben und endodontischen Wurzelstiften verzichtet werden kann. Aus unserer Untersuchung resultiert, dass die Verbundzone zwischen Befestigungskomposit und Dentin noch nicht mit optimalen Ergebnissen hergestellt werden kann. Möglicherweise ließe sich unsere Restaurationsmethode dennoch erfolgreich anwenden. Zum einen fallen die geschilderten Nachteile durch Schwächung der Zahnhartsubstanz bis hin zum Verlust des Zahnes weg, zum anderen werden wie bereits aufgeführt in-vivo geringere Kaukräfte erreicht.

7. Zusammenfassung

Wachsendes ästhetisches Bewusstsein führte in den letzten Jahren zu einer steigenden Nachfrage nach nicht sichtbarem Zahnersatz. Aus diesem Grunde ist die Keramik aus der restaurativen Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken. Die hohen physikalischen Ansprüche an keramische Werkstoffe gerade im Seitenzahnbereich führten zu zahlreichen Untersuchungen zur Haftkraft und Belastbarkeit von Keramikrestorationen an der Zahnhartsubstanz.

Sensible, aber tief zerstörte oder abradierte Zähne werden, um mit einer Krone versorgt zu werden, in der Regel mit Aufbaufüllungen versehen, die wiederum mittels parapulpärer Stifte oder nach Devitalisierung der Zähne mit endodontischen Stiftaufbauten an der Zahnhartsubstanz verankert werden. Das Ziel der vorliegenden Studie lag darin, die Retention von durch Adhäsivtechnik befestigten Keramikaufbauten auf planer Dentinoberfläche mit Schmelzbegrenzung unter möglichst klinisch relevanten Bedingungen zu ermitteln.

Für die Versuchsdurchführung wurden 74 extrahierte menschliche Molaren, Prämolaren und Frontzähne mit e.max[®] Press Glaskeramikaufbauten mittels Dentinadhäsiven befestigt und in einer Belastungsmaschine gezielt bis zum Probenbruch belastet. Durch Kombinationen von zwei Dentinadhäsiven, Syntac[®] Classic und Optibond[®] FL, und zwei Befestigungskompositen, Variolink[®] II und Variolink[®] Ultra, ergaben sich vier Versuchsgruppen. Die Einteilung der Versuchsgruppen, bestehend aus jeweils 18 oder 19 Probenkörpern, wurde anhand der Größe der Zahnoberfläche eines jeden Zahnstumpfes zusammengestellt. Die vier Gruppen wiesen somit eine ähnliche Gesamtoberfläche auf. Die Verteilung der Anzahl der Molaren, Prämolaren und Frontzähne war ebenfalls in jeder Gruppe gleich.

Die Ermittlung der Haftfestigkeit der Restorationen erfolgte durch eine Temperaturwechselbadbelastung und eine danach folgende intermittierende Wechsellastprüfung. Die Proben wurden im 45°-Winkel zur Zahnachse mit steigender Kraft und jeweils 800 Belastungen bis zum Bruch des Aufbaus belastet, der Probenbruch wurde aufgezeichnet.

Festzustellen war eine deutliche Abhängigkeit der Haftfestigkeit des Keramikaufbaus in Bezug auf die Oberflächengröße des einzelnen Zahnstumpfes. Bei den Molaren konnten deutlich höhere Haftwerte erzielt werden als bei den Prämolaren und Frontzähnen. Zusätzlich zeigte sich, dass die Gruppe 1 mit der Kombination Syntac[®] Classic/Variolink[®] Ultra schlechtere Retentionswerte erzielte als die anderen Gruppen.

Die von uns durchgeführte Studie zeigt, dass beim Aufbau tiefzerstörter sensibler Zähne nur begrenzt auf die Verwendung parapulpärer Schrauben und endodontischen Wurzelstiften

verzichtet werden kann. Jedoch unterliegen die Werte einer relativ großen Streuung. Aus diesem Grunde kann eine eindeutige Beurteilung und Aussage erst nach weiteren Untersuchungen erfolgen.

In einer weiteren Studie sollte untersucht werden, warum die Retentionskraft bei gleicher Oberflächengröße und gleicher Behandlung signifikant unterschiedliche Werte aufweist.

8. Anhang

Material	Hersteller
0,9% Natriumhypochlorid- Lösung + 0,02% Natriumacid	Fresenius Kabi AG, Bad Homburg, Deutschland
Technovit 4004	Heraeus Kulzer GmbH & Co KG, Deutschland
Röntgengerät	Siemens AG, München, Deutschland
Trennscheibe	Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland
Diamantierte Fräse	Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
Diamantierte Trimmerscheibe	Wassermann HSS88, Deutschland
Kupferrohr	Wieland, Ulm, Deutschland
rotes Winkelstück Kavo Typ	Kaltenbach & Voigt, Biberach, Deutschland
Präparationsdiamant	Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
Flächenmessprogramm Image J	Wayne Rasband (National Institutes of Health)
Honigum [®] - Putty	DGM Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland
Silikonentspannungsmittel	Heraeus Kulzer GmbH & Co KG, Deutschland
Isolit [®]	Degussa AG, Essen, Deutschland
Superhartgips Typ 4	Wiegmann Dental GmbH, Bonn, Deutschland

Modellationswachs	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Anstiftkanal	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
IPS® Press Vest Einbettmasse	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Silikonmuffelformer	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max® Press Rohlinge	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Keramikpressofen IPS® Empress	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
IPS® e.max Press Invex Liquid	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Glanzstrahlmittel	Harnisch + Rieth, Winterbach, Deutschland
IPS® Ceramic Ätzgel	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Monobond- S	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Phosphorsäure	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Syntac® Classic (Syntac Primer, Syntac Adhäsiv, Heliobond)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Optibond® FL	KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz
Variolink® Ultra	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Lichthärtelampe	3M ESPE, Neuss, Deutschland
Variolink® II	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Thermozyklisches Wechselbad	Universität Würzburg
Axioskop2 Imager A1	Fa Zeiss, Jena, Deutschland
Prüfmaschine „Minizwick“	Universität Bonn

Tabelle 13: Liste der verwendeten Materialien und Geräte

Nr.	OK/UK	Zahn	Extr.- Dat.	Geb.- Dat.	cm ²
37	UK	Molar	27.07.07	1978	1,154
60	OK	Molar	14.12.07	1991	0,993
47	UK	Molar	16.08.07	1983	0,981
46	UK	Molar	16.08.07	1983	0,925
18	OK	Prämolar	7.09.07	1952	0,452
56	UK	Molar	2.08.07	1987	0,881
71	OK	Molar	3.08.07	1985	0,877
52	OK	Molar	20.11.07	1978	0,776
39	OK	Molar	27.11.07	1978	0,774
43	UK	Molar	3.08.07	1995	0,735
38	UK	Molar	27.07.07	1978	0,734
35	OK	Molar	7.08.07	1983	0,633
40	OK	Molar	2.08.07	1990	0,601
77	OK	Prämolar	3.08.07	1996	0,456
79	OK	Front	7.09.07	1948	0,418
55	OK	Molar	16.08.07	1993	0,400
13	OK	Front	14.06.07	1932	0,301
19	UK	Front	5.07.07	1961	0,272
74	UK	Front	31.08.07	1950	0,186
$\Sigma =$					12,625

Tabelle 14: Gruppe 1 (Syntac[®] Classic/Variolink[®] Ultra)

Nr.	OK/UK	Zahn	Extr.- Dat.	Geb.- Dat.	cm ²
25	UK	Molar	9.07.07	1970	1,132
63	UK	Molar	7.08.07	1992	0,996
27	OK	Molar	14.08.07	1990	0,965
41	UK	Molar	2.08.07	1990	0,938
59	UK	Molar	14.08.07	1991	0,902
51	OK	Molar	20.08.07	1989	0,876
50	OK	Molar	20.08.07	1989	0,804
9	OK	Molar	21.06.07	1991	0,762
62	OK	Molar	2.10.07	1993	0,737
30	UK	Molar	14.08.07	1990	0,727
8	OK	Molar	9.08.07	1982	0,639
36	UK	Molar	7.08.07	1983	0,580
75	OK	Prämolar	18.09.07	1993	0,490
82	UK	Prämolar	3.08.07	1996	0,417
5	OK	Front	1.08.07	1935	0,409
11	OK	Front	11.10.07	1935	0,386
20	UK	Front	5.07.07	1961	0,334
21	UK	Front	5.07.07	1961	0,233
$\Sigma = 12,298$					

Tabelle 15: Gruppe 2 (Optibond[®] FL/Variolink[®] II)

Nr.	OK/UK	Zahn	Extr.- Dat.	Geb.- Dat.	cm ²
49	UK	Molar	20.11.07	1989	1,109
54	UK	Molar	16.08.07	1991	1,004
69	OK	Molar	29.09.07	1989	0,950
22	OK	Molar	19.11.07	1989	0,939
48	OK	Molar	20.08.07	1989	0,900
68	OK	Molar	3.08.07	1984	0,883
32	OK	Molar	14.08.07	1977	0,846
29	UK	Molar	14.08.07	1990	0,824
3	OK	Molar	12.07.07	1968	0,753
34	UK	Molar	15.08.07	1987	0,742
14	UK	Molar	2.08.07	1985	0,693
58	OK	Molar	1.08.07	1997	0,645
78	OK	Prämolar	3.08.07	1996	0,573
7	OK	Front	1.08.07	1935	0,502
81	UK	Prämolar	3.08.07	1996	0,417
12	OK	Front	14.06.07	1932	0,412
44	OK	Front	14.06.07	1932	0,384
80	OK	Front	7.08.07	1948	0,364
24	OK	Front	11.06.07	1937	0,222
$\Sigma = 13,162$					

Tabelle 16: Gruppe 3 (Syntac[®] Classic/Variolink[®] II)

Nr.	OK/UK	Zahn	Extr.- Dat.	Geb.- Dat.	cm ²
66	UK	Molar	1.12.07	1995	1,049
28	OK	Molar	14.08.07	1990	1,009
33	UK	Molar	14.08.07	1977	0,949
53	UK	Molar	16.08.07	1991	0,941
45	OK	Molar	16.08.07	1983	0,898
17	UK	Molar	21.06.07	1984	0,894
70	OK	Molar	29.08.07	1989	0,843
65	OK	Molar	1.08.07	1995	0,834
61	OK	Molar	16.08.07	1987	0,749
1	OK	Molar	25.11.07	1990	0,747
4	UK	Molar	26.07.07	1982	0,672
72	OK	Prämolar	16.08.07	1997	0,535
15	UK	Molar	15.06.07	1980	0,504
76	OK	Front	8.08.07	1985	0,417
57	UK	Prämolar	1.08.07	1997	0,413
10	OK	Front	3.07.07	1956	0,369
26	OK	Front	11.10.07	1937	0,368
73	UK	Front	31.08.07	1950	0,188
$\Sigma = 12,379$					

Tabelle 17: Gruppe 4 (Optibond[®] FL/Variolink[®] Ultra)

Bezeichnung	Erläuterung
A	Aufbaufraktur
F	Fraktur zwischen Dentinoberfläche und Keramikaufbau
Z	Fraktur von Zahnhartsubstanz im Wurzelbereich ohne erkennbare Beteiligung des Aufbaus
Alter	Geburtsjahr des Spenders des Zahnes
Fläche [cm ²]	Querschnittsoberfläche der Zähne
Kraft [N]	Kraft, bei der der Probenbruch erfolgte
Belastungen [n]	Anzahl der Belastungen bis zum Probenbruch
Haftfestigkeit [MPa]	Haftfestigkeit, bei der der Probenbruch erfolgte
Gruppe 1	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] Ultra
Gruppe 2	Optibond [®] FL/ Variolink [®] II
Gruppe 3	Syntac [®] Classic/ Variolink [®] II
Gruppe 4	Optibond [®] FL/ Variolink [®] Ultra

Tabelle 18: Verzeichnis der in folgenden Tabellen verwendeten Bezeichnungen

Kiefer	Zahn	Alter	Fläche [cm ²]	Kraft [N]	Belastungen [n]	Fraktur- art	Haftfestig- keit [MPa]
UK	Molar	1978	1,154	600	1	F	3,68
OK	Molar	1991	0,993	600	550	F	4,27
UK	Molar	1983	0,981	300	2	A	2,16
UK	Molar	1983	0,925	1100	592	F	8,41
UK	Molar	1987	0,881	1000	141	F	8,02
OK	Molar	1985	0,877	600	51	F	4,84
OK	Molar	1978	0,776	400	583	F	3,64
OK	Molar	1978	0,774	400	1	F	3,65
UK	Molar	1995	0,735	600	15	F	5,77
UK	Molar	1978	0,734	200	2	F	1,93
OK	Molar	1983	0,633	300	1	F	3,35
OK	Molar	1990	0,601	500	2	F	5,88
OK	Prämolar	1996	0,456	300	27	F	4,65
OK	Front	1948	0,418	600	697	F	10,15
OK	Molar	1993	0,4	500	2	F	8,84
OK	Front	1932	0,301	200	49	F	4,70
UK	Front	1961	0,272	300	1	F	7,80
UK	Front	1950	0,186	200	1	F	7,60
OK	Front	1952	0,388	400	243	Z	7,29
Mittel- wert			0,664	478,95	3187,42		5,61
Standardabw.				241,88	2058,13		2,32
Medianwert				400	2983		6,84

Tabelle 19: Messwerte der Proben Gruppe 1

Kiefer	Zahn	Alter	Fläche [cm ²]	Kraft [N]	Belastungen [n]	Fraktur- art	Haftfestig- keit [MPa]
UK	Molar	1970	1,132	1100	1	F	6,87
UK	Molar	1992	0,996	1200	1	F	8,52
OK	Molar	1990	0,965	900	1	F	6,59
UK	Molar	1990	0,938	300	1	F	2,26
UK	Molar	1991	0,902	1100	43	F	8,62
OK	Molar	1989	0,876	1100	83	F	8,88
OK	Molar	1989	0,804	800	9	F	7,03
OK	Molar	1991	0,762	700	1	F	6,50
OK	Molar	1993	0,737	500	648	F	4,80
UK	Molar	1990	0,727	1100	1	F	10,70
OK	Molar	1982	0,639	500	9	Z	5,53
UK	Molar	1983	0,58	600	566	F	7,31
OK	Prämolar	1993	0,49	400	2	Z	5,77
UK	Prämolar	1996	0,417	300	687	F	5,09
OK	Front	1935	0,409	600	2	F	10,37
OK	Front	1935	0,386	300	1	F	5,50
UK	Front	1961	0,334	300	29	F	6,35
UK	Front	1961	0,233	300	16	F	9,10
Mittel- wert			0,683	672,2	4694,50		6,99
Standardabw.				326,27	2556,78		2,05
Medianwert				600	4284		9,52

Tabelle 19: Messwerte der Proben Gruppe 2

Kiefer	Zahn	Alter	Fläche [cm ²]	Kraft [N]	Belastungen [n]	Fraktur- art	Haftfestig- keit [MPa]
UK	Molar	1989	1,109	1000	420	F	6,38
UK	Molar	1991	1,004	1100	169	F	7,75
OK	Molar	1989	0,95	700	497	F	5,21
OK	Molar	1989	0,939	1000	106	F	7,53
OK	Molar	1989	0,9	500	1	F	3,93
OK	Molar	1984	0,833	600	1	F	5,09
OK	Molar	1977	0,846	400	1	F	3,34
UK	Molar	1990	0,824	1100	18	F	9,44
OK	Molar	1968	0,753	800	65	F	7,51
UK	Molar	1987	0,742	600	1	F	5,72
UK	Molar	1985	0,693	300	1	F	3,06
OK	Prämolar	1997	0,645	900	12	F	9,87
OK	Prämolar	1996	0,573	600	88	F	7,40
OK	Front	1935	0,502	500	1	Z	7,04
UK	Prämolar	1996	0,417	300	12	F	5,09
OK	Front	1932	0,412	200	1	F	3,43
UK	Prämolar	1996	0,384	400	1	Z	7,36
OK	Front	1948	0,364	500	28	F	9,71
OK	Front	1937	0,222	200	348	Z	6,37
Mittel- wert			0,693	615,79	4219,53		6,38
Standardabw.				287,02	2336,61		2,05
Medianwert				600	4001		9,02

Tabelle 21: Messwerte der Proben Gruppe 3

Kiefer	Zahn	Alter	Fläche [cm ²]	Kraft [N]	Belastungen [n]	Fraktur- art	Haftfestig- keit [MPa]
UK	Molar	1995	1,049	1200	3	F	8,09
OK	Molar	1990	1,009	900	61	F	6,31
UK	Molar	1977	0,949	900	420	F	6,70
UK	Molar	1991	0,941	600	1	F	4,51
OK	Molar	1983	0,898	1000	132	F	7,87
UK	Molar	1984	0,894	400	5	F	3,16
OK	Molar	1989	0,843	1200	754	F	10,06
OK	Molar	1995	0,834	100	2	F	0,85
OK	Molar	1987	0,749	1100	6	F	10,38
OK	Molar	1990	0,747	1100	68	F	10,41
UK	Molar	1982	0,672	900	124	F	9,47
OK	Prämolar	1997	0,535	600	42	F	7,93
UK	Molar	1980	0,504	600	79	F	8,42
OK	Front	1985	0,417	400	79	Z	6,78
UK	Prämolar	1997	0,413	300	2	F	5,14
OK	Front	1956	0,369	300	797	F	5,75
OK	Front	1937	0,368	300	1	F	5,76
UK	Front	1950	0,188	200	63	F	7,52
Mittel- wert			0,688	672,2	4724,39		6,95
Standardabw.				358,71	2918,47		2,47
Medianwert				600	4061		10,12

Tabelle 22: Messwerte der Proben Gruppe 4

Gruppen	p-Wert
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)	0,0793
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)	0,1525
Gruppe1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,1323
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)/ Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)	0,6239
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,9872
Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,6799

Statistische Tabelle 23: statistische Auswertung durch Mann-Whitney-U-Test in Bezug auf die Kraft

Gruppen	p-Wert
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)	0,706
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)	0,2256
Gruppe1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,1489
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)/ Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)	0,5535
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,9370
Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,6054

Statistische Tabelle 24: statistische Auswertung durch Mann-Whitney-U-Test in Bezug auf die Belastungszahlen

Gruppen	p-Wert
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)	0,0638
Gruppe 1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)	0,4136
Gruppe1 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] Ultra)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,1040
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)/ Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)	0,5332
Gruppe 2 (Optibond [®] FL/Variolink [®] II)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,9370
Gruppe 3 (Syntac [®] Classic/Variolink [®] II)/ Gruppe 4 (Optibond [®] FL/Variolink [®] Ultra)	0,2807

Statistische Tabelle 25: statistische Auswertung durch Mann-Whitney-U-Test in Bezug auf den Druck

9. Literaturverzeichnis

Die Literatursuche erfolgte u.a auch mit Hilfe der Literaturdatenbank *Pubmed*[®].

1. Altintas S, Eldeniz A U, Usumez A. Shear bond strength of four resin cements used to lute ceramic core material to human dentin. *J Prosthodont* 2008; 17: 634-640
2. Anderson D J, Pincton D C. Masticatory stresses in normal and modified occlusion. *J Dent Res* 1958; 37: 312-317
3. Asmussen E, Munksgaard E C. Dentin-polymer bond mediated by glutaraldehyde/HEMA. *Scand J Dent Res* 1985; 93: 463-466
4. Baier R E. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992; 5: 1-10
5. Barclay C W, Boyle E L, Williams R, Marquis P M. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 546-552
6. Bates J F, Stafford G D, Harrison A. Masticatory function - A review of the literature. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 1975; 3: 349-361
7. Bieniek K W, Marx R. Die Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994; 104: 284-289
8. Bione H M, Wilson P R. The effect of mismatch between the core diameter of self-threading dentine pins and the pinhole diameter. *Aust Dent J* 1998; 43: 181-187
9. Blunck U, Roulet J F. Einfluss der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 52: 806-808
10. Boettger H, Rosenbauer K A, Pospiech P. Die Oberfläche von Glaskeramikkronen (Dicor) und VMK-Kronen im rasterelektronenmikroskopischen Vergleich. *ZWP* 1989; 98: 46-50
11. Bowen R L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. I .method of determining bond strength. *J Dent Res* 1965; 44: 690-695
12. Burrow M F, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res* 1994; 73: 522-528
13. Böning K, Ullmann U, Wolf A, Lazarek K, Walter M. *Dtsch Zahnärztl Z* 2006; 61: 604-611
14. Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 503-507

15. Coca I, Schwickerath H. Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1987; 42: 338
16. Cotton W R. Smear layer. Oper Dent 1984; 9: 1-2
17. Edelhoff D, Abuzayeda M, Yildirim M, Spiekermann H, Marx R. Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 617-623
18. Edelhoff D, Marx R. Adhäsion zwischen Keramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 112-117
19. Eichner K. Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 1963; 18: 915-924
20. Erickson R E. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent 1992; 5: 81-94
21. Fenske C, Jarren M P, Sadat-Khonsari M R, Jüde H D. In-vitro- Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 732-734
22. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N. Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung?. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 3
23. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J. Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 206-210
24. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A. Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 507-512
25. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A. Die Verbindung von Adhäsivsystemen verschiedener Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Dentition. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 795-799
26. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A. Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total-Etching. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 697-700
27. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. J Adhes Dent 2008; 10: 393-398
28. Freese A S. Porcelain fused to iridio-platinum crowns. J Prosthet Dent 1959; 9: 847-850
29. Friese S D, Bischoff H. Adhäsive Befestigung einer vollkeramischen Krone – Klinisches Vorgehen am Beispiel IPS- Empress (I). Quintessenz 1994; 45: 1381-1392

30. Gale M S, Darvell B W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99
31. Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason P N. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont* 2008; 17: 294-299
32. Grösser W. Experimentelle Untersuchungen zur Festigkeit überkronter Zähne mit parapulpär stifverankerten Aufbaufüllungen. *Med Diss, Bonn* 1994
33. Haller B. Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 750-775
34. Hansen E K, Munksgaard E C. Saliva contamination vs. efficacy of dentin-bonding agents. *Dent Mater* 1989; 5: 329-333
35. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2002; 79: 1385-1391
36. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Urban & Fischer, München/ Jena, 1999
37. Hennicke, H W. Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. *Ber Dtsch Keram Ges* 1967; 44: 209-210
38. Hermes H H, Svare C W, Drennon D G. Effect of pin depth on the dislodgement of pin-retained composite resin crown bases. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 293-296
39. Ibbetson Auxiliary R. Retention and the role of the core in fixed prosthodontics. *Dental Update* 2002; 29: 284-290
40. Janda R. Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern Teil 1: Der Zahnschmelz. *Philip J* 1988; 4: 210-220
41. Janda R. Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern. Teil II: Das Dentin. *Phillip J* 1988; 5: 265-274
42. Jendritzky F, Utz K H, Grüner M. Haltekraft von Kronen mit parapulpär verankerten Komposit – Aufbaufüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 52: 15-18

43. Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater* 1989; 4: 283-288
44. Kallenos T N, Al-Badawi E, White G E. An in vitro evaluation of microleakage in class I preparations using 5 th, 6 th and 7 th composite bonding agents. *J Clin Pediatr Dent* 2005; 29: 323-328
45. Kao E C, Hart S, Johnston W M. Fracture resistance of four core materials with incorporated pins. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 569-578
46. Kappert H F, Knode H, Schultheiss R. Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 129-131
47. Kappert H F, Krah M. Keramiken – eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 2001; 27, 6: 668-704
48. Kato H, Matsumura H, Ide T, Atsuta M. Improved bonding of adhesive resin to sintered porcelain with the combination of acid etching and a two-liquid silane conditioner. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 102-108
49. Kelly J R, Nishimura I, Campbell S D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18-32
50. Kielbassa A M, Attin T, Wrbas K-Th, Stosseck M, Hellwig E. Der Einfluss der unterschiedlichen Verarbeitung des Haftvermittlers auf die Zughaftung von Glaskeramik auf Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 52: 252-256
51. Kirsten H: Die Jacketkrone. Hermann Meuser Verlag Berlin
52. Körber K-H, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 1983; 33: 55
53. Krejci I, Lutz F, Perisic U. Auswirkungen der Verarbeitungstechnik auf die Dentinhaftung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; 102: 924-929
54. Krumbholz K. Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken. *Zahnärztl Welt* 1992; 101: 193-199
55. Lutz F, Krejci I, Schüpbach P. Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen- Eine Übersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993; 103: 537-549

56. Lutz F, Podszun W, Rümman F. Dentin - Oberflächenreinigung und Haftung. Eine Literaturübersicht.I. Zürich: Verlag Kar Par PZM, 1979
57. Maniatopoulos C, Smith D C. A scanning electron microscopic study of the odontoblast process in human coronal dentine. Arch Oral Biol 1983; 28: 701-710
58. McCabe J F, Rusby S. Dentine bonding- the effect of procuring the bonding resin. Br Dent J 1994; 176: 333
59. Mc Lean J W, Hughes T H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides Br Dent J 119: 251-254
60. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal post and cores. J Prosthet Dent 1993; 69: 11-16
61. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhäsiv systems. J Dent Res 1992; 71: 1530-1540
62. Mühlemann H. Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1951; 61: 1-67
63. Nothdurft F P, Gernet W, Pospiech P R. In-vitro Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 8: 451- 456
64. Palmer D S, Barco M T, Billy E J. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992; 67: 325-327
65. Pashley D H. Clinical correlations of dentin structure and function. J Prosthet Dent 1991; 66: 777-781
66. Pashley D H. Smear layer: physiological considerations. Oper Dent 1984; 9: 13-29
67. Plasmans P J J M, Kusters S T, de Jonge B A, van't Hof M A, Vrijhoef M M A, Eng M. In vitro resistance of extensive amalgam restorations using various retention methods. J Prosthet Dent 1987; 57: 16-20
68. Pospiech P. All-ceramic crowns: Bonding or cementing?. Clin Oral Invest 2002; 6: 189

69. Preußker S, Helbig E B, Klimm H W, Richter G, Koch R. Verbund zweier Befestigungskomposite und ihrer Adhäsivsysteme mit Keramik und Zahnhartsubstanzen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 570-578
70. Radlanski R J, Jäger A, Seidel W, Steding G. Durchmesser und Anordnung der Prismen im Zahnschmelz. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 1182-1192
71. Reich E, Schneider S, Völkl H. Haftfestigkeit von Materialien zum Aufbau vitaler Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 847-850
72. Retief D H. Clinical applications of enamel adhesives. Oper Dent 1992; 5: 44-49
73. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. Int J Prosthodont 2000; 13: 387-391
74. Schaller H-G, Kielbassa A M, Hahn P, Attin T, Hellwig E. Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 69-72
75. Schwickerth H, Coca I. Zur Festigkeit von Kronen im Frontzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 41: 1002
76. Schwickerath H. Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 1994; 20: 1495-1501
77. Schroeder H E. Orale Strukturbiologie. 2. Auflage. Stuttgart-New York: Thieme, 1987
78. Silverstone L M, Hicks M J, Featherstone M J. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study. J Am Dent Assoc 1985; 110: 329
79. Soltész U. Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. Zahnärztl Mitt 1998; 88: 1404-1406
80. Soltész U. Polymerisationsschrumpfung von "Definite" – Korrekturwerte. Zahnärztl Mitt 1999; 89: 58-59
81. Stockton L W. Factors affecting retention of post systems: A literature review. J Prosthet Dent 1999; 81: 380
82. Strub J R. Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 47: 566-571

83. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent* 2008; 10: 373-378
84. Tschernitschek H, Scheller H, Freistedt M. Allergien auf Dentallegierungen-Entwicklungen seit 1982. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 733-735
85. Van der Bilt A, Tekamp F A, van der Glas H W, Abbink J H. Bite force and electromyography during maximum unilateral clenching. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 217-222
86. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M J A, Lambrechts P, Vanherle G. *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie* Stuttgart-New York: Thieme 1993; 145-157
87. Versluis A, Douglas W H, Sakaguchi R L. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater* 1996; 12: 290-294
88. Wirtz J, Johner M, Pohler O. Korrosionsverhalten verschiedener Schrauben und Stifte im Wurzelkanal. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 1980; 90: 217

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. K.-H. Utz für die Überlassung des Themas. Durch seine Anregungen und Hilfestellungen hat er zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Er war stets als Ansprechpartner bei der Planung und Durchführung der Dissertation gegenwärtig.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dr. Stefan Bayer, der den Kontakt zu Prof. Dr. Utz herstellte und mich während der Durchführung der Dissertation betreute.

Herrn Dipl.-Phys. Manfred Grüner danke ich für die Erstellung der Versuchsanordnung und für die anregenden Diskussionen über die Ausarbeitung des Versuchsaufbaus.

Bei Frau Hannelore Stachel möchte ich mich für die Unterstützung bei der Literaturrecherche bedanken.

Außerdem bedanke ich mich bei Frau Elke Schmitz-Otte, die mir bei der Beschaffung der Keramik und Herstellung der Keramikaufbauten behilflich war.

Im gleichen Maße bedanke ich mich bei der Firma Ivoclar Vivadent AG für die großzügige Bereitstellung der Materialien für die Herstellung der Keramikaufbauten und der Literatur.

Mein Dank gilt ebenfalls den Zahnarztpraxen Dr. Engelskirchen, Dr. Böhm, Dr. Reistenbach, Dr. Sawade und der Medeco Zahnklinik für die Sammlung der extrahierten Zähne.

Zuletzt danke ich meiner Mutter Beate Klocke vor allem für das Korrekturlesen dieser Arbeit, Christoph Klocke, Marc Lindlahr und Christian Zeissler für die Hilfestellungen bei der Formatierung der Texte.