

Aus der
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. dent. B. Klaiber

Fragmentbefestigung bei Kronenfrakturen
- Eine In-vitro Untersuchung zur Verbundfestigkeit verschiedener
Dentinadhäsivsysteme -

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von
Tobias Schneider
aus München

Würzburg, Dezember 2006

Referent: Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber

Ko-Referent: Priv. Doz. Dr. rer. nat. U. Gbureck

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 21. März 2007

Der Promovend ist Zahnarzt

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
1.1 Ätiologie, Häufigkeit und Klassifizierung von Kronenfrakturen	1
1.2 Weiterentwicklung der Behandlungsmethoden.....	2
1.3 Vorteile der Fragmentbefestigung	5
1.4 Methoden der Fragmentbefestigung	6
1.5 Untersuchungen zur Fragmentbefestigung mit Dentinadhäsivsystemen	8
2 Problemstellung	10
3 Material und Methode.....	11
3.1 Auswahl des Zahnmaterials.....	11
3.2 Vorbereitung der Versuchszähne.....	11
3.3 Einteilung der Versuchsgruppen.....	13
3.4 Bruchmessung am intakten Zahn.....	14
3.5 Auswertung der Zähne nach dem 1. Bruchversuch	17
3.6 Vermessung der Bruchfläche.....	18
3.7 Fragmentbefestigung.....	19
3.7.1 Verwendete Adhäsivsysteme	19
3.7.2 Anwendung der Dentinadhäsivsysteme und Fragmentbefestigung	22
3.8 Bruchmessung am restaurierten Zahn	24
3.9 Statistische Auswertung	25
4 Ergebnisse	26
4.1 Bruchverhältnisse der Versuchszähne aller Gruppen in Prozent.....	26
4.2 Medianwerte der Bruchverhältnisse aller Gruppen in Prozent.....	27
4.3 Vergleich der Bruchfestigkeit zwischen den einzelnen Gruppen.....	28
4.4 Einfluss der Bruchfläche auf die Bruchfestigkeit	30

5 Diskussion	32
5.1 Diskussion der Methodik.....	32
5.1.1 Zahnauswahl.....	32
5.1.2 Zahnlagerung.....	32
5.1.3 Bruchfestigkeitsmessung	33
5.1.3.1 Bruchmechanik.....	33
5.1.3.2 Bruchmethodik	33
5.1.3.3 Design des Bruchstempels	34
5.1.3.4 Bruchgeschwindigkeit.....	35
5.1.4 Vergleich von In-vitro- und In-vivo-Studien	35
5.2 Diskussion der Ergebnisse.....	36
6 Zusammenfassung	40
7 Literaturverzeichnis	42
8 Anhang	55
8.1 Herstellerverzeichnis.....	55

Danksagung

Lebenslauf

1 Einleitung

1.1 Ätiologie, Häufigkeit und Klassifizierung von Kronenfrakturen

Bedingt durch das geänderte Freizeitverhalten der Gesellschaft, hat die Zahl von Kronenfrakturen und dabei insbesondere von Frontzahntraumata deutlich zugenommen. So tragen heute neben Sturzverletzungen insbesondere Sportunfälle zum vermehrten Auftreten von Kronenfrakturen bei (Forsberg et Tedestam 1993, Zerman et Cavalleri 1993, Wood et Freer 1998, Kargul et al. 2003, Tapias et al. 2003). Untersuchungen gehen davon aus, dass auch zukünftig mit einer weiteren Zunahme dieser Verletzungen zu rechnen ist (Andreasen J.O. et Andreasen F.M. 1990).

Betroffen ist dabei mehrheitlich der männliche Bevölkerungsanteil (Andreasen J.O. 1988, Kaste et al. 1996). Ferner treten Zahntraumata überproportional häufig bei Kindern und Jugendlichen auf und nehmen mit zunehmendem Alter ab (Kaste et al. 1996). Statistisch betrachtet erleidet jeder vierte Jugendliche ein dentales Trauma (Andreasen et Raven 1972).

Die Literatur verweist darauf, dass hauptsächlich die mittleren Schneidezähne des Oberkiefers verletzungsgefährdet sind (Skaare et Jacobsen 2003). Dabei treten unkomplizierte Kronenfrakturen am häufigsten auf (Andreasen et Raven 1972, Andreasen J.O. 1988). Ferner nimmt das Risiko eines Zahntraumas zu, wenn eine starke Labialstellung der Frontzähne vorliegt (Forsberg et Tedestam 1993, Burden 1995).

Die zunehmende Anzahl von Kronenfrakturen verlangt nach einer wirtschaftlichen und ästhetisch befriedigenden Behandlungsmethode. Zudem hat eine schnelle Wiederherstellung der natürlichen Zahnmorphologie und Funktion eine hohe Priorität, da sich ein Frontzahntrauma negativ auf Sprache, Kaufunktion und Psyche auswirken kann (Baratieri et al. 1990, Marcenes 1999, Rocha et Cardoso 2001).

Nach ANDREASEN J.O. (1988) kann man Kronenfrakturen wie in Tabelle 1 dargestellt einteilen.

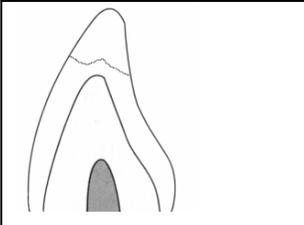
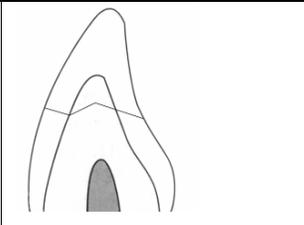
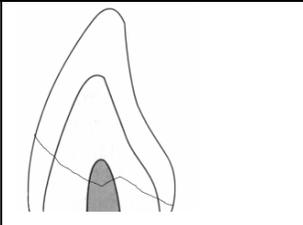
Unkomplizierte Kronenfraktur ohne Dentinbeteiligung	Unkomplizierte Kronenfraktur mit Dentinbeteiligung	Komplizierte Kronenfraktur mit Pulpabeteiligung
		

Tabelle 1: Klassifizierung von Kronenfrakturen

1.2 Weiterentwicklung der Behandlungsmethoden

Während der letzten Jahrzehnte haben sich die Behandlungsmöglichkeiten von Kronenfrakturen deutlich verbessert. Heute werden aus Kompositmaterialien gefertigte Kronenaufbauten bzw. noch vorhandene Kronenfragmente mit Dentinadhäsiven am frakturierten Zahn dauerhaft befestigt. Um zu den heutigen Behandlungsmethoden zu gelangen, waren einige maßgebliche Entwicklungsschritte notwendig, einerseits auf dem Gebiet der Kronenaufbaumaterialien, andererseits bei den Befestigungsmethoden von Kronenaufbauten bzw. Kronenfragmenten am frakturierten Zahn.

Der Wandel wurde mit der Entwicklung der Schmelzätzttechnik von BUONOCORE im Jahre 1955 eingeleitet. Diese Technik erhöhte die Verbundfläche zwischen Zahnschmelz und Komposit und vergrößerte somit die Haftung zwischen den beiden Materialien.

Anfang der siebziger Jahre erschienen erste Berichte, die die Schmelzätzttechnik einsetzten, um Komposit-Aufbauten auf frakturierten Zähnen zu befestigen (Buonocore et Davila 1973). Dabei beruhte die Festigkeit nur auf der Haftung des Komposits am geätzten Schmelz, ein Dentin-Kunststoff-Verbund konnte aufgrund der tubulären Mikrostruktur, des hohen Gehalts an anorganischem Material und der Feuchtigkeit des

Dentins noch nicht erreicht werden (Eick et al. 1991, Eick et al. 1993, Perdigao et al. 1996).

Kronenfrakturen im ästhetisch anspruchsvollen Bereich blieben jedoch weiterhin eine schwer zu behandelnde Verletzung (Andreasen J.O. 2001), da die eingesetzten Verfahren hierfür nicht genügend Festigkeit aufwiesen. Bei der Behandlung von Erwachsenen wurden deshalb verblendete Kronen eingesetzt.

Als sehr viel langwieriger erwies sich eine Behandlung komplexer Kronenfrakturen bei Kindern und Jugendlichen, da bei ihnen eine Kronenpräparation aufgrund der Ausdehnung der Pulpa, des noch nicht abgeschlossenen Wurzelwachstums, der kurzen klinischen Krone und der parodontalen Verhältnisse kontraindiziert ist (Holste et Renk 1985). Deswegen wurden mit provisorischen, vorgefertigten Stahlkronen die Zeit bis zu einer Versorgung mit einer verblendeten Krone im Erwachsenenalter überbrückt (Andreasen J.O. 1972, Staffanou 1972, Andreasen J.O. 2001). Der Patient musste hierbei mehrere Jahre mit einem ästhetisch unbefriedigenden Provisorium auf die endgültige Versorgung warten. Psychologische Belastungen für Kinder und Eltern waren die Folge (Baratieri et al. 1990, Caldas et Burgos 2001, Rocha et Cardoso 2001).

Um die aufwendige und damit teure Kronenversorgung zu vermeiden, wurde zusätzlich zur Schmelzätzttechnik nach mechanischen Maßnahmen gesucht, um eine dauerhafte Retention zwischen Zahn und Komposit-Aufbau zu erreichen. Für eine erhöhte Festigkeit des Aufbaus auf dem Zahn wurden Retentions-Pins eingesetzt (Andreasen J.O. 1972). Das Arbeiten mit Retentions-Pins hatte jedoch entscheidende Nachteile. Die Pins konnten im Dentin zu Mikrorissen führen und waren somit eine Gefahr für die Pulpa (Jordan et al. 1977). Zusätzlich verursachten Pins im transluzenten Aufbaumaterial Verschattungen und verschlechterten den optischen Wert der Restauration nachhaltig (Staffanou 1972, Jordan et al. 1977). Außerdem konnten die Aufbauten aufgrund mangelnder Verbundfestigkeit noch keinen sicheren Verschluss der Dentinwunde garantieren und verursachten häufig Sekundär-Karies (Andreasen J.O. 1972). Zur Verbesserung des Zahn-Komposit-Verbundes empfahl man makroretentive

Präparationen des verletzten Zahnes (Staffanou 1972). Hierzu musste der Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz in Kauf genommen werden.

Parallel zu der Weiterentwicklung der Kronenaufbau-Materialien wurde nach Möglichkeiten der Wiederbefestigung von Zahnfragmenten gesucht. Der erste klinische Bericht, welcher sich mit der Wiederbefestigung von Kronenfragmenten befasst, erschien im Jahre 1964. CHOSAK und EIDELMAN (1964) beschrieben einen Fall, indem sie einen frakturierten Frontzahn nach einer endodontischen Behandlung mit einem Stift-Stumpf-Aufbau versorgten. Das ausgeschliffene Kronensegment zementierten sie später als temporäre Versorgung auf den Aufbau. Ende der siebziger Jahre wurden erste Berichte über die Wiederbefestigung von Kronenfragmenten mit Hilfe der Schmelzätzttechnik und Komposit veröffentlicht (Mader 1978, Simonsen 1979).

Erst Mitte der achtziger Jahre hielten Dentinadhäsive ihren Einzug in die Zahnheilkunde. Hierdurch verbesserte sich der Langzeiterfolg deutlich, da die Verbundfläche auf den Dentinbereich ausgeweitet werden konnte (Munksgaard et al. 1991, Andreasen F.M. et al. 1993, Andreasen F.M. et al. 1995). Als eines der ersten Dentinadhäsive wurde GLUMA[®] (Bayer AG, Leverkusen) zur Verbesserung der Festigkeit des Dentin-Komposit-Verbundes verwendet und für gut befunden (Andreasen F.M. et al. 1986). Hierdurch eröffnete sich ein Weg, selbst komplexe Kronenfrakturen minimalinvasiv zu behandeln.

Dentinadhäsive verwendete man seit ihrer Einführung zur Wiederbefestigung von Kronenfragmenten; häufig unter Zuhilfenahme von Kompositen (Andreasen, F.M. 1986, Farik et al. 1998a, Farik et al. 1998b, Maia 2003). Andere Autoren vertrauten auf die alleinige Verwendung der Adhäsivsysteme (Munksgaard et al. 1991, Andreasen et al. 1993, Badami et al. 1995, Kanca 1996, Pagliarini et al. 2000).

Heute stellt die adhäsive Wiederbefestigung von Kronenfragmenten in der Traumatologie die empfohlene Technik dar (Reis et al. 2004).

1.3 Vorteile der Fragmentbefestigung

Die Wiederbefestigung von Zahnfragmenten bietet gegenüber anderen Versorgungsarten (Kronenaufbau, prothetische Versorgung) eine Reihe von ästhetischen, medizinischen und wirtschaftlichen Vorteilen.

Da auf künstliches Aufbaumaterial verzichtet werden kann, bleibt die Versorgung in der Regel über Jahre hinweg farbstabil und behält die natürlichen Abrasionseigenschaften bei (Burke 1991, Andreasen F.M. et al. 1995, Farik et al. 1998a Murchinson et al. 1999). Sowohl die Transluzenz des Zahnes, wie auch seine Form und der Kontakt zum Nachbarzahn bzw. Antagonisten bleiben nach der Restauration unverändert (Baratieri et al. 1990, Burke 1991, Murchinson et al. 1999).

Ein wesentlicher medizinischer Vorteil ist die Vitalerhaltung der Zahnpulpa. Durch die Wiederbefestigung des Fragmentes verzichtet man im Gegensatz zu einer prothetischen Versorgung auf die Präparation des Zahnes. Die Gefahr der Pulpaschädigung durch ein Präparationstrauma wird hierdurch ausgeschlossen (Sengun et al. 2003).

Da der Patient mit der Adhäsivtechnik sofort und ohne künstlichen Zahnaufbau behandelbar ist, wird die psychologische Belastung des Patienten minimiert (Baratieri et al. 1990, Murchinson et al. 1999, Maia et al. 2003).

Auch unter wirtschaftlichen Gesichtspunkten ist die Wiederbefestigung von Zahnfragmenten zu bevorzugen. Die Versorgung erfolgt ohne Zwischenschaltung eines Dentallabors und optimiert somit Zeit- und Materialeinsatz (Baratieri et al. 1990, Burke 1991, Andreasen F.M. et al. 1995, Murchinson et al. 1999, Reis et al. 2002).

Allerdings sei darauf hingewiesen, dass ein Nachteil der Fragmentbefestigung die ungeklärte Langzeitprognose darstellt (Murchinson et al. 1999).

1.4 Methoden der Fragmentbefestigung

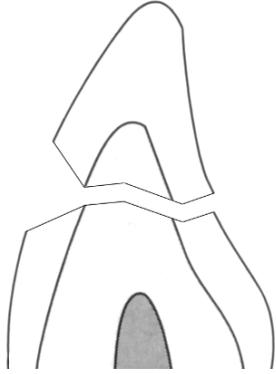
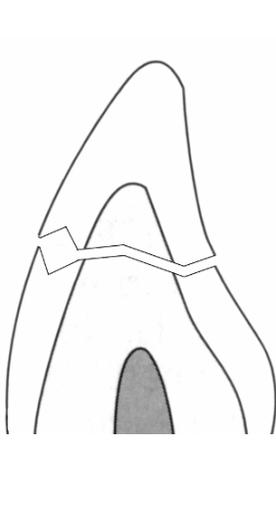
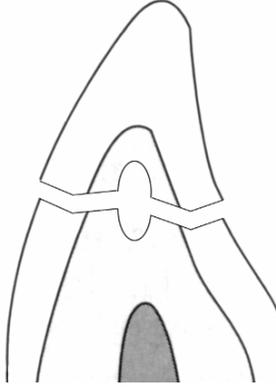
In der Literatur findet man verschiedene Techniken der Fragmentbefestigung.

Um eine Erhöhung der Stabilität zwischen Zahn und Fragment zu erreichen, verwendete man früher zusätzlich parapulpäre Stifte (Spasser 1977). Heute werden oft Bruchfragment und Restzahn vor oder nach der Fragmentbefestigung präpariert und dann adhäsiv verklebt, um die Bruchfestigkeit, die Ästhetik und die Lebensdauer der Versorgung zu verbessern (Reis et al. 2004).

Hierzu werden unterschiedliche Präparationstechniken eingesetzt (siehe Tabelle 2), um die Klebefläche zu vergrößern. Alle Techniken können auch in Kombination miteinander verwendet werden (Simonsen 1982). Die durch die Präparation entstandenen Kavitäten werden mit Komposit gefüllt. Dabei vergrößert sich durch die „External Bevel“- , „V-Shaped Internal Enamel Groove“- , „External Enamel Groove“- Techniken die Klebefläche auf dem Schmelz. Die Präparation mit einem „Internal Dentin Groove“ hingegen erhöht die Bondingfläche zwischen Dentin und Komposit. Allerdings wirkt sich die Präparation negativ auf eine genaue Repositionierung des Fragmentes auf dem Stumpf aus (Rappelli et al. 2002).

In einigen Veröffentlichungen wird jedoch empfohlen, aus ästhetischen Gründen auf Präparationen und die Verwendung von zusätzlichem Komposit zu verzichten (Worthington et al. 1999, Reis et al. 2001).

Ob eine Präparation des Zahnfragmentes eine bessere Belastbarkeit des geklebten Fragmentes zur Folge hat, ist allerdings umstritten. DEAN et al. (1986) konnten in einer In-vitro-Untersuchung mit menschlichen Zähnen keine Verbesserung der Frakturfestigkeit durch zusätzliche Präparation erkennen. Dieses wird von WORTHINGTON et al. (1999) in einer Untersuchung mit Rinder-Zähnen bestätigt. Auch einige klinische Berichte verzichten auf eine Präparation des Zahns (Kanca 1996, Murchinson et al. 1999, Rappelli et al. 2002, Maia et al. 2003.). In anderen In-vitro-Untersuchungen hingegen, werden bei zusätzlicher Präparation bessere Haftwerte ermittelt (Reis et al. 2001, Reis et al. 2002, Demarco et al. 2004).

<p>External Enamel Bevel (Liew 1988, Burke 1991, Walker 1996, Worthington et al. 1999)</p>	<p>Um einen besseren Schmelz-Komposit-Verbund zu erreichen (Simonsen 1982), werden die äußeren Schmelzprismen senkrecht angeschnitten.</p>	
<p>V-Shaped Internal Enamel Groove (Diangelis et Jungbluth 1987, Baratieri et al. 1990, Diangelis et Jungbluth 1992, Worthington et al. 1999)</p>	<p>Durch Anlegen einer Rille in der Schmelzschicht wird der Anteil des Komposit erhöht, ohne das äußere Erscheinungsbild zu beeinflussen.</p>	
<p>Internal Dentin Groove (Baratieri et al. 1990, Baratieri et al. 1994, Walker 1996)</p>	<p>Durch Anlegen einer Rille in das Dentin beider Zahnteile wird die Bondingfläche zwischen Dentin und Zahn vergrößert.</p>	

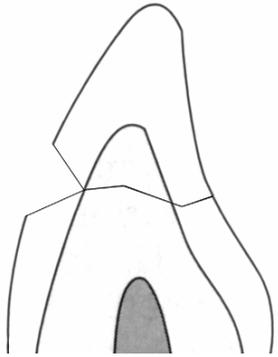
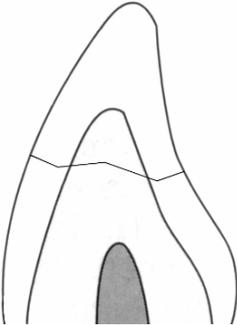
<p>External Enamel Groove (Andreasen, F.M. et al. 1995, Chu et al. 2000, Rappelli et al. 2002)</p>	<p>Durch Erweitern und Auffüllen der Bruchlinie mit Komposit nach der Fragment-Befestigung, vergrößert sich die Klebefläche. Die Fragment-Passung bleibt erhalten. (Andreasen, F.M. et al 1995, Reis et al 2004).</p>	
<p>Keine Präparation (Mader 1978, Andreasen F.M. et al 1986, Kanca 1996, Murchinson et al. 1999, Rappelli et al. 2002, Maia et al. 2003)</p>	<p>Fragment und Zahn werden nicht zusätzlich präpariert. Nach der Befestigung wird lediglich überschüssiges Bonding-/Kompositmaterial entfernt.</p>	

Tabelle 2: Präparationstechniken bei der Wiederbefestigung von Zahnfragmenten

1.5 Untersuchungen zur Fragmentbefestigung mit Dentinadhäsivsystemen

Über den Einsatz von Dentinadhäsiven bei der Wiederbefestigung von Kronenfragmenten findet man eine Reihe von Veröffentlichungen. Die Untersuchungen erfolgten zumeist an tierischen Zähnen (Munksgaard et al. 1991, Andreasen F.M. et al. 1993, Badami et al. 1995, Farik et al. 1998 a/b, Farik et al. 2000 a/b).

In früheren Berichten wurde bereits die Einsatzmöglichkeit von Adhäsivsystemen in Kombination mit Kompositen untersucht. (Munksgaard et al.1991, Farik et al.1998a, Farik et al. 2000 b, Reis et al. 2002).

ANDREASEN et al. (1993) beschrieben erstmalig einen Versuchsaufbau, in dem sie die alleinige Verwendung von Adhäsivsystemen mit der zusätzlichen Verwendung von Komposit verglichen.

PAGLIARINI et al. (2000) veröffentlichten eine In-vitro-Studie, die Frakturresistenzen von menschlichen Zähnen, welche mit Adhäsivsystemen unterschiedlicher Generation geklebt wurden, verglich.

2003 untersuchten SENGUN et al. die Frakturresistenz von Zähnen, die durch Fragmentbefestigung restauriert wurden und verglichen sie mit Zähnen, die mit Kompositaufbauten versorgt wurden.

2 Problemstellung

In der vorliegenden Arbeit wird in vitro an menschlichen Zähnen die Wiederbefestigung von Kronenfragmenten mit unterschiedlichen Dentinadhäsiven untersucht.

Hierzu werden die Zähne mit Hilfe einer Materialprüfmaschine gebrochen und die Ausgangsbruchfestigkeiten ermittelt.

Das gewonnene Bruchfragment wird dann adhäsiv wiederbefestigt. Dafür werden auf dem Markt erhältliche Dentinadhäsiven verschiedener Generationen verwendet.

In den letzten Jahren sind mehrere Veröffentlichungen erschienen, die sich bei der Wiederbefestigung von Kronenfragmenten ausschließlich auf die Verwendung von Dentinadhäsivsystemen verlassen. In dieser Arbeit wird in einer weiteren Versuchsgruppe untersucht, ob die zusätzliche Verwendung eines fließfähigen Komposit zu besseren Frakturfestigkeiten als die alleinige Verwendung eines Adhäsivsystems führt.

Um die verwendeten Adhäsivsysteme miteinander zu vergleichen und um zu untersuchen, wie sich die Bruchfestigkeit der restaurierten Zähne gegenüber der von gesunden Zähnen verhält, werden die Zähne nach dem Klebevorgang mit der identischen Versuchsanordnung erneut gebrochen.

Zusätzlich soll die Rolle der Größe der Klebefläche für die Festigkeit des Zahn-Fragment-Verbunds untersucht werden.

Die gewonnenen Messreihen werden statistisch ausgewertet und interpretiert.

3 Material und Methode

3.1 Auswahl des Zahnmaterials

Für die Untersuchung wurden vornehmlich parodontal nicht erhaltungswürdige menschliche Unterkiefer-Frontzähne verwendet. Die Zähne sollten karies- und füllungsfrei sein und durften keine größeren Schmelzdefekte aufweisen. Die Zähne wurden auf ihre Abrasion hin untersucht und gewertet (keine Abrasion, leichte Abrasion, Dentin sichtbar).

Bis zum Versuchsbeginn wurden die Zähne in 1%iger Chloramin-T-Lösung (Universitätsapotheke Würzburg) gelagert (Pagniano et al. 1986, Rueggeberg 1991).

3.2 Vorbereitung der Versuchszähne

Mit einem Scaler (SH 6/76, Fa. Hu-Friedy) wurden die Zähne von supra- und subgingivalem Zahnstein gereinigt.

Um die Zähne später im Spannfutter der Bruchmaschine befestigen zu können, mussten sie bis zu 1mm oberhalb des Äquators des lingualen Tuberkulums in Kunststoff (Technovit[®] 4071, Heraeus Kulzer GmbH) eingebettet (siehe Abbildung 3) werden. Um während des Einbettvorgangs eine bessere Handhabung zu gewährleisten, wurden die Zähne für die folgenden Arbeitsschritte an der Schneidekante mit einem 3,5 cm langen Stahlstift mit Klebewachs (Deuberit 502, Fa. Dr. Böhme+Schöps) befestigt (siehe Abbildung 1).

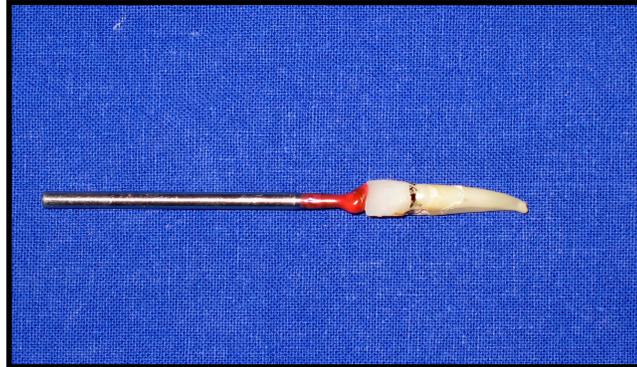


Abbildung 1: Versuchszahn mit Klebewachs an Stahlstift befestigt

Die Inzisivi wurden daraufhin mit einer Lötkelemme vertikal in der Mitte einer Einbettform (Multiform 30mm, Struers GmbH) fixiert (siehe Abbildung 2). Um eine eventuelle Hitze-Schädigung der Zahnschubstanz durch die exothermen Polymerisationsreaktion zu verhindern, standen die Zähne während des Abbindevorgangs in einem Wasserbad. Die eingebetteten Zähne wurden mit einer Polymerisationslampe (Elipar Trilight, Espe Dental AG) durchleuchtet, um sie auf entstandene Schmelzspünge hin zu kontrollieren.



Abbildung 2: Zahn beim Einbetten in Einbettform

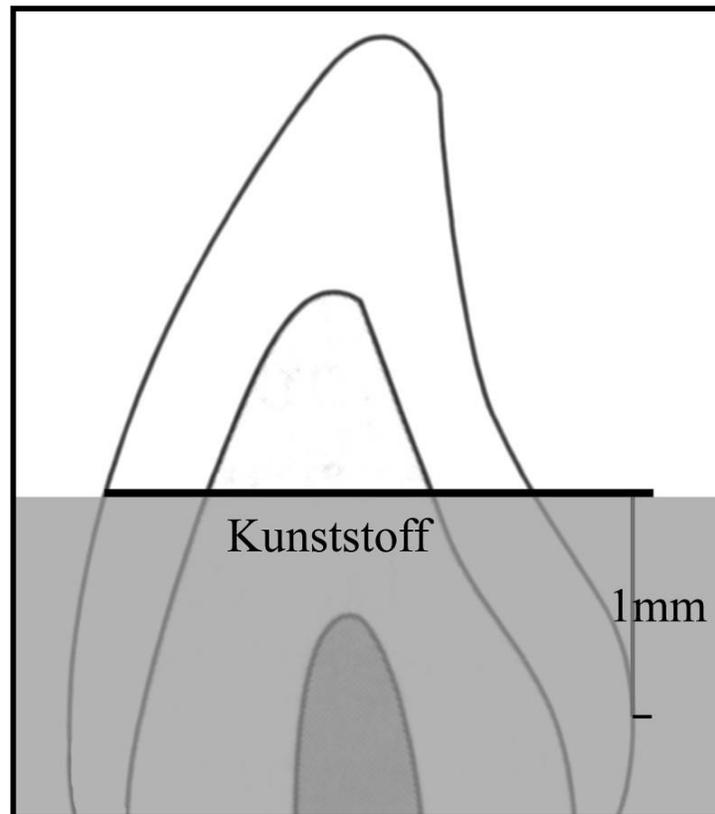


Abbildung 3: Lageschema eines in Kunststoff eingebetteten Versuchszahnes.

Um ein Austrocknen der Zähne bis zum Bruchversuch zu verhindern, wurden sie bei Raumtemperatur in physiologischer Kochsalzlösung (0,9%, Fresenius AG) aufbewahrt.

3.3 Einteilung der Versuchsgruppen

Für die Untersuchung wurden vier unterschiedliche Adhäsivsysteme verschiedener Generationen ausgewählt:

Versuchsgruppe 1.: OptiBond[®] FL (Fa. Kerr)

Versuchsgruppe 2.: Syntac[®] (Fa. Ivoclar Vivadent AG)

Versuchsgruppe 3.: Adhese[®] (Fa. Ivoclar Vivadent AG)

Versuchsgruppe 4.: Adper[®] Prompt[®] L-Pop[®] (3M ESPE AG).

In einer weiteren fünften Versuchsgruppe wurde OptiBond® FL in Verbindung mit dem fließfähigen Komposit Tetric Flow® (Ivoclar Vivadent AG) verwendet.

Unter Berücksichtigung der Abrasionen wurden die Zähne gleichmäßig auf die Versuchsgruppen aufgeteilt, so dass jeder Gruppe 14 Zähne zugeordnet wurden.

Wiesen Zähne nach dem ersten Bruchvorgang Schmelzausrisse auf, wurden sie einer neuen Gruppe (Gruppe 6) zugeordnet. Diese Zähne sollten wie die in Gruppe 5 ebenfalls mit OptiBond® FL und Tetric Flow® behandelt werden.

3.4 Bruchmessung am intakten Zahn

Zur Festlegung einer einheitlichen Bruchlinie wurden die zu brechenden Zahnkronen in vier gleiche Teile zwischen Schneidekante und Schmelz-Zement-Grenze eingeteilt. Als Bruchlinie wurde der Übergang vom ersten zum zweiten koronalen Viertel gewählt und mit einem wasserfesten Filzstift (Fa. Schwan-Stabilo) markiert (Abbildung 4).

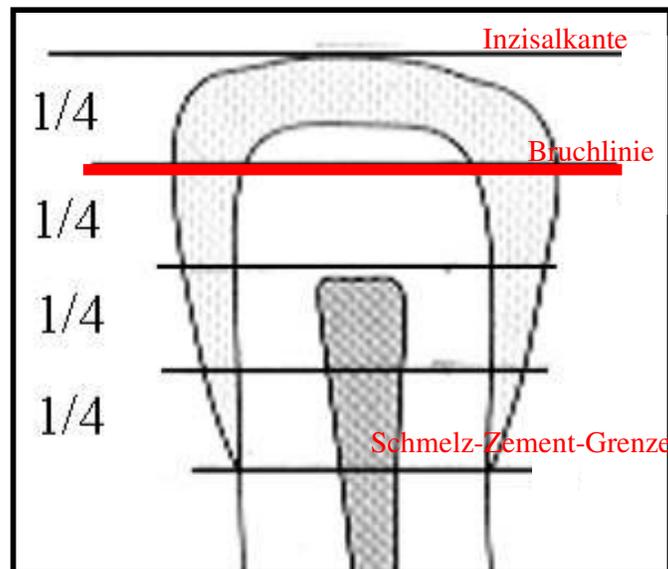


Abbildung 4: Einteilung der Krone zwischen Schmelz-Zement-Grenze und Schneidekante in Viertel. Die Bruchlinie befindet sich am Übergang erstes zum zweitem koronalen Viertel.

Der Bruchversuch wurde mit einer Material-Prüfmaschine (Typ 1445, Zwick GmbH & Co) durchgeführt. Der Ansträgwinkel des Edelstahl-Belastungstempels betrug 30° (Abbildung 5).

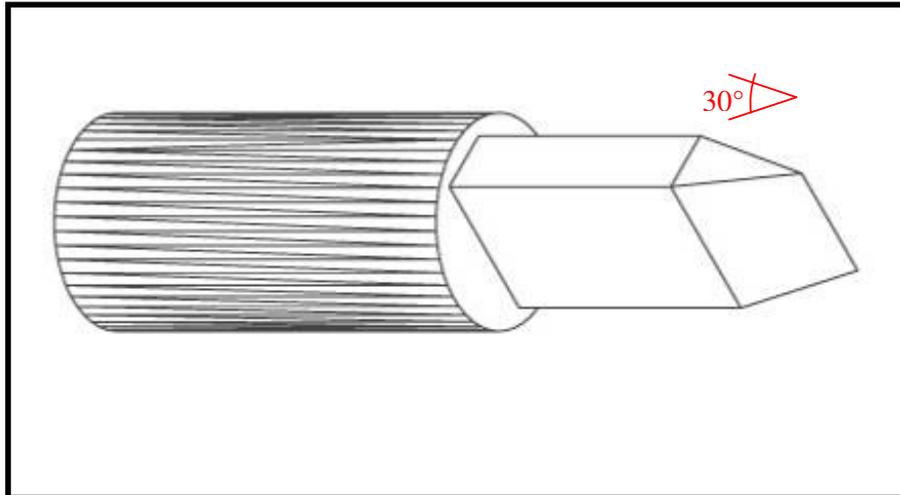


Abbildung 5: Skizze des angefertigten Bruchstempels

Um den Zahn auf dem Versuchstisch der Material-Prüfmaschine zu befestigen, wurde der Technovit[®] - Zylinder in eine Spannvorrichtung geklemmt (Abbildung 6). Das Spannfutter wurde so eingestellt, dass der Bruchstempel senkrecht zur Zahnachse, vestibulär auf die markierte Linie des Zahns auftraf (Abbildung 7).

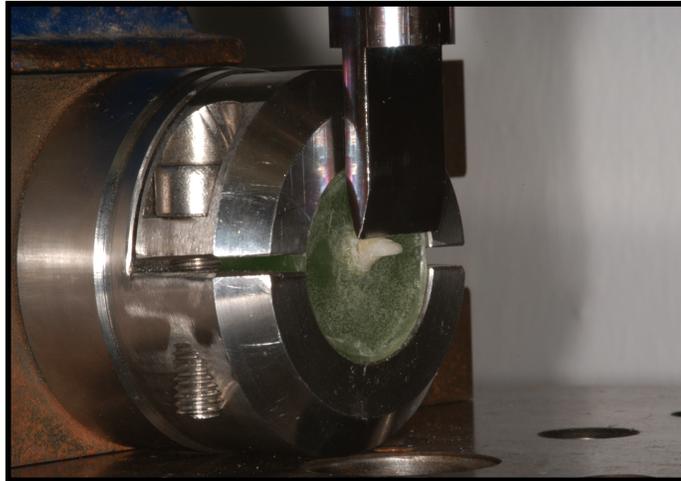


Abbildung 6: Anordnung von Zahn und Bruchstempel in der Zwick-Maschine Typ 1445

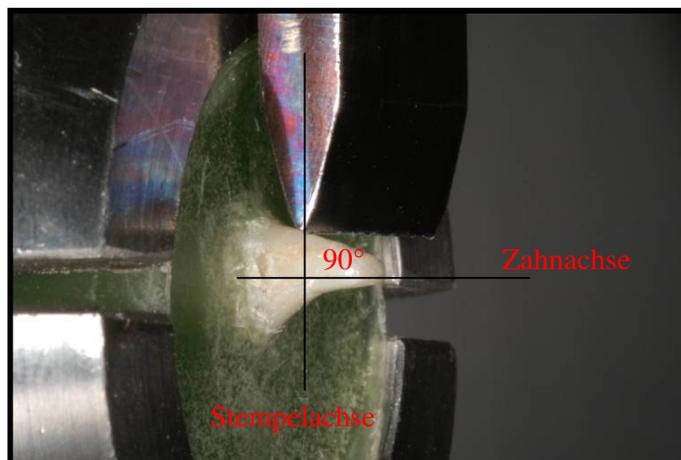


Abbildung 7: Krafteinwirkung senkrecht zur Zahnachse auf die Vestibulärfläche des Zahnes

Das Versuchsobjekt wurde computergesteuert mit einer Geschwindigkeit von 10mm/ min und einer Vorkraft von 2 N auf den Bruchstempel bewegt. Der Anstieg der Kraft bis zum Bruch des Zahns wurde mit der eingebauten Kraftmessdose gemessen und über den angeschlossenen Personal-Computer mit der Software der Firma Zwick GmbH & Co registriert.

Die abgebrochenen Zahnfragmente wurden in Zellstofftüchern aufgefangen und zusammen mit dem Zahn erneut in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.



Abbildung 8: Zahn und Fragment nach erstem Bruchversuch

3.5 Auswertung der Zähne nach dem 1. Bruchversuch

Die gebrochenen Zähne wurden nach Art des Bruchverlaufs und nach der Güte der Fragmentpassung bei der Repositionierung beurteilt.

Bruchverlauf

Index	Bruchverlauf
1	glatter Bruch
2	Bruch mit Stufe
3	Bruch mit Substanzverlust
4	Trümmerbruch
5	Bruch innerhalb der Einbettmasse

Fragmentpassung

Index	Passgenauigkeit
1	hohe Passgenauigkeit
2	geringe Passgenauigkeit

Zähne mit geringer Passgenauigkeit (Fragmentpassung 2) wurden von der weiteren Untersuchung ausgeschlossen, ebenso Brüche innerhalb der Einbettmasse (Bruchverlauf 5), Brüche mit Stufe (Bruchverlauf 2) und Trümmerbrüche (Bruchverlauf 4). Ferner wurden Zähne, deren Bruchverläufe nicht mit der eingezeichneten Bruchlinie übereinstimmten, aus dem Versuch genommen. Diese Brüche sind als Biegebrüche und nicht als Scherbrüche zu interpretieren und dürfen wegen der unterschiedlichen Bruchphysik nicht miteinander verglichen werden (Van Noort et al. 1989, Retief 1991).

Um feststellen zu können, welchen Einfluss beim Bruch entstandene Substanzdefekte auf die Bruchfestigkeit des restaurierten Zahns haben, wurde eine weitere Versuchsgruppe (Versuchsgruppe 6) gebildet. In dieser Gruppe wurden alle Zähne gesammelt, die nach dem Brechen Substanzverluste aufwiesen (Bruchverlauf 3). Diese Gruppe bestand im Gegensatz zu den anderen fünf Gruppen nur aus sieben Zähnen.

3.6 Vermessung der Bruchfläche

Zur Vermessung der Bruchfläche wurde ein Mikroskop (Typ Tessovar, Fa. Zeiss) mit integrierter digitaler Kamera (Typ PDMC-2, Fa. Polaroid) eingesetzt. Die Kamera wurde mit einem Personal-Computer verbunden, auf dem das Flächen-Messprogramm Sigma Scan (Fa. Jandel Scientific) installiert war.

Zunächst wurde das Messprogramm mit Hilfe eines Millimeterpapiers geeicht. Die Zähne wurden für die Messung mit Knetmasse so auf dem Objektträger befestigt, dass die Bruchfläche horizontal zum Mikroskop ausgerichtet war. Unter 1,6-facher Vergrößerung wurde die Fläche mit der Kamera aufgenommen und unter Zuhilfenahme des Messprogramms ausgewertet.

3.7 Fragmentbefestigung

3.7.1 Verwendete Adhäsivsysteme

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Adhäsivsysteme unterscheiden sich in ihrer Anwendung und Generation.

Für die Einteilung der Adhäsive nach Generationen, wird die von FRANKENBERGER (2001) vorgeschlagene Einteilung verwendet. FRANKENBERGER (2001) teilt die Adhäsivsysteme in sechs Generationen ein, geordnet nach der Komplexität der Verarbeitung (Arbeitsschritte und Ätztechnik). Dabei gehören zur sechsten Generation die modernen Adhäsivsysteme mit geringem Verarbeitungsaufwand.

Das Dentinadhäsiv **Syntac**[®] (Ivoclar Vivadent AG) befindet sich unter den verwendeten Adhäsiven am längsten auf dem Markt und gehört der 3. Generation an. Die Anwendung umfasst 4 Arbeitsschritte. Der Zahnschmelz muss selektiv mit 37% Phosphorsäure (Ultraetch, Ultradent Products inc.) geätzt werden. Das Dentin wird daraufhin mit einem selbstkonditionierenden Primer vorbehandelt. Anschließend muss das Adhäsiv und ein ungefülltes Bondingmaterial (Heliobond[®], Ivoclar Vivadent AG) aufgebracht werden.

Im Gegensatz dazu verzichtet man bei Dentinadhäsivsystemen der 4. Generation auf eine selektive Schmelzätzung. Ein Dentinadhäsivsystem dieser Generation ist **OptiBond**[®] FL (Fa. Kerr), bei dem Schmelz für 30 Sekunden und Dentin für 15 Sekunden mit 37% Phosphorsäure (Ultraetch, Ultradent Products inc.) geätzt werden. Das freigelegte Kollagengeflecht wird nach dem Absprayen des Ätzgels mit einem hydrophilen, selbstkonditionierenden Primer und einem gefüllten Bondingmaterial behandelt. Die Anwendung umfasst 3 Arbeitsschritte.

Adhese[®] (Ivoclar Vivadent AG) als ein Dentinadhäsivsystem der 5. Generation besteht aus einem selbstätzenden Primer für Schmelz und Dentin. Auf eine separate Ätzung mit Phosphorsäure wird verzichtet.

Auf die vorbehandelte Fläche wird nur noch ein Bondingmaterial aufgetragen, so dass sich der Arbeitsaufwand auf zwei Arbeitsschritte reduziert.

Adper[®]Prompt[®]L-Pop[®] (3M ESPE AG) ist ein Adhäsivsystem der 6. Generation und vereint alle Behandlungsschritte in der Applikation einer Substanz. Die Funktion des Ätzgels, des Primers und des Bondings werden von einer Lösung übernommen, die mehrmals appliziert wird.

Die Inhaltsstoffe und Eigenschaften der verwendeten Adhäsivsysteme, sowie des verwendeten fließfähigen Komposit-Materials sind in Tabelle 3 zusammengefasst.

Adhäsivsystem	Inhaltsstoffe		Ätztechnik	Arbeitsschritte
OptiBond® FL 4. Generation	<u>Primer</u>	HEMA, GPDM, Phtalsäuremonomethacrylat, Ethanol, Wasser	Total-Etching/	3
	<u>Bonding</u>	Bis-GMA, HEMA, GPDM, Ba-Al-Borosilikat, Mikrofüller, NaSiF6, Initiatoren		
Syntac® 3.Generation	<u>Primer</u>	Poly EG-DMA, Maleinsre., Keton	Schmelzätzung & Dentinkonditionierender Primer/	4
	<u>Adhäsiv</u>	Poly EG-DMA, Glutaraldehyd		
	<u>Heliobond</u>	Bis-GMA (60 Gew.%), TEG-DMA (40Gew. %)		
Adhese® 5.Generation	<u>Primer</u>	DMA, Phosphorsäure-acrylat, Initiatoren, Stabilisatoren	Selbstkonditionierender Primer/	2
	<u>Bonding</u>	HEMA, DMA, Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren.		
Adper® Prompt® L-Pop® 6. Generation	<u>Flüssigkeit 1</u>	MA-PE, Bis-GMA, Initiatoren, Stabilisatoren	Selbstkonditionierendes Primer-Adhesiv/	1
	<u>Flüssigkeit 2</u>	Wasser, HEMA, Polyalkensäure, Stabilisatoren		
Komposite				
Tetric Flow®		Bis-GMA, DMA, TEG-DMA, Anorganische Füller (68,1%) BA-Al-Floursilikatglass, Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren		

Legende zur Tabelle:

HEMA=Hydroxyethylmethacrylat

Bis-GMA= Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat

TEG-DMA=Triethylenglycoldimethacrylat,

MA-PE= Methacrylat-Phosphorester

GPDM=Glycerophosphatdimethacrylat

PolyEG-DMA= Polyethylenglycoldimethacrylat

DMA=Dimethacrylat

Tabelle 3: Verwendeten Dentinadhäsivsysteme

3.7.2 Anwendung der Dentinadhäsivsysteme und Fragmentbefestigung

Zur besseren Handhabung wurde die Schneidekante des Fragments mit Heliobond (Ivoclar Vivadent AG) an einem PICH-Kugelstopfer (Fa. Hu-Friedy) befestigt.

Um die reine Haftwirkung unterschiedlicher Adhäsivsysteme zu untersuchen und den Einfluss vorhergehender Präparation auszuschließen, verzichtet die vorliegende Dissertation auf das Beschleifen von Zahn und Fragment.

Die Anwendung der Dentinadhäsivsysteme erfolgte genau nach Herstellerangaben. Alle Arbeitsschritte wurden sowohl am Zahn als auch am Bruchfragment durchgeführt.

Um eine korrekte Anwendungsdauer für alle Systeme zu gewährleisten, wurde bei allen Arbeitsschritten eine Stoppuhr (Fa. Conrad) verwendet.

Die einzelnen Arbeitsschritte sind der Übersicht halber in Tabelle 4 zusammengefasst.

Nachdem Fragment und Zahn passgenau aufeinander gesetzt wurden, erfolgte die Lichthärtung mit einer Lichthärtelampe (Typ Elipar Trilight, Espe Dental AG). Dabei wurde der Härtevorgang mesial, distal, lingual und vestibulär für jeweils 40 Sekunden aus einem Abstand von 0,5 cm durchgeführt. Die Leistung der Lampe betrug 800 mW/cm² und wurde vor jeder Testreihe mit einem Messgerät (Model 100 Curing Radiometer, Demetron Research Corp.) überprüft.

Bonding- oder Kompositüberschüsse wurden unmittelbar nach dem Härten mit einem Skalpell (Klinge 12D, Aesculap AG&Co KG) sorgfältig entfernt, und die ehemalige Bruchlinie mit einem wasserfesten Filzschreiber nachgezeichnet. Nach der Restauration wurden die Zähne in physiologische Kochsalzlösung gelegt und in einem Brutschrank (Typ KB 600, Fa. Heraeus) bei 37° C für 24 Stunden bis zum nächsten Bruchversuch gelagert.

Zur Qualitätssicherung wurden alle Arbeitsschritte mit Hilfe einer Lupenbrille (Fa. Carl Zeiss) unter 2-facher Vergrößerung durchgeführt.

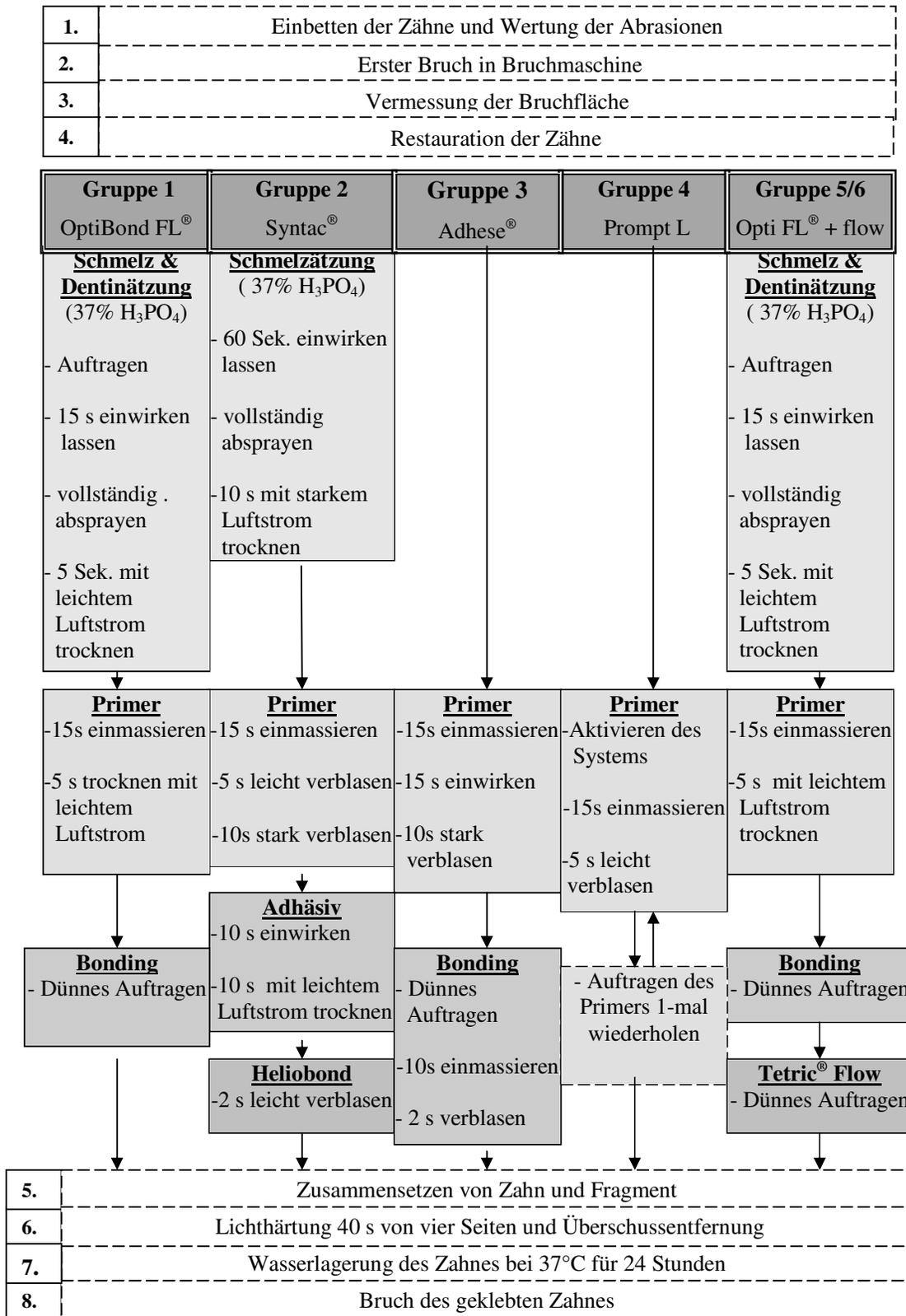


Tabelle 4: Genaue Anwendung der Befestigungsmaterialien in den verschiedenen Versuchsgruppen

3.8 Bruchmessung am restaurierten Zahn

Die Messung der Verbundfestigkeit der geklebten Zähne erfolgte in derselben Vorgehensweise wie die Bruchmessung der intakten Zähne. Die Kante des Bruchstempels wurde dabei genau auf die markierte Linie positioniert.

Die Bruchkraft der geklebten Zähne der Gruppen 1 bis 6 wurde ebenfalls mit der Kraftmessdose gemessen und mit der Zwick-Software (Zwick GmbH & Co) aufgezeichnet.

Ein typischer Kraftverlauf während der beiden Bruchvorgänge ist in Abbildung 9 dargestellt.

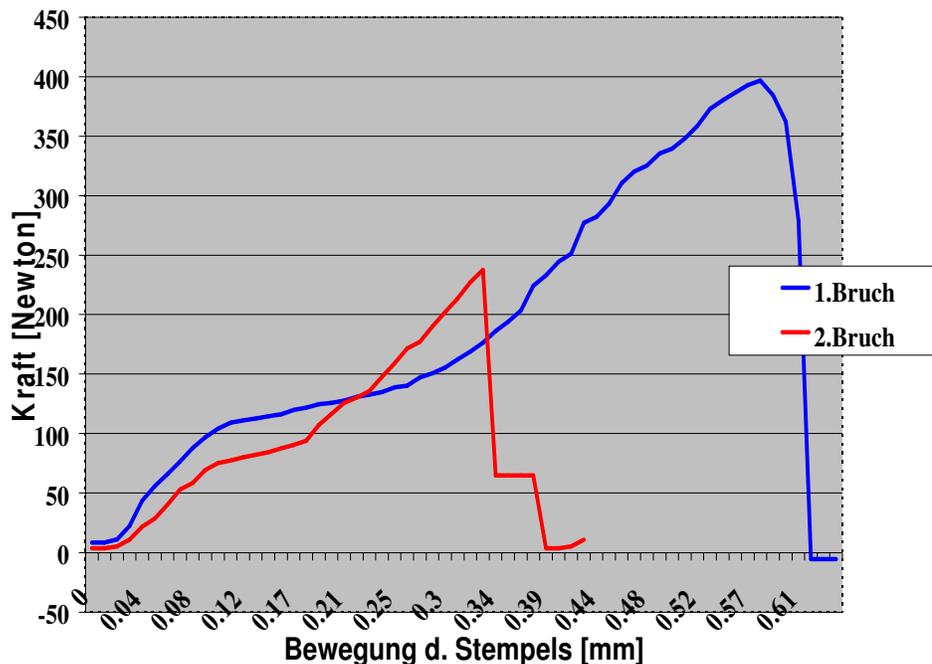


Abbildung 9: Graphische Darstellung der Bruchkräfte am intakten Zahn (1.Bruch) und am geklebten Zahn (2.Bruch)

3.9 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Bruchkräfte wurde unter Verwendung des Computerprogramms SPSS (Version 11, SPSS Inc.) durchgeführt.

Für den Vergleich der Bruchfestigkeit der einzelnen Gruppen wurde für jeden Versuchszahn der Kraftwert F2 [Newton] (Frakturresistenz des geklebten Zahn) mit dem Kraftwert F1 [Newton] (Frakturresistenz des intakten Zahn) in ein prozentuales Verhältnis gesetzt. Hohe Prozentwerte geben demnach hohe Frakturfestigkeit wieder.

$$\text{Bruchfestigkeit [\%]} = \frac{\text{F2 [Newton]}}{\text{F1 [Newton]}} \cdot 100$$

Für jede Versuchsgruppe wurden zuerst im Rahmen der explorativen Datenanalyse die Medianwerte und deren Verteilungsgrenzen errechnet.

Um zwischen den einzelnen Gruppen Vergleiche ziehen zu können, wurde mit Hilfe des KRUSKAL-WALLIS-Tests die mittleren Rangdaten jeder Gruppe ermittelt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,05$ festgelegt. Die Rangdaten zwischen den einzelnen Versuchsgruppen wurden daraufhin mit dem MANN-WHITNEY-U-Test auf signifikante Unterschiede untersucht. Durch die Alpha-Adjustierung nach BONFERONI wurde das Signifikanzniveau hierfür auf $p = 0,005$ gesenkt.

Die Versuchsgruppe 6 (OptiBond[®] FL+ Flow/Schmelzdefekt) wurde wegen der kleinen Gruppengröße ($n = 7$) nicht in die statistischen Gruppenvergleiche nach KRUSKAL-WALLIS einbezogen.

Die Möglichkeit einer Korrelation zwischen Größe der Bruchfläche und Bruchfestigkeit des restaurierten Zahns wurde für jede Gruppe mit dem SPEARMAN-RHO-Test untersucht.

4 Ergebnisse

4.1 Bruchverhältnisse der Versuchszähne aller Gruppen in Prozent

Für jeden Zahn wurde das Bruchkraft-Verhältnis zwischen intaktem und geklebtem Zahn ermittelt (Tabelle 5). In den Gruppen 1, 2, 3, 4, 5 wurden jeweils 14 Zähne untersucht. Die Gruppe 6 umfasste nur 7 Versuchszähne. Insgesamt wurden somit 77 Zähne ausgewertet.

Zahn	Gruppe 1 OptiBond®	Gruppe 2 Syntac®	Gruppe 3 Adhese®	Gruppe 4 Adper® Prompt® L-Pop®	Gruppe 5 OptiBond®+ Tetric Flow®	Gruppe 6 OptiBond® + Tetric Flow®/ Substanzefekt
1	49,0%	24,5%	30,8%	15,4%	40,6%	69,5%
2	47,7%	38,6%	31,6%	27,6%	39,0%	59,8%
3	38,5%	24,7%	22,9%	5,3%	20,4%	47,7%
4	30,2%	15,9%	19,0%	24,3%	32,7%	32,5%
5	57,1%	11,4%	23,3%	1,4%	36,9%	40,5%
6	40,5%	27,5%	21,0%	2,1%	35,2%	42,0%
7	42,1%	18,8%	34,1%	3,8%	34,7%	40,9%
8	46,6%	21,5%	28,5%	8,1%	41,6%	
9	28,9%	17,6%	27,8%	8,5%	28,1%	
10	52,8%	9,7%	15,9%	13,5%	25,6%	
11	30,3%	19,4%	13,0%	9,0%	39,8%	
12	44,4%	14,5%	11,9%	6,0%	37,8%	
13	35,7%	11,3%	9,7%	7,2%	32,5%	
14	32,7%	18,4%	26,6%	9,0%	33,3%	

Tabelle 5: Frakturfestigkeiten [Prozent] der einzelnen Versuchszähne

4.2 Medianwerte der Bruchverhältnisse aller Gruppen in Prozent

Aus Tabelle 6 und Abbildung 10 lassen sich die Medianwerte der einzelnen Gruppen entnehmen.

Versuchsgruppe	Medianwert [%]
Gruppe 1 [OptiBond [®] FL]	41,28 %
Gruppe 2 [Syntac [®]]	18,59%
Gruppe 3 [Adhese [®]]	23,07%
Gruppe 4 [Adper [®] Prompt [®] L-Pop [®]]	8,34%
Gruppe 5 [OptiBond [®] FL + Tetric Flow [®]]	34,95%
Gruppe 6 [OptiBond [®] FL +Tetric Flow [®] /Substanzdefekt]	42,02%

Tabelle 6: Medianwerte der Versuchsgruppen

Die Versuchsgruppe 1 [OptiBond[®] FL] und Versuchsgruppe 5 [OptiBond[®] FL + Tetric Flow[®]] weisen mit einem Medianwert von 41,28% bzw. 34,95% die höchsten Werte und somit die höchsten Frakturfestigkeiten der Gruppen 1 bis 5 auf.

Gruppe 2 [Syntac[®]] und Gruppe 3 [Adhese[®]] liegen mit Werten von 18,59% bzw. 23,07% deutlich darunter.

Der geringste Medianwert wird mit einem Prozentwert von 8,34% für die Versuchsgruppe 4 [Adper[®]Prompt[®]L-Pop[®]] errechnet.

Versuchsgruppe 6 [OptiBond[®] FL + Tetric Flow[®]/Schmelzdefekt] liegt mit 42,02% im Bereich der Frakturfestigkeiten der Gruppen 1 und 5.

Die errechneten Prozentzahlen geben nur eine Tendenz wieder. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ist dadurch noch nicht bewiesen.

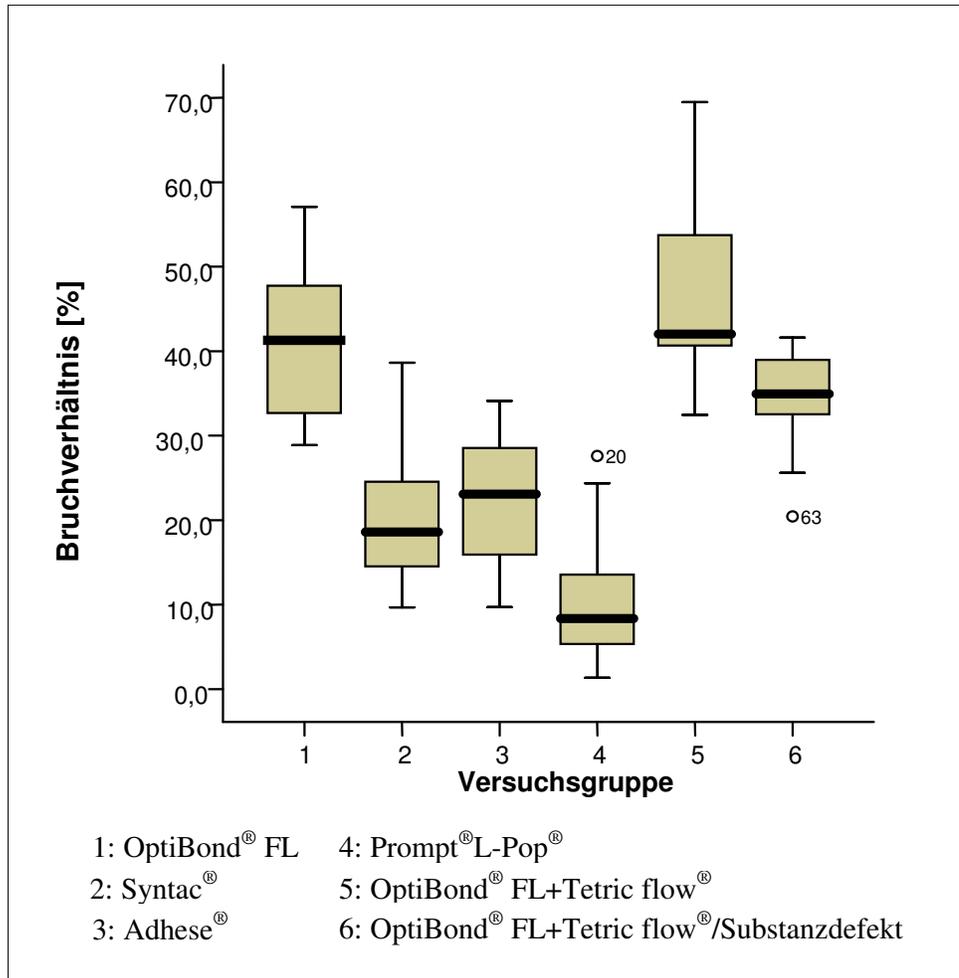


Abbildung 10: Medianwerte und Interquartilbereich der Versuchsgruppen

4.3 Vergleich der Bruchfestigkeit zwischen den einzelnen Gruppen

Um die Bruchfestigkeiten der einzelnen Gruppen und somit die unterschiedlichen Adhäsivsysteme untereinander zu vergleichen, wurden in einem ersten Schritt die mittleren Rangdaten der einzelnen Gruppen mit Hilfe des KRUSKAL-WALLIS-Test ermittelt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 dargestellt. In einem zweiten Schritt wurden die Rangdaten durch den MANN-WHITNEY-U-Test nach signifikanten Unterschieden überprüft. Die Ergebnisse können der Tabelle 8 entnommen werden.

Durch die BONFERONI-Korrektur wurde das Signifikanzniveau auf $p = 0,005$ festgelegt.

Versuchsgruppe 6 wurde wegen der geringen Gruppengröße ($n = 7$) nicht in die Auswertung nach KRUSKAL-WALLIS und MANN-WHITNEY-U einbezogen.

Versuchsgruppe	n	Mittlerer Rang
Gruppe 1 [OptiBond [®] FL]	14	58,43
Gruppe 2 [Syntac [®]]	14	25,64
Gruppe 3 [Adhese [®]]	14	31,07
Gruppe 4 [Prompt [®] L- Pop [®]]	14	11,79
Gruppe 5 [OptiBond [®] FL+ Tetric Flow [®]]	14	50,57
Gruppe 6 [OptiBond [®] FL+ Tetric Flow [®] /Substanzdefekt]	7	Nicht gewertet
Gesamt	77	

Tabelle 7: Rangverteilung nach Kruskal-Wallis

Gruppe	1	2	3	4	5
1		p=0,000	p=0,000	p=0,000	p=0,048
2			p=0,198	p=0,003	p=0,000
3				p=0,000	p=0,000
4					p=0,000
5					

signifikanter Unterschied ($p < 0,005$)

nicht signifikanter Unterschied ($p > 0,005$)

Tabelle 8: Signifikanzgruppierung nach MANN-WHITNEY-U

Für die Gruppe 1 [OptiBond® FL] wird die höchste Verbundfestigkeit erreicht. Der Unterschied in den Rangdaten zu Gruppe 5, in der zusätzlich zum Adhäsiv OptiBond® FL noch ein fließfähiges Komposit verwendet wurde, ist nicht signifikant ($p > 0,005$).

Die Bruchfestigkeiten der Gruppen 1 und 5 sind zu allen anderen Gruppen signifikant höher ($p < 0,005$).

Zwischen dem Adhäsiv Syntac® (Gruppe 2) und Adhese® (Gruppe 3) besteht in den Rangdaten kein signifikanter Unterschied ($p > 0,005$).

Gruppe 2 und Gruppe 3 liefern aber signifikant bessere Frakturresistenzen als Gruppe 4, in der die Zähne mit Prompt® L Pop® geklebt wurden ($p < 0,005$).

Die Hypothese, dass die Verwendung verschiedener Adhäsivsysteme zu unterschiedlicher Festigkeit des restaurierten Zahnes führt, kann somit bestätigt werden. Während das System OptiBond® FL die höchsten Frakturfestigkeiten erreicht, werden mit den Adhäsivsystemen Syntac®, Adhese® und Prompt® L- Pop® deutlich geringere Frakturfestigkeiten erzielt.

Des Weiteren wird nachgewiesen, dass eine zusätzliche Verwendung von Tetric Flow® zum Adhäsiv OptiBond® FL zu keiner Steigerung der Frakturfestigkeit führt.

Da für Gruppe 6 (Zähne mit Substanzdefekten) die Gruppengröße mit $n=7$ für die Auswertung nach KRUSKAL-WALLIS und MANN-WHITNEY-U zu gering war, wurde für diese Gruppe auf den Medianwert zurückgegriffen. Aus Tabelle 5 ist ersichtlich, dass Zähne der Gruppe 6 eine ähnliche Bruchfestigkeit aufweisen wie solche ohne Defekte (Gruppen 1 und 5).

4.4 Einfluss der Bruchfläche auf die Bruchfestigkeit

Eine mögliche Korrelation zwischen Bruchfläche und Bruchfestigkeit wurde mit Hilfe des SPEARMAN-RHO-Test untersucht.

Die Ergebnisse können Tabelle 9 entnommen werden.

Das Signifikanzniveau wurde mit $p = 0,05$ festgelegt.

Ein Zusammenhang zwischen der Größe der Klebefläche und der Bruchfestigkeit ist in keiner Gruppe nachweisbar.

Gruppen	
1	p= 0, 131
2	p= 0, 196
3	p= 0, 911
4	p= 0, 180
5	p= 0,994
6	p= 0, 052

nicht signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)

Tabelle 9: Korrelationen zwischen Bruchfläche und Bruchfestigkeit innerhalb jeder Gruppe.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Zahnauswahl

Bruchversuche mit menschlichen Zähnen wurden schon in früheren Untersuchungen beschrieben (Pagliarini et al. 2002, Sengun et al. 2003). In vielen Veröffentlichungen wurden jedoch zumeist Rinder- oder Schafzähne eingesetzt (Munksgaard et al. 1991, Andreasen F.M. et al. 1993, Badami et al. 1995, Farik et al. 1998 a/b, Farik et al. 1999, Farik und Munksgaard 1999, Farik et al. 2000 a/b, Farik et al. 2002, Mota et al. 2003). Menschliche Zähne unterscheiden sich von tierischen Zähnen in ihrer mikroskopischen und makroskopischen Struktur (Retief 1991, Farik et al. 1998b, Sengun et al. 2003). Bondingstärken, gewonnen in Versuchen mit tierischem Zahnmaterial liegen deutlich unter denen mit menschlichen Zähnen gemessenen Werten und sind somit nur schlecht auf den Menschen übertragbar (Finger 1988, Leloup et al. 2001).

5.1.2 Zahnlagerung

Um ein Austrocknen der Zähne nach der Extraktion bis zum Untersuchungsbeginn zu vermeiden, wurden sie in 1% Chloraminlösung gelagert. Ein Einfluss auf die Versuchsergebnisse ist hierdurch nicht zu erwarten (Jørgensen et al. 1985, Finger 1988). Ebenso spielen unterschiedliche Lagerungszeiten der einzelnen gesunden Zähne bis zum Versuchsbeginn keine Rolle (Mitchem und Gronas 1986, Pashley et al. 1988, Retief et al. 1990, Söderholm 1991).

Die Zähne wurden zwischen Restauration und erneutem Bruchversuch für 24 Stunden in physiologischer Kochsalz-Lösung aufbewahrt. Während dieser Zeit wird die Adhäsionskraft durch eine fortgesetzte Polymerisation des Bondingmaterials und ein Abnehmen der Klebspannungen noch weiter verbessert (Staninec und Kawakami 1993).

5.1.3 Bruchfestigkeitsmessung

5.1.3.1 Bruchmechanik

In der Materialforschung wird zur Ermittlung der Festigkeit des Dentin-Komposit-Verbunds bevorzugt mit Scherkraftversuchen gearbeitet (Leloup et al. 2001). Dieses Verfahren wird auch zur Untersuchung der Bruchresistenz restaurierter Frontzähne häufig verwendet (Munksgaard et al. 1991, Badami et al. 1995, Farik et al. 1998a/b, Farik et al. 1999, Pagliarini et al. 2000, Sengun et al. 2003).

Bei Scherversuchen wird die Kraft durch einen keilförmigen Stempel direkt auf die Verbundfläche aufgebracht, um unkontrollierte Biegebrüche zu vermeiden. Trotz optimaler Kraftwirkung kommt es dabei an den Rändern des Zahnes zu Spannungsspitzen. Als Folge treten initiale Rissausbreitungen auf. Diese führen zu geringeren Haftwerten als in vivo (van Noort 1989, DeHoff 1995).

5.1.3.2 Bruchmethodik

Bei den Bruchversuchen erwies sich die Gewinnung von Bruchfragmenten, die sich passgenau repositionieren lassen, als schwierig. Dabei dürfen die Fragmente beim Bruchvorgang weder in mehrere kleine Teile zerspringen noch unterhalb des Einbett-Kunststoffes brechen. Beides verhindert eine sichere Reposition. Dieses Problem lösen diverse Forschungsgruppen auf verschiedene Weise. In manchen Veröffentlichungen wird das Fragment mit einer diamantierten Scheibe abgetrennt (Badami et al. 1995, Sengun et al. 2003). Dieses Verfahren ist jedoch problematisch, da hierdurch die mikroskopische Anatomie des Dentins nachhaltig verändert wird und durch den Schleifvorgang Zahnschubstanz verloren geht (Badami et al. 1995).

In anderen Versuchsaufbauten wird die Schneidekante durch zwei gegeneinander angeordnete scharfe Microtome gebrochen, welche mesial und distal an den Zahn greifen (Farik et al. 1998a/b, Farik et al. 1999, Farik et al. 2000 a/b). Ferner werden auch Versuchsanordnungen verwendet, bei denen das Fragment mit einer Zange abgetrennt wird, wobei die Sollbruchstelle vorher eingeschliffen wurde (Munksgaard et al. 1991, Andreasen F.M. et al. 1993).

Bei allen oben genannten Verfahren werden sodann die Zähne restauriert und in einer Materialprüfmaschine gebrochen und die Bruchkräfte gemessen. Die Bruchfestigkeit des identischen, gesunden Zahns kann dabei nicht ermittelt werden. Um trotzdem einen Vergleich anstellen zu können, wird auf die Bruchfestigkeit einer Kontrollgruppe mit nicht identischen Zähnen ausgewichen.

Dem gegenüber hat die in der vorliegenden Dissertation beschriebene Methode den Vorteil, dass man die Frakturresistenz des restaurierten Zahns direkt mit der des identischen gesunden Zahns vergleichen und in ein prozentuales Verhältnis setzen kann. Hierdurch kann eine direkte Abnahme der Stabilität durch die Restauration gemessen werden. Dieses Verfahren wurden schon von PAGLIARINI et al. (2000) und REIS et al. (2002) beschrieben, die allerdings den Mittelwert der im ersten Bruch gewonnenen Bruchkräfte errechneten und ihn als Vergleichswert heranzogen.

Durch die hier beschriebene Methode trat allerdings eine hohe Quote an nicht zu restaurierenden Zähnen auf. So konnten von 127 gebrochenen Zähnen nur 77 Zähne für den Restaurationsversuch verwendet werden. Hauptursache waren Absplitterungen an den Fragmenten sowie das Brechen des Zahnes innerhalb des Einbettkunststoffes.

5.1.3.3 Design des Bruchstempels

Das Design des Bruchstempels ist ein wichtiger Faktor bei Scherkraftmessungen und verändert die resultierenden Frakturfestigkeiten deutlich (Pecora et al. 2002). Für die vorliegende Dissertation wurden in Vorversuchen Bruchstempel mit unterschiedlicher Form untersucht.

Die Verwendung von stumpfen, abgerundeten Bruchstempeln erwies sich als ungeeignet, da es in den meisten Fällen zu Biegebrüchen unter dem Einbettkunststoff kam. Mit dem beschriebenen Stempeldesign konnten am ehesten reproduzierbare Scherbrüche erzeugt werden. Viele frühere Untersuchungen arbeiten mit ähnlich geformten Stempeln. (Badami et al. 1991, Farik et al. 1998b, Farik et al. 1999, Pagliarini et al. 2000).

Beim Brechen ließen sich minimale Schmelzdefekte am Ansatzpunkt des Stempels nicht vermeiden. Da diese nur gering sind und lokalisiert auftreten, behindern sie jedoch die sichere Reposition des Fragmentes nicht.

Bei dem beschriebenen Versuchsaufbau ist zu bedenken, dass durch den stark angeschrägten Stempel Spannungsspitzen entstehen, wie sie bei natürlicher Kaubelastung nicht zu erwarten sind. Die Laborwerte geben dadurch geringere Frakturfestigkeiten vor, als sie im Mund des Patienten auftreten (DeHoff et al. 1995).

5.1.3.4 Bruchgeschwindigkeit

Die Geschwindigkeit, mit der der Bruchstempel auf den Zahn fährt, beeinflusst die gemessenen Kraftwerte. Mit steigender Geschwindigkeit sinkt die Frakturresistenz deutlich ab (Andreasen et al. 1993, Farik & Munksgaard 1999). Erklärt wird das Phänomen durch eine steigende Sprödigkeit von Methacrylathaltigen Polymeren (Farik et al. 1998a).

FARIK et al. (2000b) arbeitet mit Geschwindigkeiten bis 40 mm/min. In einem Versuchsaufbau von PAGLIARINI et al. (2000) wird bei Verwendung einer Universaltestmaschine mit einer Geschwindigkeit von 30mm/min gearbeitet. RETIEF et al. (1991) geben Geschwindigkeiten von 0,5 mm /min für Adhäsionstestungen als normal an. Standardmäßig wird in den meisten anderen Versuchen eine Geschwindigkeit von 1 mm/min angegeben (Munksgaard et al. 1991, Andreasen F.M. et al. 1993, Badami et al.1995, Farik et al. 1998a/b, Farik et al. 1999, Farik et al. 2000 a, Reis et al. 2002).

5.1.4 Vergleich von In-vitro- und In-vivo-Studien

Um zu verlässlichen Aussagen zu kommen, benötigen In-vivo-Studien ein System von engmaschigen Recalls vieler Patienten über einen mehrjährigen Zeitraum (van Meerbeeck 1996). Diese Studien gibt es oft nur in geringer Zahl (van Meerbeeck 1996, Perdigiano 1996).

Mehrjährige Untersuchungszeiträume stehen aber im Allgemeinen nicht zur Verfügung. Es sind daher Methoden gefordert, die in einem kurzen Zeitraum Ergebnisse liefern, bevor das Adhäsivsystem veraltet ist. Mit Hilfe der In-vitro-Untersuchung können nicht nur schnellstmöglich Ergebnisse gewonnen, sondern auch Störfaktoren ausgeschlossen oder standardisiert werden. Aus diesen Gründen gibt es zur In-vitro-Untersuchung keine Alternative. Sie stellt eine wichtige Säule der Materialforschung dar.

Der Übertragung von Laborergebnissen auf die Praxis sind jedoch Grenzen gesetzt. So muss kritisch hinterfragt werden, inwieweit es möglich ist, eine Situation wie sie im Patientenmund vorkommt, im Labor nachzustellen. Die meisten Versuche bedienen sich Scherkraft-, Zugfestigkeits- oder Biegefestigkeitsmessungen um die intraoralen Kräfte zu simulieren. Eine absolute Übertragung der Messergebnisse auf die Realität ist dadurch nicht zu erreichen (van Noort et al. 1989, DeHoff et al. 1995). Eine weitere wesentliche Rolle spielen die unterschiedlichen Brucheigenschaften eines im Mund befindlichen Zahnes gegenüber einem extrahierten Versuchszahn. Als Beispiel hierfür sei der Flüssigkeitsaustritt aus den Dentintubuli angeführt. Hierdurch liegt in vivo ein deutlich feuchteres Dentin vor (Pashley et al. 1988).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Medianwerte der Bruchverhältnisse bewegen sich je nach verwendetem Material zwischen 41 % und 8 %. Demnach kann durch Wahl eines geeigneten Adhäsivsystems die Bruchfestigkeit der Versorgung positiv beeinflusst werden. Dieses Ergebnis steht in Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen, in welchen ebenfalls Bondingsysteme unterschiedlicher Generation für das Wiederbefestigen von Kronenfragmenten untersucht wurden (Badami et al. 1995, Farik et al. 1998a, Pagliarini et al. 2000).

In der Arbeit von PAGLIARINI et al. (2000) wird mit dem System der neuesten Generation („One-Step System“) die geringste Frakturfestigkeit erreicht. Dies wird in der vorliegenden Untersuchung bestätigt, bei der das One-Step System

Adper®Promp®L-Pop® ebenfalls die geringste Bruchfestigkeit aufweist. Die Erklärung hierfür liegt möglicherweise darin, dass die Menge des in „Single-Bottle-Systemen“ enthaltenen Kompositmaterials zu gering ist, um eine sichere Verbindung zwischen Zahn und Bruchfragment herzustellen. FARIK et al. 2002 bekräftigen diese Vermutung, indem sie deutlich bessere Frakturfestigkeiten erreichen, wenn sie „Single-Bottle-Adhäsive“ mit einem ungefüllten Kompositmaterial kombinieren.

Die zusätzliche Verwendung von einem fließfähigen Komposit bei dem Mehrflaschensystem OptiBond® FL verändert die Bruchfestigkeit hingegen nicht signifikant. Dies ist damit erklärbar, dass das gefüllte Adhäsiv des OptiBond® FL aus einer zweiten Flasche in ausreichender Menge aufgetragen wird. Ein zusätzliches Aufbringen von Tetric Flow® als gefülltes Kompositmaterial bringt somit keinen Vorteil. Der Restaurationsvorgang wird nur unnötig verlängert, da überschüssiges Material beim Zusammensetzen der Fragmente aus dem Bruchspalt gedrückt wird und später wieder entfernt werden muss. Zusätzlich wird die Repositionierung des Fragmentes durch das zähfließende Kompositmaterial im Bruchspalt erschwert.

Eine interessante Frage wäre, ob mit dem One-Step-System Adper®Promp®L-Pop® in Kombination mit einem Komposit ähnlich hohe Haftwerte wie beim System OptiBond® FL erreicht werden können.

Von den untersuchten Systemen ist das Adhäsiv OptiBond® FL für die Wiederbefestigung von Frontzahnfragmenten am besten geeignet. In wieweit die Frakturfestigkeit von 42% in der Praxis ausreicht, um Patienten dauerhaft und komplikationslos zu versorgen, müsste in klinischen Langzeituntersuchungen nachgeprüft werden. Eine generelle Empfehlung, ab welcher prozentualen Frakturreistenz ein System für den klinischen Gebrauch anwendbar ist existiert in der Materialforschung für diesen Bereich nicht (Reis et al.2004).

Die anderen getesteten Adhäsivsysteme sind aufgrund der schlechteren Frakturfestigkeiten weniger gut geeignet. Syntac® ist mit vier Arbeitsschritten besonders zeitaufwendig in der Anwendung. Bedenkt man die Bruchfestigkeit von ungefähr 19%, so zahlt sich der Aufwand nicht aus. Syntac® wird, im Gegensatz zu

OptiBond® FL, mit einem nicht gefüllten Bondingmaterial verwendet. Hier könnte ein Grund für die schlechtere Frakturfestigkeit liegen. ANDREASEN F.M. et al. (1993) empfehlen als Ergebnis ihrer Untersuchung die Verwendung eines Komposits mit hohen mechanischen Eigenschaften. Auch Adhese® erreicht die Frakturfestigkeiten von OptiBond® FL nicht. Möglicherweise wirkt sich der Verzicht auf die separate Ätzung negativ auf den Zahn-Kompositverbund aus. Ebenso ist die alleinige Verwendung von Adper® Prompt® L-Pop®, ein Produkt der neusten Generation, trotz einfacher und schneller Handhabung für diesen Aufgabenbereich nicht zu empfehlen.

Für die untersuchten Adhäsive konnten in der Literatur keine Vergleichswerte gefunden werden. Darüber hinaus ist ein absoluter Vergleich der von mir ermittelten Frakturfestigkeiten mit anderen Untersuchungen nicht aussagekräftig. Gründe hierfür sind Unterschiede im Versuchsaufbau, in der Versuchsmethodik und in der Kombination der verwendeten Materialien, die die experimentell ermittelten Werte stark beeinflussen (Finger 1988, Van Noort et al. 1989, Retief 1991, Söderholm 1991, Leloup et al. 2001, Pecora et al. 2002).

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass man durch Anwendung unterschiedlicher Bondingsysteme starken Einfluss auf die Bruchfestigkeit des restaurierten Zahnes nehmen kann. Da die Fragmentwiederbefestigung inzwischen eine häufig verwendete Therapieform darstellt, sollten in Zukunft in standardisierten In-vitro-Untersuchungen weitere Adhäsivsysteme getestet werden, um dem Behandler Sicherheit bei der klinischen Anwendung zu geben.

Einen Einfluss der Größe der Bruchfläche auf die erreichten Frakturfestigkeiten konnte für keines der Adhäsivsysteme nachgewiesen werden. Dieses legt die Vermutung nahe, dass auch Bruchfragmente mit kleiner Bruchfläche problemlos wiederbefestigt werden können. Des Weiteren kann vermutet werden, dass eine Vergrößerung der Klebefläche durch zusätzliche Präparationen keine Verbesserung der Frakturfestigkeiten mit sich bringt. Diese Überlegung müsste aber in einer gesonderten, standardisierten In-vitro-Untersuchung mit präparierten Zähnen überprüft werden. Dies gilt besonders, da frühere Untersuchungen zu diesem Thema zu sehr unterschiedlichen Ergebnissen kommen.

REIS et al. (2002) und DEMARCO et al. (2004) erreichen durch zusätzliche Präparation signifikant höhere Frakturresistenzen. WORTHINGTON et al. (1999) hingegen können einen Vorteil durch verschiedene Präparationsformen nicht bestätigen.

6 Zusammenfassung

Die unkomplizierte Kronenfraktur ist die häufigste Verletzung der Zahnhartsubstanz (Andreasen et Raven 1972, Andreasen J.O. 1972). Ziel einer solchen Behandlung muss eine schnelle, minimal invasive, ästhetische und kostengünstige Restauration des verletzten Zahns sein. Die Wiederbefestigung des Zahnfragmentes mit Adhäsivsystemen gilt inzwischen als die bevorzugte Lösung (Reis et al. 2004).

Ziel der vorliegenden Studie war es zu untersuchen, ob die Verwendung unterschiedlicher Bondingsysteme die Bruchfestigkeit des geklebten Zahnes beeinflusst und ob die zusätzliche Verwendung eines fließfähigen Komposits hierbei von Vorteil ist.

Des Weiteren wurde untersucht, ob es einen Zusammenhang zwischen der Größe der Bruchfläche und der Frakturfestigkeiten der Zähne gibt.

Für die Untersuchung wurden fünf Versuchsgruppen, mit je 14 Zähnen gebildet. Jeder Gruppe wurde ein Adhäsivsystem (OptiBond[®] FL, Syntac[®], Adhese[®], Adper[®] Prompt[®] L-Pop[®], OptiBondFL[®] + Tetric Flow[®]) zugeordnet. In einer weiteren Gruppe wurde die Bruchfestigkeit von Zähnen untersucht, welche nach dem Bruch Schmelzdefekte aufwiesen. Zähne aus dieser Gruppe wurden mit OptiBond[®] FL + Tetric Flow[®] behandelt.

Die Zähne wurden mit einer Universalprüfmaschine (Fa. Zwick) gebrochen, die Bruchfläche vermessen, das Bruchfragment adhäsiv wiederbefestigt und erneut gebrochen. Die Frakturfestigkeiten aus erstem und zweitem Bruch wurden in ein prozentuales Verhältnis gestellt.

Die statistische Auswertung der Bruchversuche ergab deutliche Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen. Verglichen mit der Bruchfestigkeit des gesunden Zahnes erreichte OptiBond[®] FL mit einem Medianwert von 41% den höchsten Wert. Zwischen

den Systemen Adhese[®] (23%) und Syntac[®] (19%) konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden. Adper[®]Prompt[®]L-Pop[®], erreichte mit einem Medianwert von 8% den geringsten Wert.

Die zusätzliche Verwendung von Komposit (OptiBond[®] FL+ Tetric Flow[®]) ergab keine signifikante Verbesserung der Bruchfestigkeit gegenüber der alleinigen Verwendung von OptiBond[®] FL.

In allen Versuchsgruppen zeigte sich, dass die Größe der Bruchfläche keinen Einfluss auf die Frakturfestigkeit hat.

Durch die vorliegende Untersuchung konnten einige wichtige Ergebnisse für die sichere Anwendung von Adhäsivsystemen bei der Fragmentwiederbefestigung gewonnen werden. In einer weiterführenden Arbeit sollte trotzdem festgestellt werden, ob es sich bei den Brüchen der restaurierten Zähnen um Kohäsionsbrüche (Brüche im Komposit, im Schmelz oder im Dentin) handelt, oder ob es mehrheitlich zu Adhäsionsbrüchen (Brüche im Komposit-Schmelz- bzw. Komposit-Dentin-Verbund) gekommen ist. Eine weitere offene Frage ist, ob die getesteten Materialien auch bei Frakturen mit einer geringen Schmelzbeteiligung einsetzbar sind, wie sie zum Beispiel bei Wurzelfrakturen zu finden sind.

Um eine evidenzbasierte Anwendung am Patienten zu ermöglichen, sollte man die am besten getesteten Adhäsive in einer klinischen Langzeit-Studie untersuchen.

7 Literaturverzeichnis

Andreasen, F.M., Noren, J.G., Andreasen, J.O.

Engelhardt S., Lindh-Strömberg U.:

Long-term survival of fragment bonding in the treatment of fractured crowns: A multicenter clinical study

Quintessenz Int 26, 669-681 (1995)

Andreasen, F.M., Rindum, J.L., Munksgaard, E.C., Andreasen, J.O.:

Bonding of enamel-dentin crown fractures with GLUMA and resin

Endod Dent Traumatol 2, 277-280 (1986)

Andreasen F.M., Steinhardt, U., Bille, M., Munksgaard, E.C.:

Bonding of enamel-dentin crown fragments after crown fracture. An experimental study using bonding agents.

Endod Dent Traumatol 9, 111- 114 (1993)

Andreasen, J.O.:

Traumatic Injuries of the Teeth

1. Aufl. Mungsgaard Copenhagen 1972.

Andreasen, J.O.:

Adhesive Dentistry Applied to the Treatment of Traumatic Dental Injuries

Oper Dent 26, 328-335 (2001)

Andreasen, J.O., Andreasen, F.M.:

Dental Traumatologie: Quo vadis.

Endod Dent Traumatol 6, 78-80 (1990)

Andreasen, J.O., Raven, J.J.:

Epidemiologie of traumatic dental injuries to primary and permanent teeth in a Danish population sample

Int J Oral Surg 1, 235-239 (1972)

Badami, A.A., Dunne, S.M., Scheer, B.:

An in vitro investigation into the shear bond strength of two dentine-bonding agents used in the reattachment of incisal edge fragments.

Endod Dent Traumatol 11, 129-135 (1995)

Baratieri, L.N., Monteiro, Jr., S., Albuquerque de, F.M., Vieira, L.C.C., Andrada de, M.A.C., Melo de, J.C.:

Reattachment of a tooth fragment with a “new” adhesive system: a case report

Quintessenz Int 25, 91-96 (1994)

Baratieri, L.N., Monteiro, S. jr., de Andrada, M.A.C.:

Tooth fracture reattachment: case reports

Quintessenz Int 21, 261-270 (1990)

Buonocore M.G.:

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces

J Dent Res 34, 849-853 (1955)

Buonocore, M.G., Davila, J.:

Restoration of fractured anterior teeth with ultraviolet-light-polymerized bonding materials: a new technique

J Am Dent Assoc 86, 1349-1354 (1973)

Burden D.J.:

An investigation of the association between overjet size, lip coverage, and traumatic injury to maxillary incisors

Europ J Ortho 17, 513-517 (1995)

Burke, F.J.:

Reattachment of a fractured central incisor tooth fragment.

Br Dent J 170, 223-225 (1991)

Caldas Jr, A.F., Burgos M.E.A.:

A retrospective study of traumatic dental injuries in a Brazilian Dental trauma clinic

Dent Traumatol 2001; 17: 250-253

Chosack, A., Eidelman, E.:

Rehabilitation of a Fractured Incisor Using the Patient`s Natural Crown – Case Report

J Dent Child 31, 19-21 (1964)

Chu, F.C.S., Yim, T.M., Wei, S.H.Y.:

Clinical considerations for reattachment of tooth fragments

Quintessenz Int 2000 31, 385-391 (2000)

Dean, J.A., Avery, D.R., Swartz, M.L.:

Attachment of anterior tooth fragments

Pediatr Dent 8, 139-143 (1986)

DeHoff, P.H., Anusavice, K.J., Wang, Z.:

Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test.

Dent Mater 11, 126-131 (1995)

Demarco, F.F., Fay, R-M, Pinzon, L.M., Powers J.M.:

Fracture resistance of re-attached coronal fragments- influence of different adhesive materials and bevel preparation

Dent Traumatol 20, 157-163 (2004)

Diangelis, A.J., Jungbluth, M.:

Restoration of an amputated crown by the acid-etch technique

Quintessenz Int 18, 829-833 (1987)

Diangelis, A.J., Jungbluth, M.:

Reattaching Fractured Tooth Segments: An Esthetic Alternative

J Am Dent Assoc 123, 58-63 (1992)

Eick, J.D., Cobb, C.M., Chappel, P., Spencer, P., Robinson, S.J.:

The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I.

Quintessenz Int 22, 967-977 (1991)

Eick, J.D., Cobb, C.M., Chappel, P., Spencer, P., Robinson, S.J.:

The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III.

Quintessenz Int 24, 571-582 (1993)

Farik, B., Munksgaard, E.C.:

Fracture strength of intact and fragment-bonded teeth at various velocities of the applied force.

Eur J Oral Sci 107, 70-73 (1999)

Farik B., Munksgaard, E.C., Andreasen, J.O.:

Fracture strength of fragment-bonded teeth. Effect of calcium hydroxide lining before bonding.

Am J Dent 13, 98-100 (2000 a)

Farik B, Munksgaard EC, Andreasen JO:

Impact strength of teeth restored by fragment-bonding.

Endod Dent Traumatol, 16, 151-153(2000 b)

Farik, B., Munksgaard, E.C., Andreasen, J.O., Kreiborg, S.:

Drying and rewetting anterior crown fragments prior to bonding

Endod Dent Traumatol 15, 113-116 (1999)

Farik, B., Munksgaard, E.C., Andreasen, J.O., Kreiborg, S.:

Fractured teeth bonded with dentin adhesives with and without unfilled resin.

Dent Traumatol 18, 66-69 (2002)

Farik, B, Munksgaard, E.C., Kreiborg, S., Andreasen, J.O.:

Adhesive bonding of fragmented anterior teeth.

Endod Dent Traumatol 14, 119-123 (1998a)

Farik, B., Munksgaard, E.C., Suh, B. I., Andreasen, J.O., Kreiborg, S.:

Adhesive bonding of fractured anterior teeth: Effect of wet technique and rewetting agent

Am J Dent 11, 251-253 (1998b)

Finger, W.J.:

Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations.

Am J Dent 1 Special Issue, 184-188 (1988)

Forsberg C.-M., Tedestam G.:

Etiological and predisposing factors related to traumatic injuries to permanent teeth

Swed Dent J 17, 183-190 (1993)

Frankenberger, R.:

Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik.

Die Adhäsivtechnologie- Ein Leitfaden für Theorie und Praxis

3M Espe AG, 1. Auflage Mai 2001

Holste, T., Renk, A.:

Klebebrücken in der Zahnheilkunde; Materialtechnische Grundlagen Klinische Anwendung.

Carl Hanser Verlag, München 1985

Jørgensen, K.D., Itho, K., Munksgaard, E.C., Asmusen E.:

Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents.

Scand J Dent Res 93, 276- 279 (1985)

Jordan R.E., Suzuki M., Gwinnett A.J., Hunter J.K.:

Restoration of fractured and hypoplastic incisors by the acid etch resin technique:
A three year report

J Am Dent Assoc 95, 795-801 (1977)

Kanca III., J.:

Replacement of a fractured incisor fragment over pulpal exposure: A long-term case report

Quintessenz Int 27, 829-832 (1996)

Kargul, B., Çağlar, E., Tanboga, I. :

Dental trauma in Turkish children, Istanbul.

Dent Traumatol 19, 72-75 (2003)

Kaste L.M., Gift H.C., Bhat M., Swango P.A. :

Prevalence of Incisor Trauma in Persons 6 to 50 Years of Age : United States, 1988-1991

J Dent Res 75 (Spec Iss), 696-705 (1996)

Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., Vreven, J.:

Meta-analytical Review of Factors involved in Dentin Adherence

J Dent Res 80, 1605-1614 (2001)

Liew, V.P.:

Re-Attachment of original tooth fragment to a fractured crown. Case report

Aust Dent J 33, 47-50 (1988)

Mader, C.:

Restoration of a fractured anterior tooth

J Am Dent Assoc 96, 113-115 (1978)

Maia, E.A.V., Baratieri, L.N., de Andrada, C. M.A., Monteiro, S., de Araujo, M.:

Tooth fragment reattachment: Fundamentals of the technique and two case reports

Quintessenz Int 34, 99-107 (2003)

Marcenes, W., Al Beiruti, N., Tayfour, D., Issa, S.:

Epidemiology of traumatic injuries to the permanent incisors of 9-12-year-old schoolchildren in Damascus, Syria.

Endod Dent Traumatol 15, 117-123 (1999)

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Gladys, S., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.:

Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions.

Quintessenz Int 27, 775-783 (1996)

Mitchem, J.G., Gronas, D.G.:

Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives.

J Am Dent Assoc 113, 285-287 (1986)

Mota, C.S., Demarco, F.F., Camacho, G.B., Powers, J.M.:

Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin.

J Prosthet Dent 89,558-564 (2003)

Munksgaard, E.C., Hoytved, L., Jorgensen, E.H.W., Andreasen, F.M., Andreasen, J.O.:

Enamel-dentin crown fractures bonded with various bonding agents.

Endod Dent Traumatol 7, 73-77 (1991)

Murchinson, D.F., Burke, F.J.T., Worthington, R.B.:

Incisal edge reattachment: Indication for use and clinical technique.

Br Dent J 186, 614-619 (1999)

Nakamichi, I, Iwanku, M., Fusayama, T.:

Bovine Teeth as Possible Substitutes in Adhesion Tests.

J Dent Res 62, 1076-1081(1983)

Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C., Cardew, G.:

A critique of bond strength measurements.

J Dent 17, 61- 67 (1989)

Pagliarini, A., Rubini, R., Rea, M., Campese, M.:

Crown fractures: Effectiveness of current enamel-dentin adhesives in reattachment of fractured fragments.

Quintessenz Int 31, 133-136 (2000)

Pagniano, R.P., Scheid, R.C., Rosen, S., Beck, F.M.:

Reducing Airborne Microbes in the Preclinical Dental Laboratory.

J Dent Educ 50, 234-235 (1986)

Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiama, M., Carvalho, R.M.:

Adhesion testing of dentin bonding agents: A review.

Dent Mater 11, 117-125 (1995)

Pashley, E.L., Tao, L., Mackert, J.R., Pashley, D.H.:

Comparison of in vivo vs. in vitro Bonding of Composite resin to the Dentin of Canine Teeth.

J Dent Res 67, 467-470 (1988)

Pecora, N., Yaman, P., Dennison, J., Herrero, A.:

Comparison of shear bond strength relative to two testing devices.

J Prosthet Dent 88, 511-515 (2002)

Perdigao, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Braem, M., Yildiz, E., Yücel, T., Vanherle, G.:

The interaction of adhesive systems with human dentin.

Am J Dent 9, 167-173 (1996)

Rappelli, G., Massaccesi, C., Putignano, A.:

Clinical procedures for the immediate reattachment of a tooth fragment

Dent Traumatol 18, 281-286 (2002)

Reis, A., Francci, C., Loguercio, A.D., Carrilho, M.R.O., Rodrigues Filho, L.E.:

Re-Attachment of Anterior Fractured Teeth: Fracture Strength Using Different Techniques.

Oper Dent 26, 287-294 (2001)

Reis, A., Kraul, A., Francci, C., de Assis T.G.R., Crivelli, D.D., Oda, M., Loguercio, A.D.:

Re-Attachment of Anterior Fractured Teeth: Fracture Strength Using Different Materials.

Oper Dent 27, 621-627 (2002)

Reis, A., Loguercio, A.D., Kraul, A., Matson, E.:

Reattachment of Fractured Teeth: A Review of Literature Regarding Techniques and Materials

Oper Dent 29, 226-233 (2004)

Retief, H.:

Standardizing laboratory adhesion tests.

Am J Dent 4, 231-236 (1991)

Retief, H.D., Mandras, R. S., Russell, C.M., Denys, F.R.:

Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies.

Am J Dent 3, 253-258 (1990)

Rocha M.J.C., Cardoso M.:

Traumatized permanent teeth in Brazilian children assisted at the federal University of Santa Catarina, Brazil

Dent Traumatol 17, 245-249 (2001)

Rueggeberg, F.A.:

Substrate for adhesion testing to tooth structure -Review of literature.

Dent Mater 7, 2-10, (1991)

Sengun, A., Ozer, F., Unlu, N., Ozturk, B.:

Shear bond strengths of tooth fragments reattached or restored.

J Oral Rehabil 30, 82-86 (2003)

Simonsen, R.J.:

Traumatic fracture restorations: An alternative use of the acid etch technique.

Quintessenz Int 10, 15-22 (1979)

Simonsen, R.J.:

Restoration of a fractured central incisor using original tooth fragment

J Am Dent Assoc 105, 646-648 (1982)

Skaare A.-B., Jacobsen I. :

Dental injuries in Norwegians aged 7-18 years.

Dent Traumatol 19, 67-71 (2003)

Söderholm K.-J.M.:

Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD156 Task.

Dent Mater 7, 74- 83 (1991)

Spasser H.:

Repair and Restauration of a fractured, pulpally involved anterior tooth: report of a case

J Am Dent Assoc 94, 519-520 (1977)

Staffanou R.S.:

Restauration of fractured incisal angles

J Am Dent Assoc 84, 146-150 (1972)

Staninec, M., Kawakami, M.:

Adhesion and mikroleakage tests of a new dentin bonding system.

Dent Mater 9, 204-208 (1993)

Suzuki, T., Finger, W.J.:

Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins.

Dent Mater 4, 379-383 (1988)

Tapias, M.A., Jiménez-García, R., Lamas, F., Gil, A.A.:

Prevalence of traumatic crown fractures to permanent incisors in a childhood population: Móstoles, Spain.

Dent Traumatol 19, 119-122 (2003)

Walker, M.:

Fractured-tooth fragment reattachment

Gen Dent 44, 434-436 (1996)

Wood, E.B., Freer, T.J.:

A survey of dental and oral trauma in south-east Queensland during 1998.

Aust Dent J 47, 142-146 (2002)

Worthington, R.B., Murchinson, D.F., Vandewalle, K.S.:

Incisal edge reattachmnet: The Effect of preparation utilization and design

Quintessenz Int 30, 637-642 (1999)

Zerman, N., Cavallieri, G.:

Traumatic injuries to permanent incisors.

Endod Dent Traumatol 9, 61-64 (1993)

8 Anhang

8.1 Herstellerverzeichnis

Materialien:

Adper®-Prompt®-L-Pop®	3M ESPE AG, D-82229 Seefeld Chargen-Nr.: L6154099
Adhese®	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan Chargen-Nr.: F327334
Chloramin-T-Lösung 1%	Universitätsapotheke, D-97070 Würzburg
Deuberit 502	Dr. Böhme und Schöps, D-38644 Goslar
Filzstift wasserfest	Schwan-Stabilo, D-90490 Nürnberg
Heliobond®	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan Chargen-Nr.: F50424
Kochsalzlösung, isotonisch	Fresenius AG, D 61343 Bad Homburg
OptiBond® FL	Kerr, USA - CA 92867 Item No. 25882 Adhesiv Chargen-Nr.:403100 Item No. 25881 Primer Chargen-Nr.: 403205
Syntac®	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan Chargen-Nr.: F53110
Technovit	Heraeus Kulzer GmbH, D-61273 Wehrheim/Ts
Tetric Flow®	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan Chargen-Nr.: F57610/ G02404
Ultraetch (37%)	Ultradent Products, Inc., USA - Utah 84095

Geräte:

Scaler	Hu-Friedy, D-69181 Leimen
Stopfinstrument	Hu-Friedy, D-69181 Leimen
Stoppuhr	Conrad, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
Skalpell	Aesculap AG & Co. KG, D-78532 Tuttlingen
Einbettform	Struers GmbH, D-47877 Willich
Lichthärtelampe	ESPE Dental Medizin GmbH, D-82229 Seefeld
Materialprüfmaschine	Zwick GmbH & Co, D-89079 Ulm

Anhang

Mikroskopkamera, digital	Polaroid Corporation, USA- MA 02451 Waltham
Mikroskop	Zeiss West Germany, D-73447 Oberkochen
Lupenbrille	Zeiss West Germany, D-73447 Oberkochen
Brutschrank	Heraeus Holding GmbH, D- 63450 Hanau
Radiometer	Demetron Research Corp. USA- CT 06810 Danbury
EDV-Anlage Zwick	Hewlett Packard, USA -Camas
Software:	
Statistik-Programm	SPSS Inc., USA - Illinois 60606 Chicago
Mikroskopsoftware	Jandel Scientific, Div. of Jandel, USA – CA 94901 San Rafael
Zwick Software	Zwick GmbH & Co, D-89079 Ulm

Danksagung

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Bernd Klaiber für die Genehmigung der Themenstellung und für die Übernahme des Referates.

Ich bedanke mich bei Frau Oberärztin Dr. Carmen Anding für die Überlassung des Themas und ihre Beratung.

Herrn Priv. Doz. Dr. rer. nat. U. Gbureck danke ich für die Übernahme des Koreferats.

Bei Herrn Dr. phil. Ulrich Dittmann aus Seefeld/ Oberbayern bedanke ich mich für seine Beratung bei der sprachlichen Umsetzung der Arbeit.

Ein großer Dank gilt den Mitarbeitern der Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde für ihre freundliche Hilfe.

Besonders danke ich meinen Eltern für ihre große Geduld und Unterstützung während 15 Jahren Schulbildung. Ohne sie könnte ich diesen schönen Beruf nicht ausüben.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Tobias Dominik Schneider
Geburtsdatum: 23. Mai 1975
Geburtsort: München
Familienstand: ledig

Schulbildung

1981-1986 Grundschule an der Oselstrasse/ München
1986-1994 Louise-Schroeder-Gymnasium/ München
1994-1996 Max-Planck-Gymnasium/ München
Abitur Juni 1996

Zivildienst

1996-1997 Bayerische Landesschule für Blinde/ München

Studium

WS 1997/98 - SS 1998 Studium der Sportwissenschaften TU München
WS 1998/99 Studium der Zahnmedizin FU Berlin (Beurlaubt)
In dieser Zeit: Tätigkeit im Deutschen Behinderten
Sportverband
Mai 1999 – Juni 2004 Studium der Zahnmedizin an der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität/
Würzburg
Staatsexamen Juni 2004
Juli 2004 Approbation als Zahnarzt

Zahnärztliche Tätigkeit

Seit Dezember 2004 Assistenz Zahnarzt in der Praxis von Dr. Sebastian
Schmidinger in Seefeld/ Oberbayern



Tobias Schneider