





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 Wurzelfrakturen  
- Eine In-vitro-Untersuchung zum Bruchverhalten  
verschiedener Dentinadhäsivsysteme

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

vorgelegt von  
Ulla Straßberger  
aus Rothenburg ob der Tauber

Würzburg, Oktober 2007

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

Ko-Referent: PD Dr. U. Gbureck

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2008

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Für meine Eltern.



# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>1</b>	<b>Einleitung</b> _____ <b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Kronen-Wurzelfrakturen und Wurzelfrakturen in der Traumatologie</b> <b>1</b>
1.1.1	Ätiologie, Häufigkeit, Lokalisation und Prognose von Kronen- Wurzelfrakturen und Wurzelfrakturen <b>1</b>
1.1.2	Therapiemaßnahmen bei vollständigen, horizontalen Wurzelfrakturen <b>3</b>
<b>1.2</b>	<b>Dentinhaftvermittler als restauratives Material bei Fragmentbefestigung im Wurzelbereich</b> <b>5</b>
1.2.1	Historische Entwicklung von Dentinhaftvermittlern <b>5</b>
1.2.2	Indikation und Zusammensetzung von Dentinhaftvermittlern <b>8</b>
1.2.3	Vor- und Nachteile des Einsatzes von Dentinhaftvermittlern als restauratives Mittel bei Fragmentbefestigung im Wurzelbereich <b>10</b>
<b>1.3</b>	<b>Frakturmodi nach Versagen einer adhäsiven Fragmentbefestigung</b> <b>12</b>
1.3.1	Mögliche Frakturmodi <b>12</b>
1.3.2	Bisherige Publikationen <b>15</b>
<b>2</b>	<b>Problem- und Fragestellung</b> _____ <b>17</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b> _____ <b>18</b>
<b>3.1</b>	<b>Vorangegangene In-vitro-Untersuchung zur Verbundfestigkeit verschiedener Dentinadhäsivsysteme nach Wiederbefestigung von Kronen-Wurzel-Fragmenten</b> <b>18</b>
3.1.1	Herkunft und Aufbewahrung der Versuchszähne <b>18</b>
3.1.2	Zusammenfassung der vorangegangenen Untersuchung <b>18</b>

<b>3.2</b>	<b>Übersicht über die Versuchsmethodik anhand eines Fallbeispiels</b>	<b>21</b>
<b>3.3</b>	<b>Markieren und Einfärben der Zahnfragmente</b>	<b>32</b>
<b>3.4</b>	<b>Abfotografieren der Bruchflächen und Nachbearbeitung der Fotos</b>	<b>33</b>
<b>3.5</b>	<b>Analyse der Bruchflächen</b>	<b>34</b>
3.5.1	Kriterien zur Unterscheidung von Dentin und Adhäsiv	34
3.5.2	Quantitative und qualitative Beurteilung der Frakturmodi	35
<b>3.6</b>	<b>Statistische Auswertung</b>	<b>37</b>
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b> _____	<b>39</b>
<b>4.1</b>	<b>Bruchverhalten der Versuchszähne aller Gruppen in Prozent</b>	<b>39</b>
<b>4.2</b>	<b>Medianwerte der Frakturmodi aller Gruppen in Prozent</b>	<b>40</b>
<b>4.3</b>	<b>Vergleich der Frakturmodi zwischen den Gruppen</b>	<b>41</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion</b> _____	<b>44</b>
<b>5.1</b>	<b>Diskussion von Material und Methoden</b>	<b>44</b>
5.1.1	Vergleich von In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen	44
5.1.2	Beurteilung von Material und Methoden der vorausgegangenen In-vitro-Untersuchung zur Verbundfestigkeit verschiedener Dentinadhäsivsysteme nach Wiederbefestigung von Kronen-Wurzel-Fragmenten	45
5.1.2.1	Diskussion der Zahnauswahl, Zahnlagerung und Höhe der Wurzelfraktur	45
5.1.2.2	Diskussion der Probenpräparierung	49
5.1.2.3	Diskussion der Bruchmechanik	51
5.1.3	Lagerung, Färben und Handhabung der Versuchszähne	53
5.1.4	Abfotografieren der Bruchflächen	54
5.1.5	Beurteilung und Berechnung der Bruchflächen	55

5.2	<b>Beurteilung der Resultate</b>	57
5.2.1	Nichtvergleichbarkeit der Studien/Ergebnisse	57
5.2.2	Diskussion der Untersuchungsergebnisse	65
6	<b>Zusammenfassung</b> _____	73
7	<b>Literaturverzeichnis</b> _____	77
8	<b>Anhang</b> _____	99
8.1	Messprotokolle	99
8.2	Herstellerliste	113

**Danksagung**

**Lebenslauf**



---

# 1 Einleitung

## 1.1 Kronen-Wurzelfrakturen und Wurzelfrakturen in der Traumatologie

### 1.1.1 Ätiologie, Häufigkeit, Lokalisation und Prognose von Kronen-Wurzelfrakturen und Wurzelfrakturen

Wurzelfrakturen werden in der Literatur in horizontale und vertikale Wurzelbrüche unterteilt.

Horizontale Wurzelfrakturen sind definiert als dentale Frakturen, die Dentin, Zement und Pulpa mit einbeziehen <sup>(6)</sup>.

Hier werden üblicherweise nach Lokalisation der Bruchlinie zervikale, mittlere und apikale Wurzelfrakturen unterschieden. Oftmals werden weitere Einteilungen getroffen: Einfache Wurzelfrakturen (gewöhnlich mit einem horizontalen Verlauf), komplizierte Wurzelfrakturen (hierbei existieren mehr als zwei Fragmente) und partielle Brüche (die Wurzel wird nicht komplett durchtrennt) <sup>(9, 18)</sup>. *Andreasen et al.* <sup>(9)</sup> trennten verletzte Zähne mit einer Dislokation des koronalen Fragments von Zähnen ab, bei denen es nicht zu einer Verlagerung kam.

Häufig treten horizontale Frakturen bei endodontisch behandelten Zähnen auf.

Wurzelbrüche nicht endodontisch behandelter Zähne sind selten <sup>(96)</sup>, die Inzidenz liegt im bleibenden Gebiss bei 0,5 - 7% aller dentalen Verletzungen <sup>(4)</sup>, wobei männliche Patienten häufiger betroffen sind als weibliche (68% vs. 32%) <sup>(77)</sup>. In der Studie von *Majorana et al.* <sup>(77)</sup> traten dentale Wurzeltraumata bei Schulkindern in 63% der Fälle bei Unfällen zu Hause, in der Schule (25%) oder in der Freizeit (12%) auf. Bei Erwachsenen jedoch standen Auto- oder Fahrradunfälle (34%), gefolgt von Unfällen auf der Arbeitsstelle (33%) und während des Sportes (25%) an erster Stelle. Selten (in 8% der Fälle) waren Rohheitsdelikte ursächlich.

Die am häufigsten betroffenen Zähne bei Wurzelfrakturen stellen mit einem Anteil von 75 - 95% die Oberkiefer-Schneidezähne dar <sup>(25, 77)</sup>, speziell in der Altersgruppe der 11- bis 20-jährigen <sup>(6)</sup>.

Vielfach ist der Bruch im mittleren Drittel der Wurzel lokalisiert (57%), gefolgt vom apikalen (34%) und zervikalen Drittel (9%) (25).

Wurzelfrakturen sind oft mit anderen Verletzungen assoziiert (6). Dabei sind Frakturen des Alveolarfortsatzes und des Weichgewebes (in 40% der Fälle) häufige Befunde (77). Oftmals (45%) erleiden benachbarte Zähne ebenfalls eine Verletzung (77).

Kommt es im Verlauf der Reparatur zu einer Interposition von Granulationsgewebe, so geht dieser Befund mit einer Pulpanekrose einher (43). Sie ist vor allem dann zu beobachten, wenn es zu einer Verschiebung des koronalen Fragments gekommen und das Foramen apicale voll ausgebildet ist (7). Die Rate an Pulpanekrosen variiert von 20 - 44% (3, 67, 168), wobei die Prognose von zervikalen Wurzelfrakturen wegen der Nähe des Frakturspaltes zum gingivalen Sulkus schlechter ausfällt (45). Ein geringer Abstand von Bruchfläche und Gingiva erhöht die Wahrscheinlichkeit einer Kontamination, die eine hartgewebige Regeneration verhindert (168).

Sonstige Komplikationen, wie progressive Wurzelresorptionen (z.B. entzündliche Resorptionen, Ankylosen), sind seltene Ereignisse (7).

Insgesamt könne jedoch nach *Hovland* (65) bei (horizontalen) Wurzelfrakturen von guten Heilungschancen ausgegangen werden.

Wurzellängsfrakturen erscheinen vielfach, aber nicht ausschließlich, bei wurzelkanal-behandelten Zähnen (18, 52, 96). Frakturen sind auf eine übermäßige Kondensation der Wurzelfüllung oder die Entfernung bzw. Eingliederung eines Stift-Stumpf-Aufbaus zurückzuführen (75). Zum Teil treten diese Wurzelbrüche auch bei der Präparation eines endodontisch behandelten Zahnes auf (18).

Kronen-Wurzelfrakturen sind definiert als Frakturen, die Schmelz, Dentin und Zement umfassen und machen 5% aller Verletzungen des bleibenden Gebisses aus (6). Sie können danach unterteilt werden, ob die Pulpa mitbetroffen ist oder nicht, das heißt in unkomplizierte und komplizierte Frakturen (6).

Die häufigsten Ursachen sind Stürze, Fahrrad- oder Autounfälle sowie Fremdkörpereinwirkungen (4). Jedoch auch hier können iatrogene Ursachen, wie das Zemen-

tieren von Stiften, falsch konstruierte Restaurationen oder auch die laterale Kondensation einer Wurzelfüllung Kronen-Wurzelfrakturen verursachen <sup>(107)</sup>.

### **1.1.2 Therapiemaßnahmen bei vollständigen, horizontalen Wurzelfrakturen im bleibenden Gebiss**

Grundsätzlich gilt, dass die Lokalisation der Wurzelfraktur und der Zustand der Pulpa über die Wahl der Therapieform entscheiden <sup>(168)</sup>. Trotz des teilweise breiten Spektrums an Behandlungsmethoden sollte das Heilungspotential eines frakturierten Zahnes auch ohne zahnärztliche Intervention nicht unterschätzt werden. Einige Autoren <sup>(25, 150)</sup> konnten Letzteres in ihren Studien nachweisen.

Frakturen, die im apikalen oder mittleren Drittel der Wurzel lokalisiert sind, werden, sofern die Vitalität der Pulpa gewährleistet ist, nach einer möglichst optimalen Repositionierung des koronalen Fragments starr immobilisiert <sup>(6)</sup>. Eine Schienung für die Dauer von drei Monaten ist Voraussetzung für die Ausbildung eines Hartgewebsskallus im Frakturspalt <sup>(7)</sup> und führt in 80% der Fälle zum Erfolg <sup>(168)</sup>. Es existiert eine Vielzahl an Schienungsmöglichkeiten, wie die Verwendung einer Kunststoffschiene, befestigt mit Hilfe der Schmelz-Ätz-Technik, eines adhäsiv befestigten kieferorthopädischen Drahtes, einer zementierten Kappenschiene aus Acryl oder einer Glasfaser-Schiene <sup>(8)</sup>. Häufig wird auch auf die Stabilisierung mittels einer mit Komposit angeklebten Titan-Trauma-Schiene (TTS) zurückgegriffen. Über den zeitlichen Beginn der Schienungstherapie herrscht Uneinigkeit. Nach *Erdemir et al.* <sup>(40)</sup> könne nach dem heutigen Wissensstand eine Immobilisierung auch noch nach ein bis drei Monaten nach der Verletzung erfolgen.

Falls die Schienungstherapie nicht zum Erfolg führt und die Fraktur aufgrund einer Pulpanekrose granulomatös ausheilt, so muss der Zahn bei gewünschtem Zahnerhalt im koronalen Anteil endodontisch behandelt werden. Bei einer Fraktur im Bereich des apikalen Wurzeldrittels kommen eine Wurzelkanalbehandlung mit Apexifikation im koronalen Anteil <sup>(30)</sup> oder das Belassen des apikalen Fragments <sup>(6)</sup> in Frage. Da das apikale Fragment in der Regel vitales Pulpagewebe enthält <sup>(10)</sup>, sind eine alleinige endodontische Behandlung des koronalen Fragments bzw. das Belassen des

apikalen Fragments bei Extraktion zum Erhalt des alveolären Knochens <sup>(6)</sup> gerechtfertigt. Beim Auftreten einer durch Nekrose bedingten Osteolyse im apikalen Wurzel Drittel stellt eine Wurzelspitzenresektion <sup>(30)</sup> die Therapie der Wahl dar. Liegt die Bruchstelle im mittleren Drittel der Wurzel, so bleibt zur Verhinderung einer Extraktion die Möglichkeit einer Wurzelkanalbehandlung im koronalen Anteil mit einer Apexifikation im koronalen Fragment.

Im Falle einer zervikalen Wurzelfraktur bestehen kontroverse Ansichten über eine konservative Versorgung des Bruches. Einige Autoren <sup>(5, 16, 164)</sup> empfehlen auch hier, gerade bei einem nicht abgeschlossenen Wurzelwachstum <sup>(147)</sup>, eine starre Immobilisierung. Unbestritten bleibt jedoch die Tatsache, dass das Heilungspotential im zervikalen Bereich durch die Nähe zum gingivalen Sulkus geringer ist <sup>(147)</sup>, weshalb *Zachrisson und Jacobsen* <sup>(168)</sup> von einer konservativen Therapieform abraten.

Möglich ist die Entfernung des koronalen Fragments und eine im Anschluss erfolgende Restauration mit einer stiftverankerten Krone.

Um die subgingivale Fraktur in eine supragingivale Lage anzuheben, sind chirurgische Kronenverlängerung, chirurgische oder kieferorthopädische Extrusion möglich. Die verschiedenen Therapieformen werden nach *Andreasen et al.* <sup>(7)</sup> jeweils durch die Versorgung mit einer stiftverankerten Krone komplettiert.

Eine kombinierte Gingivektomie und Ostektomie sollte jedoch nur dort angewandt werden, wo keine ästhetische Beeinträchtigung zu befürchten ist <sup>(7)</sup>. Mit Hilfe der kieferorthopädischen Extrusion kann ein im Vorhinein endodontisch behandelter Zahn schnell extrudiert werden (3-5 mm in 3-6 Wochen) <sup>(6)</sup>. Im Wurzelkanal kann beispielsweise ein Stahlhaken einzementiert werden, der an der kieferorthopädischen Zugapparatur befestigt wird <sup>(7)</sup>. Neuerdings werden obige Stahlhaken gerne durch adhäsiv eingeklebte Drahtschlingen ersetzt.

In der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Würzburg wird seit einigen Jahren erfolgreich eine adhäsive Fragmentbefestigung unter chirurgischer Darstellung praktiziert <sup>(2)</sup>. Das praktische Vorgehen richtet sich hierbei nach dem parodontalen Zustand des Zahnes, nach der Lokalisation des Zahnes im Zahnbogen und der Dentinwandstärke im Bereich der Fraktur. Handelt es sich um einen parodontal vorgeschädigten Zahn, so genügt oftmals das Legen eines Retraktions-

fadens zur Darstellung des Frakturspaltes. Gelegentlich kann ein invasiverer chirurgischer Eingriff auch durch elektrochirurgische Gingivektomie im nicht sichtbaren Bereich umgangen werden. Bei einem tieferen Verlauf der Fraktur oder bei Lokalisation des Zahnes im Frontzahnggebiet, wird die Bildung eines grazen Mukoperiostlappens unter sulkärer Schnitfführung angeraten. Im nicht sichtbaren Bereich folgt eine selektive Ostektomie im Sinne einer chirurgischen Kronenverlängerung, so dass die Distanz zwischen Alveolarknochen und Fraktur etwa  $\frac{1}{2}$  mm beträgt. Letzteres ermöglicht die Freilegung der Bruchfläche und eine Trockenlegung des Operationsfeldes. Im Anschluss wird der im zervikalen Wurzelbereich frakturierte Zahn endodontisch behandelt und sowohl Zahn als auch Fragment gereinigt. Es folgt ein Reduzieren der Wurzelfüllung (um 3 mm) und ein zapfenförmiges Ausschleifen des Fragments (ebenfalls 3 mm). Das Fragment wird nach Schmelzkonditionierung mit Hilfe eines sparsam aufgetragenen Dentinhaftvermittlers und fließfähigen Komposites wieder befestigt. Bei jungen Patienten mit dünner Dentinwand ist das zusätzliche Anbringen eines flexiblen, vorinfiltrierten Glasfaserstiftes (z.B. Everstick Post®, Fa. StickTech, Turku, Finnland) ratsam. Der Mukoperiostlappen wird mit Einzelknopfnähten oder horizontalen Matratzennähten reponiert <sup>(2)</sup>.

## **1.2 Dentinhaftvermittler als restauratives Material bei Fragmentbefestigung im Wurzelbereich**

### **1.2.1 Historische Entwicklung von Dentinhaftvermittlern**

Ein Adhäsiv ist definiert als eine Substanz, welche zwei aneinandergrenzende Materialien zusammenhält oder miteinander verbindet. Die dabei eingegangene Bindung kann chemischer oder mikromechanischer (auf oberflächlichen Rauigkeiten oder Mikroporositäten beruhender <sup>(17)</sup>) Art sein <sup>(124)</sup>.

Der Grundstein jeglicher Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie wurde bereits durch *Buonocore* 1955 <sup>(22)</sup> mit der Schmelz-Ätz-Technik (SÄT) gelegt. Die SÄT bedeutete jedoch, dass die mikroretentive Verankerung einer Füllung im Seitenzahnbereich lediglich auf die Schmelzränder berentzt war <sup>(32)</sup>. Um gleichwohl die gesamte Fläche einer präparierten Kavität für die Retention heranzuziehen <sup>(48)</sup> und

um im Bereich des Dentins der Ausbildung eines Randspaltes vorzubeugen <sup>(63)</sup>, war eine ähnlich effektive Dentinhaftung erforderlich. Der durch die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins (Liquor, organische Bestandteile, Schmierschicht) bedingte hydrophile Charakter lässt eine mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials ohne Vorbehandlung <sup>(17)</sup> nicht zu <sup>(63)</sup>. Deshalb wurden im Laufe einiger Jahrzehnte verschiedene Versuche unternommen, die Dentinhaftung zu ermöglichen bzw. zu optimieren.

Üblicherweise werden Adhäsivsysteme nach ihrer chronologischen Entwicklung in aufeinanderfolgende Generationen unterteilt. Jedoch existieren neben diesem Einteilungsschema weitere Klassifizierungen, unter anderem je nach Komplexität der Verarbeitung <sup>(48)</sup>, nach dem Füllstoffgehalt der Adhäsive, nach dem Härtingsmodus, dem im Primer enthaltenen Lösungsmittel <sup>(17)</sup> oder der Modifikationsform des smear-layers <sup>(153)</sup>.

Das erste Haftvermittlersystem wurde 1965 von *Bowen* vorgestellt <sup>(124)</sup> und 1975 wurde die sogenannte „erste Generation“ marktläufig <sup>(134)</sup>. Die Adhäsion beruhte hierbei auf einer chemischen Bindung von Bonding und dem organischen bzw. anorganischen Anteil des Dentins <sup>(63)</sup>. Die funktionelle Gruppe des Dentinhaftvermittlers sollte in Form eines Phosphatesters mit dem Kalzium des Hydroxylapatits bzw. als Amino- oder Hydroxylgruppe mit den organischen Komponenten reagieren <sup>(63)</sup>. Die das Dentin nach der Präparation bedeckende Schmierschicht (1-5 µm stark <sup>(124)</sup>) wurde entfernt <sup>(48)</sup>. In 50% der Fälle kam es bei den durch *Bowen* 1965 eingesetzten Füllungen innerhalb eines halben Jahres zum Verlust <sup>(124)</sup>, der schwer zu realisierende chemische Verbund scheiterte. Heute kommt den Dentinhaftvermittlern der ersten Generation klinisch keine Bedeutung mehr zu <sup>(63)</sup>.

Im Zuge der weiteren Entwicklung entstand Anfang der 80er Jahre <sup>(134)</sup> eine zweite Generation, die den smear-layer nicht entfernte, sondern eine Ankopplung des Adhäsivs an die Schmierschicht ermöglichte. Zwar war die erreichte Infiltration zufrieden stellend, jedoch wurde die Dentinhaftung des Komposits durch eine geringe Haftung der Schmierschicht auf dem darunterliegenden Dentin limitiert <sup>(48)</sup>. Ferner wurde der Verbund durch hydrolytische Zersetzungsprozesse des smear-layers beeinträchtigt <sup>(104)</sup>. Auch die zweite Generation der Dentinhaftvermittler erreichte

wegen der geringen Verbundfestigkeiten nie das Potential für einen klinischen Einsatz (48).

Länger andauernde Erfolge wurden erst von Adhäsivsystemen mit selektiver Schmelzätzung berichtet (71), die Mitte der 80er Jahre eingeführt wurden (134). Das Grundprinzip beruhte auf einer mikromechanischen Verankerung, die durch eine Entfernung der Schmierschicht und eine Demineralisation des Dentins erreicht wurde (63). Um einer Pulpaschädigung durch Phosphorsäure vorzubeugen, wurden die Schmelzränder der Kavitäten unter Aussparung des Dentins in üblicher Weise konditioniert (48). Im Anschluss erfolgte eine Vorbehandlung des angeschliffenen Dentins mit Hilfe eines selbstkonditionierenden Primers, der eine milde Säure enthielt (63). Der anschließenden Adhäsivapplikation zur Stabilisierung des freigelegten Kollagens folgte bei machen Systemen ein Schmelzbonder (63).

Die klinische Anwendung der klassischen Mehr-Flaschen-Systeme gestaltete sich aufwändig und oftmals nicht realisierbar, da besonders in kleinen Kavitäten ein selektives Ätzen der Schmelzränder klinisch nicht immer umsetzbar war (63). Häufig kam es unbeabsichtigt zu einem Mehraustritt an Phosphorsäure aus der Applikations-spritze (49). Die Forderung nach einer Vereinfachung der Verfahrensweise wurde auch durch die Ergebnisse von *Fusayama* (50) verstärkt, denen zufolge die Säurebehandlung des Dentins nicht zu einer Pulpaschädigung führe, sondern diese sogar reduziere.

1980 wurde durch *Fusayama* erstmals die sogenannte „Total-Ätz-Technik“ eingesetzt (124), wobei hier eine simultan erfolgende Konditionierung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure vorgesehen war (48). Im Anschluss an die Ätzung wird bei den Mehr-Komponenten-Adhäsiven ein Primer und dann ein Bonding aufgebracht (63). Erst ab 1990 wurde die klinisch und experimentell erfolgreiche vierte Generation als Standardbehandlungsmaterial akzeptiert (124).

Die bislang beschriebenen Adhäsivsysteme sind durch eine Trennung von Primer und Bonding Agent charakterisiert (48), weshalb die Forderung an die Hersteller geäußert wurde, ein Bondingsystem, bestehend aus einer Flasche für beide Zielsetzungen, Penetration und Verbindung, bereitzustellen – diesem Wunsch wurde mit der Markteinführung der „One-bottle-bonds“ der fünften Generation gerecht (48). Es handelt sich hierbei um Primer-Adhäsivgemische (selbstprimende Adhäsive), die nach dem Konditionieren zweimal appliziert werden (63). Die erste Schicht wirkt dabei

eher als Primer, der zweiten Schicht kann die Funktion eines Bondings zugeschrieben werden <sup>(63)</sup>. Den Einfaschen-Systemen wird nachgesagt, die Entstehung von postoperativen Schmerzen zu verhindern <sup>(134)</sup>.

In jüngster Vergangenheit wurden selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsivsysteme marktgängig, mit Hilfe derer sowohl eine Phosphorsäureätzung, als auch eine Trennung der klinischen Arbeitsschritte umgangen und dadurch die Anwendung noch weiter vereinfacht werden kann <sup>(48)</sup>. Die Konditionierung erfolgt durch die Applikation der ersten Schicht, durch eine zweite Schicht dieses Gemisches werden eine Stabilisierung der erzielten Hybridschicht und eine Bindung an die Zahnhartsubstanz bzw. das Komposit ermöglicht <sup>(63)</sup>. Der wesentliche Vorteil dieser „Condiprimer“ liegt wohl im Ausbleiben eines Kollagenkollaps und der damit einhergehenden vollständigen Monomerinfiltration, da Monomere so tief in das Dentin diffundieren können, wie gleichzeitig durch die sauren Bestandteile demineralisiert wird <sup>(17)</sup>. Mit diesen modernen Adhäsivsystemen liegen jedoch zur Zeit noch keine ausreichenden Langzeitstudien vor.

### **1.2.2 Indikation und Zusammensetzung von Dentinhaftvermittlern**

Mitte der achtziger Jahre hielten Dentinadhäsive endgültig ihren Einzug in die Zahnheilkunde. Sie sind heute aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken <sup>(48)</sup>. Der klinische Einsatz der Haftvermittler wurde erst durch den Siegeszug der zahnfarbenen Restaurationsmaterialien Keramik, Komposit und Kompomer relevant <sup>(48)</sup>. Bondingsysteme werden für eine dauerhafte Adaption der Befestigungs-/Füllungskomposite und Kompomere an die Zahnhartsubstanz benötigt <sup>(48)</sup>. In Kombination mit Kompositzementen dienen sie neben der Füllungstherapie also auch dem Einsetzen von zahnfarbenen Einlagefüllungen (Keramik- und Kompositinlays, Keramikronen und Keramikbrücken) <sup>(63)</sup>. In der Zahnersatzkunde wurden (und werden) Adhäsive und Befestigungskomposite gerne zur Befestigung von Stift-Stumpf-Aufbauten aus (Nicht-) Edelmetall oder Titan herangezogen. Heutzutage dienen sie ebenso der Fixierung von Glasfaserstiften.

Das Aufbringen eines Dentinhaftvermittlers nach Schmelz- und Dentinätzung verringert die postoperative Sensibilität, indem die Flüssigkeitsbewegung des

Dentinliquors blockiert wird <sup>(63)</sup>. Demnach werden auch Erfolge bei der Behandlung überempfindlicher Zahnhäse mit Adhäsivsystemen beschrieben <sup>(63)</sup>.

Wie unter anderem in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Würzburg wurden erfolgreich Versuche unternommen, im Bereich der Krone frakturierte Zähne minimalinvasiv mit Adhäsiven (mit und ohne zusätzliche Applikation eines fließfähigen Komposits) durch Wiederbefestigung des Fragmentes zu restaurieren.

Teilweise werden Haftvermittler auch als Material der Wahl für eine Fissurenversiegelung herangezogen.

Abschließend sind Adhäsivsysteme mikroskopisch betrachtet einer Randabdichtung, einer Stabilisierung von Zahn und Restauration, der Verankerung im Dentin und der Verbindung zum Komposit bzw. Kompomer dienlich <sup>(60)</sup>.

Die modernen Adhäsivsysteme der 3.- 6. Generation weisen die gleichen Bestandteile auf, auch wenn die klinische Vorgehensweise zwischen den vier Generationstypen variiert <sup>(63)</sup>. Die Komponenten eines Dentinhaftvermittlers sind nach chronologischer Anwendung Konditioner, Primer und Adhäsive.

Zur Konditionierung finden Säuren, wie Zitronensäure (10%ig), Phosphorsäure (10-40%ig), Salpetersäure (4%ig), Maleinsäure (2-4%ig) und Oxalsäure (3,5%ig) ihre Anwendung <sup>(63, 68, 153)</sup>. Möglich ist die Verwendung von Komplexbildnern (beispielsweise EDTA, 5-16%ig) <sup>(63)</sup>. Das Ätzen ist zur Auflösung der Schmierschicht und zur oberflächlichen Demineralisation des Dentins für eine Freilegung des Kollagengeflechts und der Tubulieingänge vonnöten <sup>(63)</sup>. Im Falle von selbstkonditionierenden Primern übernehmen saure Monomere (mit Phosphat- oder Maleinatgruppen) die Funktion der Säure.

Der in der klinischen Anwendung folgende Primer enthält hydrophile Monomere (wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate, z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Hydroxypropylmethacrylat (HPMA), Biphenyldimethacrylat (BPDM), Polyethylen-glycol-dimethacrylat (PEGDMA)), phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate (z.B. Dipentaerytritolpentamethacryloyloxyphosphat (PENTA)), Säuremonomere, Lösungsmittel (Wasser, Aceton und Alkohol), sowie Initiatoren, Glutaraldehyd und Maleinsäure <sup>(63)</sup>. Der Primer kann dank seiner Hydrophilie in die Dentintubuli und das freigelegte Kollagen eindringen <sup>(63)</sup>, die kollagenen Fasern imprägnieren und für das Umfließen

mit dem folgenden konventionellen Bondingharz vorbereiten <sup>(123)</sup>. Zu den Aufgaben des Primers zählt es, den Brückenschlag von der hydrophilen Unterlage Dentin zum hydrophoben Kunststoff zu gewährleisten <sup>(152)</sup>.

Ein Dentinadhäsiv besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten (z.B. 4-Methacryloyloxyethyl-trimellit-at-anhydrit (4-META), N-Phenyl-glycin-glycidyl-methacrylat (NPGGMA), Polymethylmethacrylat (PMMA) und phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylaten <sup>(63)</sup>. Zusätzlich können Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) bzw. Urethan-dimethacrylat (UDMA) enthalten sein <sup>(63)</sup>. Als Lösungsmittel können Wasser, Aceton oder Alkohol dienen <sup>(63)</sup>. Weitere mögliche Bestandteile sind Glutaraldehyd, Initiatoren und anorganische Füller <sup>(63)</sup>. Auch Dentinadhäsive können wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate wie HEMA und PEGDMA beinhalten <sup>(63)</sup>. Primer und Bonding bilden für eine mikromechanische Verankerung in den Zwischenräumen des freigelegten Kollagen-netzwerkes eine Hybridschicht und in den eröffneten Dentintubuli Kunststoffzapfen („tags“) aus <sup>(63)</sup>. Dieser mikromechanische Verbund ist ausschlaggebend für eine gute Haftung der modernen Dentinadhäsive <sup>(38, 86, 153)</sup>, da zahlreiche Autoren <sup>(36, 117, 130)</sup> keine primären chemischen Wechselwirkungen zwischen Dentin und Haftvermittler feststellen konnten.

### **1.2.3 Vor- und Nachteile des Einsatzes von Dentinhaftvermittlern als restauratives Material bei Fragmentbefestigung im Wurzelbereich**

Die adhäsive Wiederbefestigung eines Kronen-Wurzel-Fragmentes bringt im Vergleich zu einer prothetischen Versorgung im Sinne einer stiftverankerten Krone Vorteile mit sich. Diese Technik ist ökonomischer, mit weniger Sitzungen verbunden und dadurch für den behandelnden Zahnarzt weniger aufwändig.

Das ästhetische Resultat ist besonders im Frontzahnggebiet befriedigender, da sich die Restauration durch originale Transluzenz und Konturverläufe (wie Form und Kontakt zum Nachbarzahn) sowie eine hohe Farbbeständigkeit des Schmelzes auszeichnet. Gerade ästhetische Beeinträchtigungen im Bereich der Gingiva scheinen bei einer adhäsiven Fragmentbefestigung geringer auszufallen als bei einer Kronenrestauration, da keine Kronenränder oder Stufen vorhanden sind <sup>(79)</sup>.

Irritationen oder Verfärbungen des Gingivalsaumes können dadurch vermieden werden.

Besonders bei einer kurzen klinischen Krone kann durch Verwendung des originalen Fragments die ursprüngliche Okklusion relativ leicht wiederhergestellt werden. Im Falle eines Stift-Stumpf-Aufbaus bestünde hier die Problematik einer höheren Verlustrate der aufzementierten Krone.

Ferner führt die Bohrung bei einer stiftverankerten Krone zu einer Wurzelschwächung und dadurch zu einer erhöhten Frakturgefahr.

Ein weiterer Vorteil des Einsatzes von Adhäsivsystemen liegt darin, gerade bei jungen, sich noch im Wachstum befindlichen Patienten, eine prothetische Versorgung zu verzögern. Außerdem ist eine Wiederbefestigung des eigenen Zahnfragmentes für den Patienten in jungen Jahren vermutlich psychologisch akzeptabler als eine Kronenrestauration.

Positiv ist die identische Härte des ursprünglichen Fragments und des antagonistischen Zahnes zu bewerten (insofern der Antagonist nicht konservierend oder prothetisch versorgt wurde), wodurch weniger Abrasionen am Gegenzahn zu befürchten sind als bei einer vollkeramischen oder keramisch verblendeten Krone.

Dennoch sei an dieser Stelle auch auf Nachteile der adhäsiven Befestigungstechnik hingewiesen. Da eine langjährige klinische Erfahrung fehlt, ist die Überlebensrate der restaurierten Zähne unbekannt. Deshalb ist eine adhäsive Restauration im zervikalen Bereich noch als Langzeitprovisorium anzusehen.

Eine absolute Trockenlegung gestaltet sich oftmals schwierig, wodurch sich für den Patienten das Risiko eines Fragmentverlustes erhöht.

Überdies ist der Vorteil eines optimalen ästhetischen Ergebnisses nicht immer gewährleistet. Wurde das Fragment vor der Befestigung über einen längeren Zeitraum trocken gelagert, so verliert es durch Dehydration die originale Farbe und Transluzenz <sup>(162)</sup>.

Bei einer im sichtbaren Bereich durchgeführten Ostektomie oder Gingivektomie ist eine ästhetische Beeinträchtigung durch Rezessionen oder Papillenverlust eine häufige Folge <sup>(2)</sup>. Aus diesem Grund sollen obige Eingriffe strikt auf den nicht-sichtbaren Bereich beschränkt bleiben.

Hinzuweisen sei auf die Notwendigkeit, Gebissanomalien oder Parafunktionen zu berücksichtigen. Bei einem beispielsweise im Kopfbiss stehenden Frontzahn verschlechtert sich möglicherweise die Überlebensrate nach adhäsiver Fragmentbefestigung.

Sowohl ein mit Dentinhaftvermittlern als auch prothetisch restaurierter Zahn erfordert trotz zum Teil gegensätzlicher Vor- und Nachteile eine regelmäßige zahnärztliche Nachkontrolle.

### **1.3 Frakturmodi nach Versagen einer adhäsiven Fragmentbefestigung**

#### **1.3.1 Mögliche Frakturmodi**

Ein erneuter Bruch eines ursprünglich über eine adhäsive Fragmentbefestigung restaurierten Zahnes kann an verschiedenen Stellen des Bonding-Dentin-Verbundes auftreten. Je nach lichtmikroskopisch ersichtlicher Lokalisation der Bruchfläche wird ein Frakturmodus festgelegt. Dabei ist in Anlehnung an die rasterelektronenmikroskopisch gewonnenen Erkenntnisse von *Prati et al.* <sup>(109)</sup> zwischen vier Fällen zu unterscheiden:

1. Adhäsivfraktur: Hierbei frakturiert der Adhäsiv-Dentin-Verbund an der Grenzschicht zwischen demineralisiertem Dentin und der kompakten Bondingschicht. Experimentell kann dieser Frakturmodus sowohl auf der Seite der Zahnbasis als auch auf der Seite des Zahnfragmentes erscheinen. Da jedoch diese Unterscheidung in Hinblick auf die Bruchursache unerheblich scheint und auch zwischen einer Kohäsivfraktur innerhalb der Basis und einer Kohäsivfraktur innerhalb des Fragmentes nicht unterschieden werden kann, fließt sie nicht in die statistischen Auswertung ein.

Charakterisiert sind reine Adhäsivfrakturen durch die unveränderte Dentinoberfläche der Basis (bzw. des Fragments) ohne Anteile von Bonding. Das komplementäre Fragment (bzw. die Basis) zeigen auf der Bruchfläche eine komplette Adhäsivbedeckung.

2. Kohäsivfraktur im Adhäsiv: Die Frakturfläche verläuft in ihrer ganzen Ausdehnung innerhalb des Bondings.

Die gesamte Bruchfläche der Basis und die des Fragments sind hierbei von einer (z.T.) unterschiedlich dicken Adhäsivschicht bedeckt.

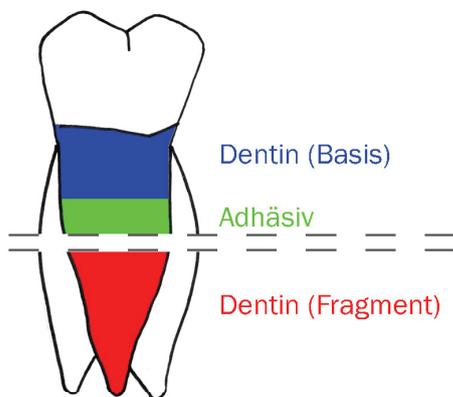
3. Kohäsivfraktur im Dentin der Basis bzw. Dentin des Fragments: Bei diesem Frakturmodus erscheint die gesamte Bruchfläche innerhalb des Dentins, die Adhäsivschicht bleibt unberührt. Obwohl theoretisch möglich, kann lichtmikroskopisch kein Unterschied zwischen dem Dentin der Basis und dem des Fragments gemacht werden. Die beiden Fälle werden deshalb zusammengefasst. Sowohl Basis als auch Fragment zeigen experimentell eine unveränderte Dentinoberfläche.
4. Gemischte Frakturen bestehen aus einer Kombination verschiedener obiger Frakturmodi. Unterschiedliche Oberflächenmorphologien auf Basis und Fragment wechseln sich dabei ab.

Wurde experimentell zur Befestigung der Kronen-Wurzel-Fragmente neben dem Adhäsiv zusätzlich ein fließfähiges Komposit appliziert, so wurden die obigen Frakturmodi analog verwendet. Dentinhaftvermittler und „flowable“ Komposit sind als eine Schicht zu betrachten. Es wurde kein fünfter Fall eingeführt, der Frakturen zwischen Bonding und fließfähigem Komposit erfasst, da eine lichtmikroskopische Abgrenzung der beiden Materialien nicht möglich ist.

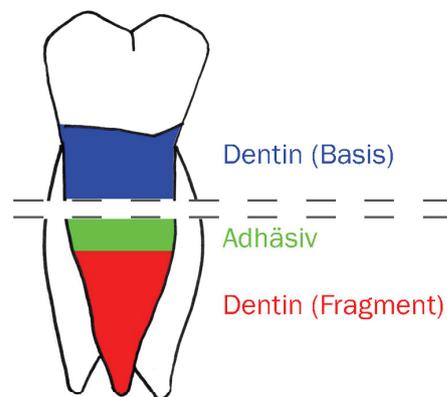
Alle möglichen Frakturmodi sind in Abbildung 1 schematisch dargestellt.

## 1. Adhäsivfrakturen

zwischen Dentin (Fragment) und Adhäsiv

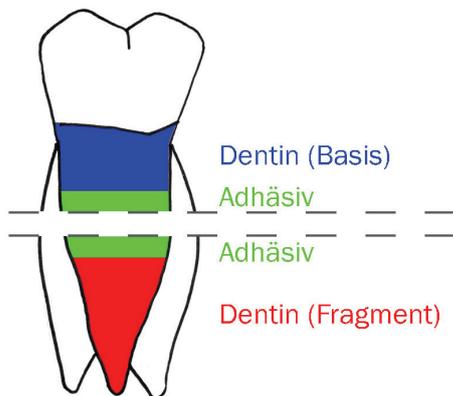


zwischen Dentin (Basis) und Adhäsiv



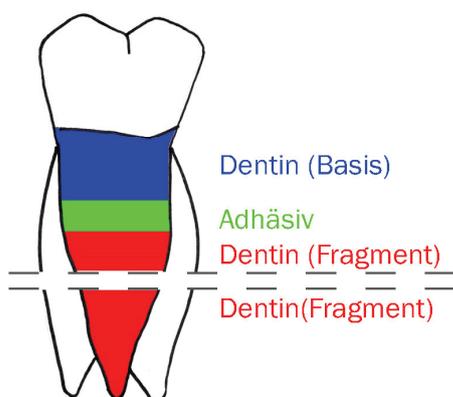
experimentell zwar unterscheidbar, aber als ein Fall betrachtet!

## 2. Kohäsivfraktur im Adhäsiv

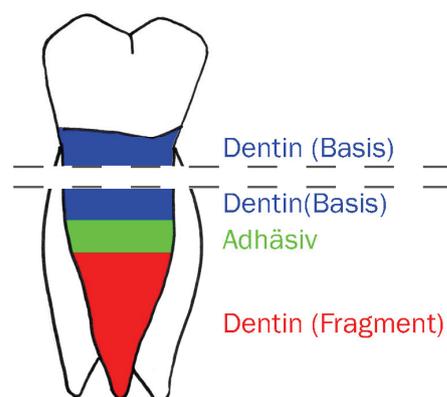


## 3. Kohäsivfrakturen

im Dentin (Fragment)



im Dentin (Basis)



experimentell nicht unterscheidbar!

## 4. Kombination verschiedener obiger Frakturmodi

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Frakturmodi

### 1.3.2 Bisherige Publikationen

Leider existieren wenige Studien, die sich mit einer Analyse der Frakturmodi nach erneutem Bruch eines adhäsiv restaurierten Zahnes unter Verwendung von Dentinadhäsiven (mit oder ohne Gebrauch eines zusätzlichen fließfähigen Komposits) befassen. Diese vereinzelt veröffentlichten wendeten jedoch die adhäsive Befestigung von Kronenfragmenten an, wodurch ein Teil der Bruchfläche aus Schmelz bestand. Dank einer Aufschlüsselung der Ergebnisse für Schmelz und Dentin konnte sich lediglich die Studie von *Worthington et al.* <sup>(162)</sup> trotz nicht übereinstimmender Materialien für eine vergleichende Diskussion zunutze gemacht werden. Eine weitere Untersuchung von *Naumann* <sup>(92)</sup> lässt keinen Aufschluss über die bestehenden Flächenanteile der Frakturmodi an Schmelz und Dentin.

Publiziert wurden einige Studien, die Haftkraft und Frakturverlauf (nach Versagen) von adhäsiv befestigten Brackets untersuchten. Diese Veröffentlichungen sind allerdings wegen einer Verwendung von Schmelz (und nicht von Dentin) und wegen der Zuhilfenahme des „adhesive remnant index“ (der keine Unterscheidung eines Kohäsivbruchs innerhalb des Bondings von einem Adhäsivbruch zwischen Bracket und Bonding ermöglicht) für einen Gegenüberstellung der Untersuchungsergebnisse nicht verwertbar.

Zahlreiche Veröffentlichungen <sup>(11, 15, 19, 35, 39, 47, 53, 62, 84, 109, 119, 135, 163)</sup> widmeten sich der makro- bzw. mikroskopischen Untersuchung der Bruchverläufe, die nach einer Fraktur eines Dentin-Adhäsiv-(Füllungs)komposit-Verbundes zu beobachten waren. Studien, die Wurzeldentin als Grundlage nutzten, sind rar <sup>(74)</sup>. Genannte Untersuchungen, die auf den Gebrauch eines Komposit-Zylinders zurückgreifen, werden später unter Vorbehalt für einen Vergleich und eine Interpretation der Versuchsergebnisse herangezogen.

Es konnten keine Studien gefunden werden, die Dentinhaftung und Frakturmodus (nach adhäsiver Befestigung von Zahnfragmenten) im Bereich des Wurzeldentins untersuchten. Der Grund hierfür liegt vermutlich in der kaum verbreiteten Methodik, Wurzelfrakturen mit Hilfe der adhäsiven Fragmentbefestigung zu restaurieren.

Zukünftige Publikationen mögen sich nach einer Etablierung dieser Behandlungsmethode mit einer Analyse der Frakturmodi nach Versagen des adhäsiven Verbundes befassen.

---

## 2 Problem- und Fragestellung

Eine zunehmend verbreitete Therapieform bei Zahnfrakturen ist die adhäsive Wiederbefestigung des Fragments. Hierbei kommen Bondingsysteme mit und ohne zusätzliche Verwendung eines fließfähigen Komposits in Betracht. Eine Anwendung der Fragmentbefestigung bei Wurzelfrakturen bleibt jedoch weiterhin eine wenig gängige Therapiemaßnahme. Aus diesem Grund wird dem auftretenden Frakturmodus nach Versagen des Zahn-Restoration-Zahn-Verbundes in der experimentellen Forschung nicht viel Beachtung geschenkt.

Die vorliegende Dissertation widmet sich dieser Lücke im Wissensstand.

Mit Adhäsivsystemen verschiedener Generationen wiederbefestigte Kronen-Wurzel-Fragmente wurden in einem im Vorhinein abgelaufenen In-vitro-Versuch erneut gebrochen. In der vorliegenden Studie erfolgte eine mikroskopische Auswertung der Bruchflächen und eine Flächenerrechnung der erkennbaren Frakturmodi einer jeden Zahnprobe. Ein analoges Vorgehen wurde in einer weiteren Versuchsgruppe, in der auf eine zusätzliche Verwendung eines „flowable“ Komposits zurückgegriffen wurde, gewählt.

Es wird eruiert, ob qualitative und quantitative Abweichungen im Bruchverhalten zwischen Bondingsystemen verschiedener Generationen bestehen bzw. ob sich bei zusätzlicher Applikation eines fließfähigen Komposits verschiedenartige Frakturmodi ergeben.

Überdies wird der Frage nachgegangen, wie jeder der auftretenden Bruchverläufe interpretiert werden kann, respektive ob sich aus den auftauchenden Frakturmodi Rückschlüsse auf die Güte der Verbundfestigkeit und mechanische Festigkeit der Materialien ziehen lassen.

Falls Letzteres der Fall, soll geklärt werden, ob im klinischen Alltag zur adhäsiven Befestigung von Zahnfragmenten einem bestimmten Bondingsystem der Vorzug gegeben werden kann.

---

### **3 Material und Methoden**

#### **3.1 Vorgegangene In-vitro-Untersuchung zur Verbundfestigkeit verschiedener Dentinadhäsivsysteme nach Wiederbefestigung von Kronen-Wurzel-Fragmenten**

Die Versuchsdurchführung der vorliegenden Dissertation erfolgte im Anschluss an eine noch nicht veröffentlichte Dissertationsarbeit (experimentelle In-vitro-Untersuchung) von Elmar Heuchemer, in der die Bruchfestigkeit adhäsiv wiederbefestigter Kronen-Wurzel-Fragmente nach Verwendung verschiedener Bondingsysteme (in zwei Gruppen in Kombination mit einem fließfähigen Komposit) gemessen wurde. Die komplementären Zahnfragmente der vorausgegangenen Studie wurden im Versuch der vorliegenden Arbeit weiter verwendet.

##### **3.1.1 Herkunft und Aufbewahrung der Versuchszähne**

Bei den verwendeten Versuchszähnen handelte es sich um extrahierte menschliche Oberkiefer-Sechser mit drei Wurzeln, deren klinisches Alter unbekannt war. Es wurde auf einen ausschließlichen Gebrauch weitgehend kariesfreier Zähne ohne Substanzdefekte geachtet. Nach der Extraktion wurden die Proben bis zum Versuchsbeginn in einer 1%igen Chloramin-T-Lösung (Universitätsapotheke Würzburg) gelagert.

##### **3.1.2 Zusammenfassung der vorangegangenen Untersuchung**

Ein im ISO-Dokument von 1991 <sup>(66)</sup> angeratener maximaler Lagerungszeitraum von sechs Monaten wurde nicht überschritten.

Die Versuchsproben wurden mit einem Scaler von Zahnstein gereinigt und im Anschluss erfolgte eine Einbettung der Zahnkrone bis zur Schmelz-Zement-Grenze in Kunststoff (*Technovit<sup>®</sup> 4071*, Heraeus Kulzer). Zur Vermeidung einer Austrocknung wurden die vorpräparierten Zähne in 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung aufbewahrt.

Mit Hilfe einer Zwick-Material-Prüfmaschine und einer Vorschubgeschwindigkeit von 10 mm/min folgte ein forcierter Bruch der palatinalen Wurzel auf der Hälfte der Länge, annähernd senkrecht zur Wurzeloberfläche. Die Frakturresistenz aller Zähne wurde registriert.

Unter Verwendung eines an den PC angeschlossenen Lichtmikroskops konnten die Bruchflächen digital abfotografiert und die Flächen vermessen werden.

Zahnproben ohne Dentinabsplitterungen bzw. Trümmerfrakturen wurden zufällig auf fünf Gruppen à 14 Exemplaren verteilt. Bei drei Zähnen trat eine Trümmerfraktur auf. Sie wurden zwar weiter verwendet, indem neben dem Adhäsivsystem zusätzlich ein fließfähiges Komposit appliziert wurde (Gruppe 6), aber wegen einer zu geringen Anzahl später nicht in die statistische Auswertung einbezogen.

Die Kronen-Wurzel-Fragmente wurden entsprechend der Anführungen von Tabelle 1 (den Herstellerangaben folgend) adhäsiv wiederbefestigt.

Bis zum Abschluss der Nachpolymerisation erfolgte eine Lagerung der restaurierten Zähne für 24 Stunden in physiologischer Natriumchlorid-Lösung bei 37 °C.

Im Anschluss wurden die Proben erneut in der Zwickmaschine fixiert und im Scherversuch (mit einer Traversengeschwindigkeit von 10 mm/min) entlang der ursprünglichen Bruchlinie belastet. Die Frakturresistenzen konnten gemessen und die sich ergebende Bruchfestigkeit (auch im Verhältnis zu den gemessenen Bruchflächen) errechnet werden.

Gruppen	Ätzmedium/ Ätzdauer/ Trocknungszeit	Primer/ Anwendung	Bonding/ Anwendung	fließfähiges Komposit/ Anwendung
	sowohl auf Bruchfläche (Basis) als auch Bruchfläche (Fragment)			
1	37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ( <b>Ultraetch</b> <sup>®</sup> )/ 15s Einwirkzeit/ nach Absprayen 5s trocknen mit leichtem Luftstrom	<b>OptiBond FL</b> <sup>®</sup> 15s einmassieren/ 5s trocknen mit leichtem Luftstrom	<b>OptiBond FL</b> <sup>®</sup> (in dünner Schicht)	--
2	entfällt bei Dentin	<b>Syntac</b> <sup>®</sup> 15s einmassieren/ 5s leicht verblasen/ 10s stark verblasen	<b>Syntac</b> <sup>®</sup> 10s Einwirkzeit/ 10s trocknen mit leichtem Luftstrom/ im Anschluss <b>Heliobond</b> <sup>®</sup> 2s leicht verblasen	--
3	--	<b>Adhese</b> <sup>®</sup> 15s einmassieren/ 15s einwirken lassen/ 10s stark verblasen	<b>Adhese</b> <sup>®</sup> (in dünner Schicht)/ 10s einmassieren/ 2s verblasen	--
4	--	<b>Adper</b> <sup>®</sup> <b>Prompt</b> <sup>®</sup> <b>L-Pop</b> <sup>®</sup> 15s einmassieren/ 5s leicht verblasen	Auftragen des Primers <b>Adper</b> <sup>®</sup> <b>Prompt</b> <sup>®</sup> <b>L-Pop</b> <sup>®</sup> einmal wiederholen	--
5	37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ( <b>Ultraetch</b> <sup>®</sup> )/ 15s Einwirkzeit/ nach Absprayen 5s trocknen mit leichtem Luftstrom	<b>OptiBond FL</b> <sup>®</sup> 15s Einmassieren/ 5s trocknen mit leichtem Luftstrom	<b>OptiBond FL</b> <sup>®</sup> (in dünner Schicht)	<b>Tetric</b> <sup>®</sup> <b>Flow</b> in dünner Schicht/ Bondingschicht wurde nicht im Vorhinein ausgehärtet
6 (Zähne mit Dentinab- splitterung en oder Trümmer- frakturen)	37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ( <b>Ultraetch</b> <sup>®</sup> )/ 15s Einwirkzeit/ nach Absprayen 5s trocknen mit leichtem Luftstrom	<b>OptiBond FL</b> <sup>®</sup> 15s Einmassieren/ 5s trocknen mit leichtem Luftstrom	<b>OptiBond FL</b> <sup>®</sup> (in dünner Schicht)	<b>Tetric</b> <sup>®</sup> <b>Flow</b> in dünner Schicht/ Bondingschicht wurde nicht im Vorhinein ausgehärtet

**Tabelle 1:** Anwendung der Dentinhaftvermittler

### 3.2 Übersicht über die Versuchsmethodik anhand eines Fallbeispiels

Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die Methode des Hauptversuchs zur qualitativen und quantitativen Beurteilung der Frakturmodi erfolgen:

Zahnbasen und jeweils entsprechende Fragmente der 73 Versuchszähne der vorangegangenen In-vitro-Untersuchung wurden reponiert und zur Orientierung mit zwei gegenüberliegenden Überlagerungsmarken versehen (Verweis auf Abbildungen 2a, 2b).

Es folgte das Einfärben der Bruchflächen mit einer Färbelösung. Sinn dieses Arbeitsschrittes war es, nach Färbung Rückschlüsse auf Substanzart (Dentin vs. Adhäsiv) einzelner Flächenanteile ziehen zu können.

Beide Bruchflächen wurden mit einer digitalen Spiegelreflexkamera, ausgestattet mit einem Lupenobjektiv, abfotografiert, die entsprechenden Daten wurden an den Rechner übertragen und in ein Bildbearbeitungsprogramm importiert (Verweis auf Abbildungen 2c, 2d).

Nach computerunterstützter Optimierung der Bildqualität musste eine Achsenspiegelung der Fotografie des Fragments erfolgen. Nur so konnten später die Umrisse von Basis und Fragment übereinander projiziert werden (Verweis auf Abbildung 2f).

Anhand der pixelbasierten Fotos konnten im folgenden Schritt in einem CAD-Programm die Bruchflächen und die Überlagerungsmarken nachgezeichnet (Verweis auf Abbildungen 2g, 2h) und die adhäsivbedeckten Flächen markiert werden (Verweis auf Abbildungen 2i, 2j).

Abbildungen 2k, 2l zeigen die im Anschluss freigestellten Linienzeichnungen.

Eine Überlagerung von Basis und Fragment erfolgte im Wesentlichen nach Augenmaß - dienlich waren hierzu die gekennzeichneten Überlagerungsmarken (Verweis auf Abbildung 2m).

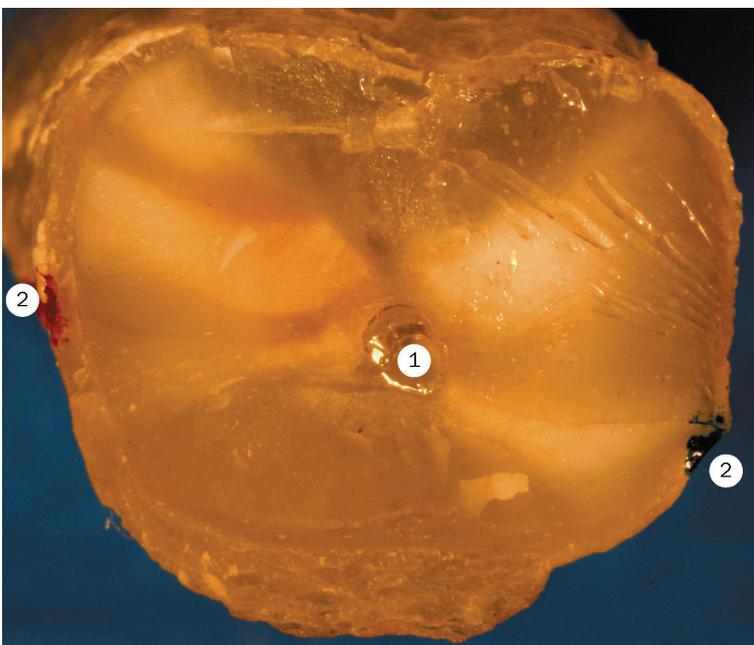
Die Schnittfläche der beiden zur Deckung kommenden Bruchflächen wurde als Bezugsfläche gewertet und vermessen. Durch die Überlagerung verschiedener (oder

gleicher) Strukturtypen konnte auf absolute und relative Flächenwerte der unterschiedlichen Frakturmodi geschlossen werden (Verweis auf Abbildung 2n).

Abbildung 3 fasst die Versuchsschritte schematisch zusammen.

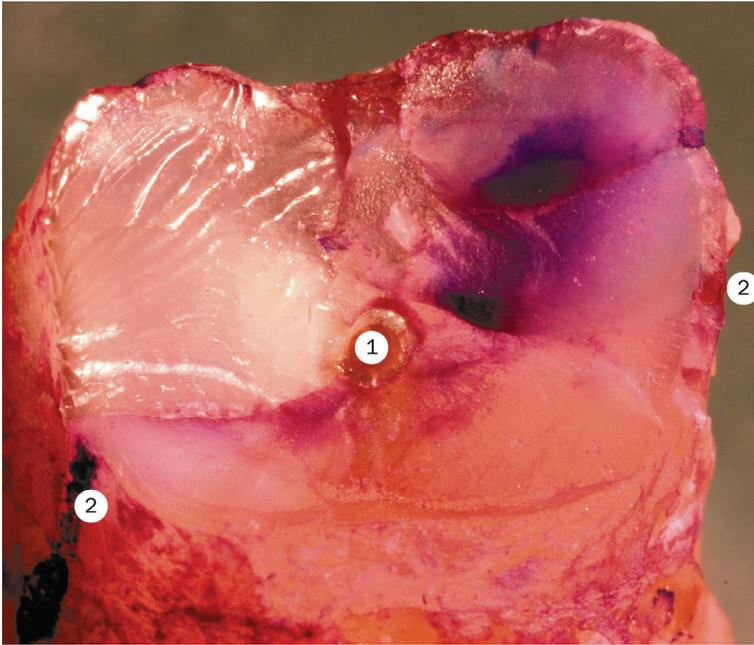


**Abbildung 2a:**  
Bruchfläche (Basis)

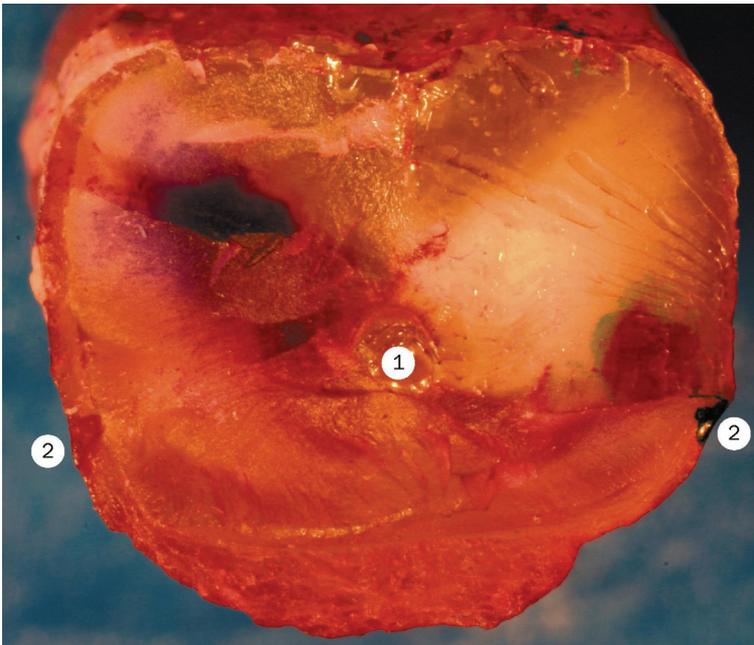


**Abbildung 2b:**  
ungespiegelte  
Bruchfläche (Fragment)

- 1 Pulpa
- 2 Überlagerungsmarken

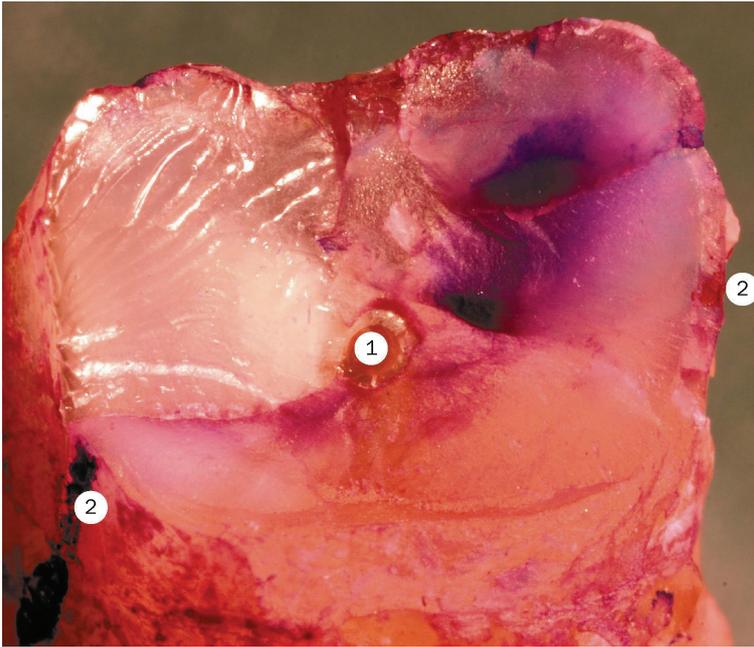


**Abbildung 2c:**  
gefärbte Bruchfläche  
(Basis)



**Abbildung 2d:**  
gefärbte und  
ungespiegelte  
Bruchfläche (Fragment)

- 1 Pulpa
- 2 Überlagerungsmarken



**Abbildung 2e:**  
gefärbte Bruchfläche  
(Basis)

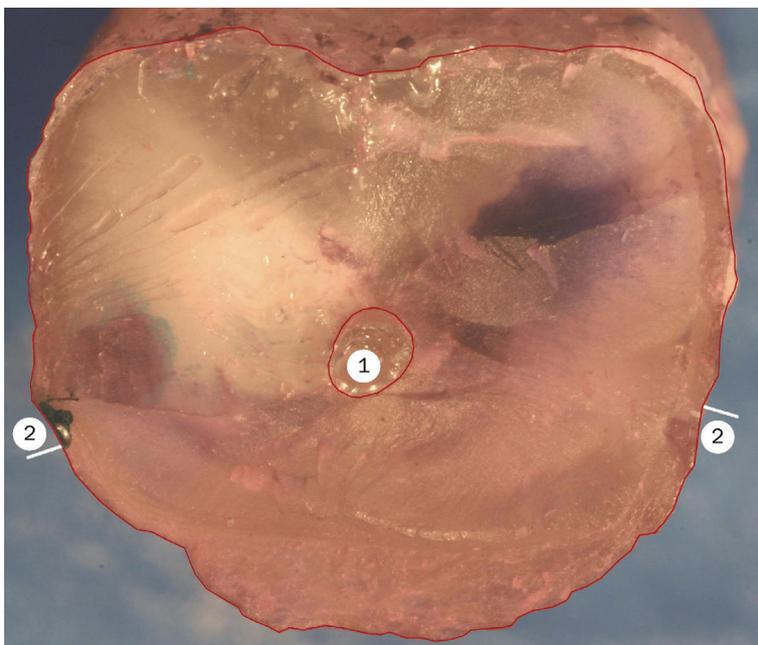


**Abbildung 2f:**  
gefärbte und  
gespiegelte Bruchfläche  
(Fragment)

- 1 Pulpa
- 2 Überlagerungsmarken



**Abbildung 2g:**  
Ermittlung der  
Bruchfläche (Basis)

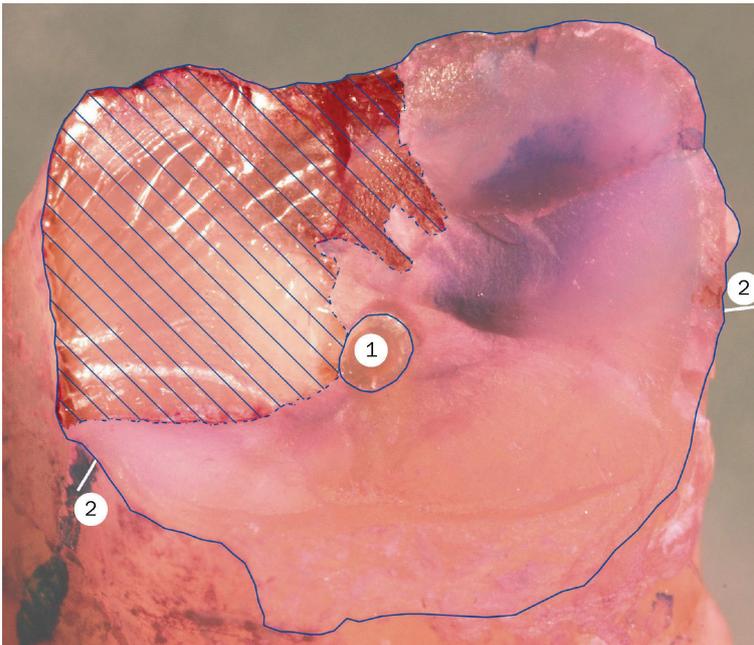


**Abbildung 2h:**  
Ermittlung der  
Bruchfläche (Fragment)

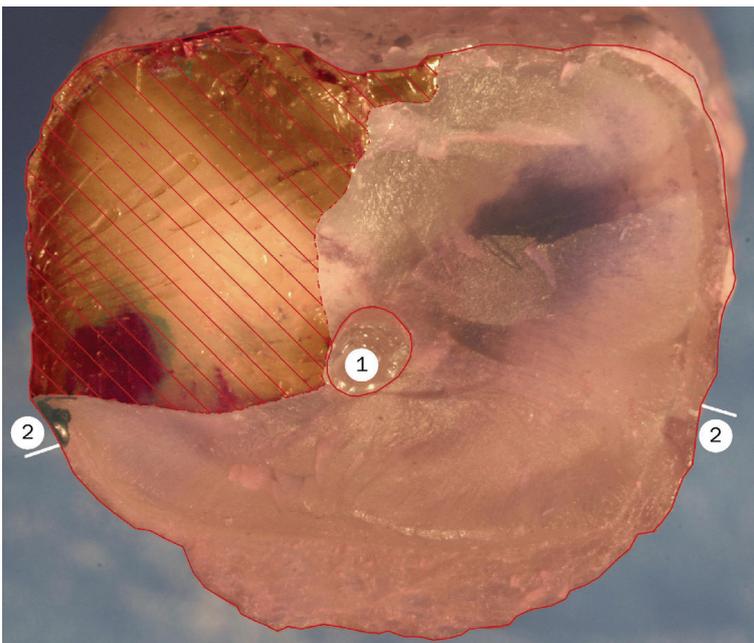
- 1** Pulpa
- 2** Überlagerungsmarken

— Bruchfläche (Basis)

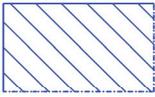
— Bruchfläche (Fragment)

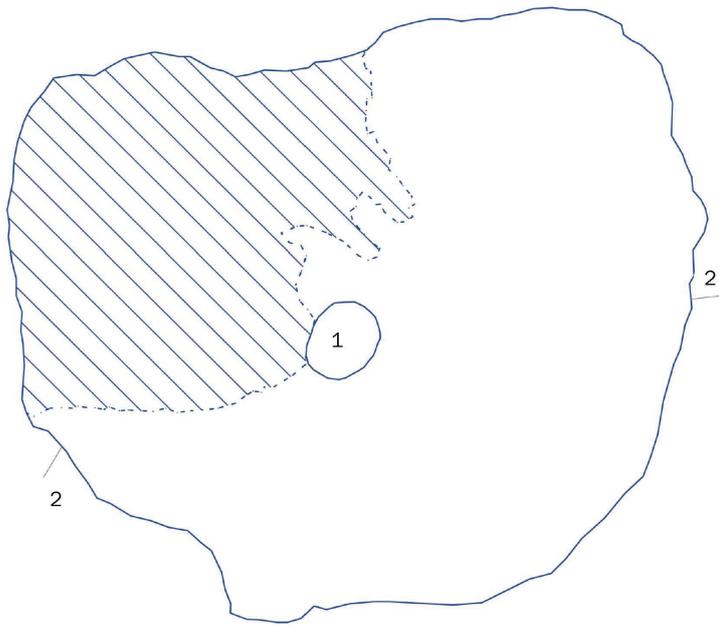


**Abbildung 2i:**  
Ermittlung der  
Adhäsivfläche (Basis)

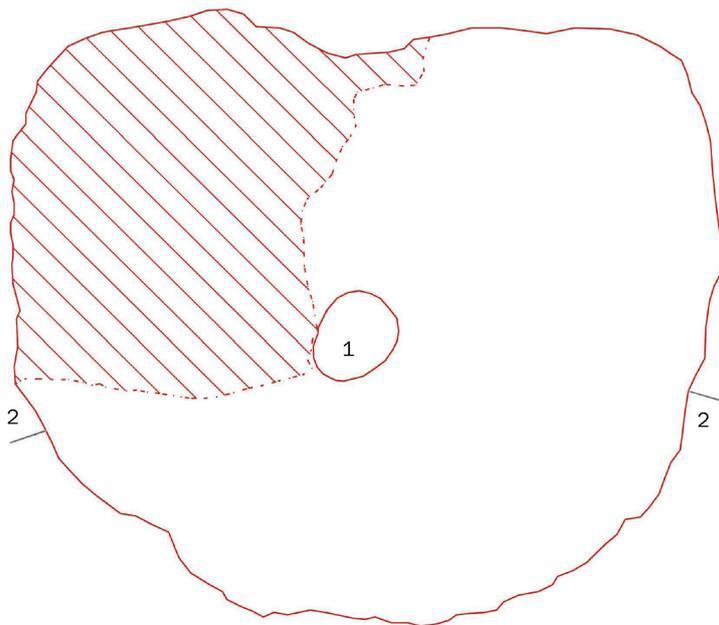


**Abbildung 2j:**  
Ermittlung der  
Adhäsivfläche (Fragment)

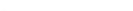
- 1** Pulpa
- 2** Überlagerungsmarken
- Bruchfläche (Basis)
- Bruchfläche (Fragment)
-  Adhäsivfläche (Basis)
-  Adhäsivfläche (Fragment)

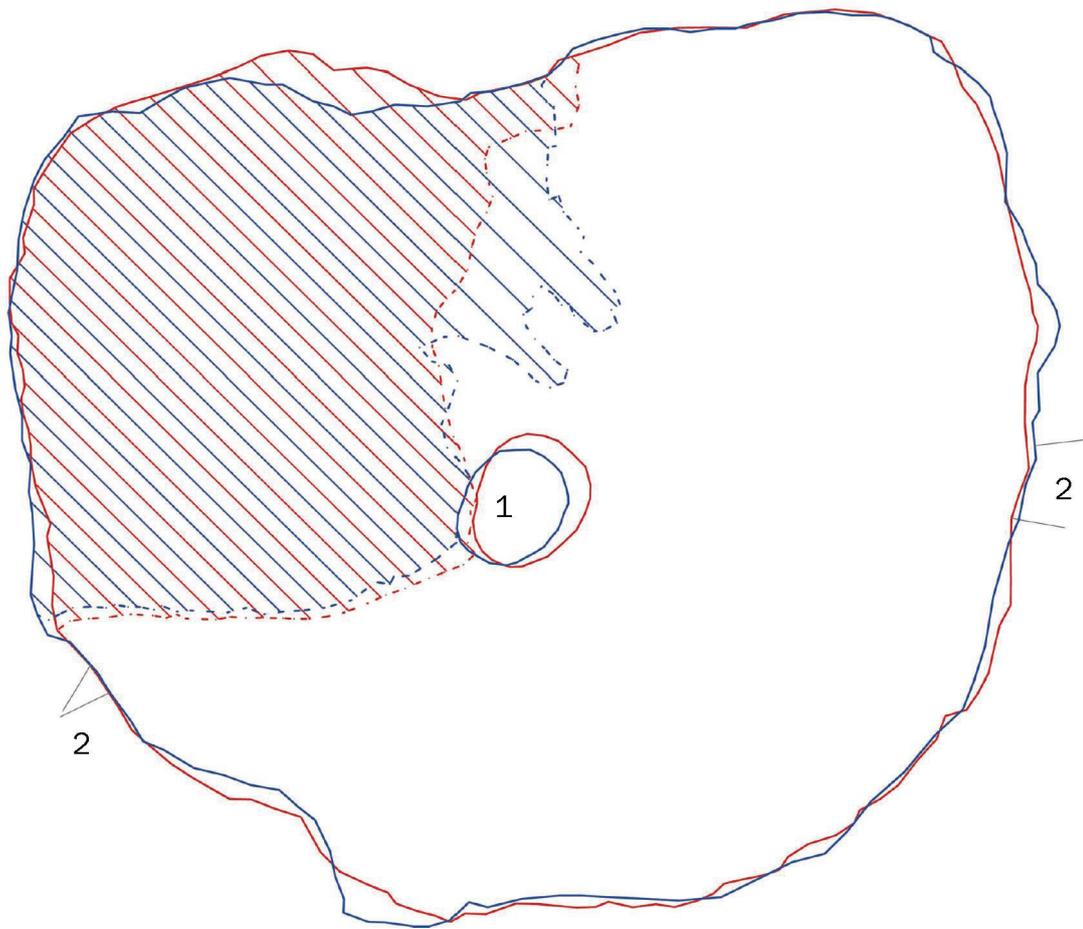


**Abbildung 2k:**  
Ermittlung der  
Adhäsivfläche (Basis)

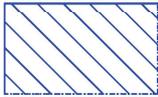
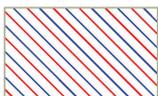


**Abbildung 2l:**  
Ermittlung der  
Adhäsivfläche (Fragment)

- |   |                               |   |  |
|---|-------------------------------|---|--|
| <b>1</b>  | <b>Pulpa</b>                  |  | <b>Adhäsivfläche (Basis)</b><br>(hier 7,39mm <sup>2</sup> )                                  |
| <b>2</b>  | <b>Überlagerungsmarken</b>    |  | <b>Adhäsivfläche (Fragment)</b><br>(hier 6,89mm <sup>2</sup> )                               |
|  | <b>Bruchfläche (Basis)</b>    |  | <b>Dentinfläche</b><br>(hier Basis 14,84mm <sup>2</sup> ,<br>Fragment 15,34mm <sup>2</sup> ) |
|  | <b>Bruchfläche (Fragment)</b> |   |  |

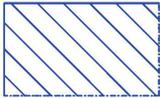
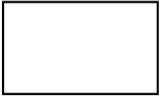


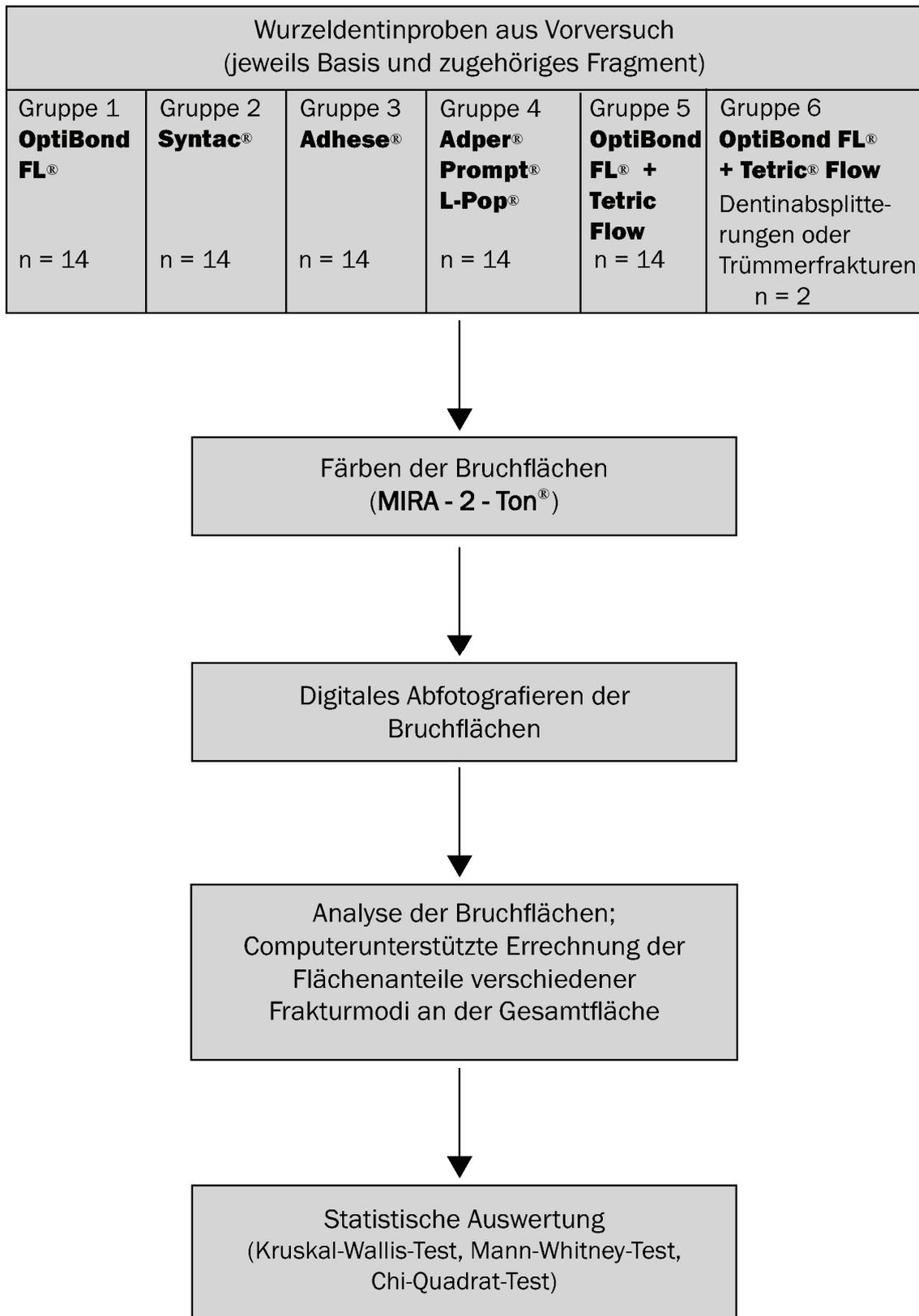
**Abbildung 2m:**  
Überlagerung der Bruchflächen

<b>1</b>	<b>Pulpa</b>		<b>Adhäsivfläche (Basis)</b>
<b>2</b>	<b>Überlagerungsmarken</b>		<b>Adhäsivfläche (Fragment)</b>
	<b>Bruchfläche (Basis)</b>		<b>Überlagerung von Adhäsivfläche (Basis) und Adhäsivfläche (Fragment)</b>
	<b>Bruchfläche (Fragment)</b>		<b>Dentinfläche</b>



**Abbildung 2n:**  
Quantitative und  
qualitative Bestimmung  
der Frakturmodi

<p><b>1</b> Pulpa</p> <p><b>2</b> Überlagerungsmarken</p>		<p><b>Adhäsivfraktur zwischen Dentin (Fragment) und Adhäsiv (hier 0,69mm<sup>2</sup>)</b></p>
<p>— Bruchfläche (Basis)</p>		<p><b>Adhäsivfraktur zwischen Dentin(Basis) und Adhäsiv (hier 0,19mm<sup>2</sup>)</b></p>
<p>— Bruchfläche (Fragment)</p>		<p><b>Kohäsivfraktur im Dentin (hier 6,70mm<sup>2</sup>)</b></p>
<p>— Schnittfläche von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment) (hier 22,23mm<sup>2</sup>)</p>		<p><b>Kohäsivfraktur im Dentin (hier 14,65mm<sup>2</sup>)</b></p>
		<p><b>Vernachlässigte Flächenanteile</b></p>



**Abbildung 3:** Schematische Übersicht über den Hauptversuch

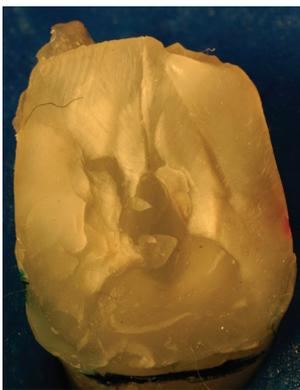
### 3.3 Markieren und Einfärben der Zahnfragmente

Nach sechsmonatiger Lagerung in destilliertem Wasser wurden die ungefärbten Zahnfragmente des Vorversuchs mit *MIRA-2-Ton*<sup>®</sup> (Hager&Werken) gefärbt. Die dabei entstehenden unterschiedlichen Violettschattierungen der Bruchflächen ermöglichten später eine annähernde Unterscheidung von Adhäsiv und Dentin.

Das Anbringen zweier gegenüberliegender Überlagerungsmarken an Basis und reponiertem Fragment sollte zum einen eine absolute Flächenerrechnung gewährleisten und zum anderen, bei der computerunterstützten Auswertung, eine grobe Orientierung bei der Überlagerung von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment) ermöglichen.

Basis und Fragment wurden dazu einige Minuten luftgetrocknet, passgenau reponiert und mit Hilfe der angebrachten Überlagerungsmarken vermessen. Letzteres erfolgte unter Zuhilfenahme eines Tasterzirkels. Die Zahnfragmente wurden in ein Tauchbad mit *MIRA-2-Ton*<sup>®</sup> gelegt und nach siebenminütiger Einwirkzeit mit destilliertem Wasser abgespült und erneut für einige Minuten luftgetrocknet.

Abbildungen 4a, 4b zeigen das Färbeergebnis. Idealerweise können weiße Areale dem Adhäsiv zugeordnet werden, wohingegen violette Flächen Dentin wiedergeben.



**Abbildung 4a:** Bruchfläche vor dem Färben



**Abbildung 4b:** Bruchfläche nach dem Färben mit *MIRA-2-Ton*<sup>®</sup>

### 3.4 Abfotografieren der Bruchflächen und Nachbearbeitung der Fotos

Um Qualität und Quantität der Frakturmodi bestimmen zu können, wurden die Bruchflächen von Basis und Fragment mit Hilfe einer digitalen Spiegelreflexkamera (*Canon EOS 300D*<sup>®</sup>) abfotografiert. Eine maximal vergrößernde und zugleich scharfe Darstellung war nur durch Verwendung eines Lupenobjektivs (*Canon Macro Photo Lens, MP-E 65mm F2.8 1-5x*<sup>®</sup>) möglich. Um Verwackelungen beim Betätigen der Kamera durch Umklappen des Spiegels zu verhindern, musste diese mit einer handelsüblichen Schraubzwinde am Arbeitstisch fixiert und über den mit einem Kabel verbundenen Computer ausgelöst werden (Computerprogramm: *Canon Utilities – Remote Capture 2.6*<sup>®</sup>).

Zahn und Fragment wurden jeweils mit Knetmasse auf einem stufenlos höhenverstellbaren Objektträger befestigt und die entsprechenden Bruchflächen nach Augenmaß parallel zum Objektiv ausgerichtet. Die Entfernung von Objekt und Linse wurde individuell variiert, um die Bruchfläche im Sucher möglichst flächenfüllend und scharf darzustellen. Die Blenden- und ISO-Größe wurde vereinheitlicht (Blende 16 und ISO 100). Die an der Kamera eingestellte Belichtungsautomatik regelte die entsprechende Belichtungszeit jeder Aufnahme.

Eine 60W-Lichtquelle ermöglichte eine umfangreiche Ausleuchtung der dreidimensionalen Oberflächenstruktur von Basis und Fragment.

Die so erhaltenen digitalen Fotografien wurden über das Datenkabel an den Computer weitergeleitet.

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5 dargestellt.

Eine genauere Analyse der Bruchflächen setzte eine Nachbearbeitung der Digitalfotos voraus: Im Programm *Adobe*<sup>®</sup> *Photoshop*<sup>®</sup> *CS Version 8.0.1* wurden sie zunächst zugeschnitten, um die Datenmenge zu reduzieren und die Bearbeitungsgeschwindigkeit zu erhöhen. Anschließend erfolgte eine Korrektur des Histogramms (Optimierung der Tonwerte) und ein „Unschärf Maskieren“ der Fotos. Dadurch konnten Kontrast und Schärfe erhöht, Bruch- und Adhäsivgrenzen leichter erkannt werden.

Um die Bilder bzw. die gezeichneten Umrisse von Basis und Fragment später im CAD-Programm überlagern zu können, musste das Foto des Fragments zusätzlich an der vertikalen Achse gespiegelt werden.



**Abbildung 5:** Abfotografieren der Bruchflächen

### 3.5 Analyse der Bruchflächen

#### 3.5.1 Kriterien zur Unterscheidung von Dentin und Adhäsiv

Nach Färben von Zahnbasis und -fragment und einer möglichst optimierten Nachbearbeitung der digitalen Fotos konnten nun die Bruchflächen hinsichtlich der vorhandenen Adhäsiv- und Dentinflächen untersucht werden.

Leider war es nicht möglich, alleine mit Hilfe der zweidimensionalen Darstellung der gefärbten Bruchflächen exakte Rückschlüsse auf Substanzart oder genaue Übergänge von Adhäsiv und Dentin zu schließen. Zwar lässt sich Adhäsiv bei entsprechend kurzer Einwirkzeit von *MIRA-2-Ton*<sup>®</sup> nicht einfärben, doch das Risiko einer „Fehldiagnose Dentin“ bei Einschluss von Färbemittel unter einer gelockerten

Adhäsivfahne bleibt. Zur Hilfestellung und Sicherung der Diagnose kam deshalb ein binokulares Lichtmikroskop (Vergrößerung: 40-fach; Okular: 10-fach, Objektiv: 4-fach) zum Einsatz. Dank der dreidimensionalen Betrachtung waren somit neben den Violett-schattierungen der Bruchflächen (reinweiße Flächen wurden gesichert als Adhäsiv gewertet) zusätzliche Unterscheidungskriterien möglich: Kleinste Luftblasen, Einschlüsse oder mikroskopische Pinselstriche ließen auf Adhäsiv schließen. Die gleiche Diagnose war ebenso bei seitlicher lichtmikroskopischer Betrachtung der Pulpa möglich: die kontinuierliche Ausbreitung der sich in der Pulpa befindlichen Substanz auf die Bruchfläche erlaubte es, von Adhäsiv auszugehen. Im Übrigen war es hilfreich, die Zähne nach Färben und Fotografieren gut trocknen zu lassen, um Spiegelungen an der noch nassen Oberfläche zu vermeiden.

### 3.5.2 Quantitative und qualitative Beurteilung der Frakturmodi

Die qualitative (jeweilige Frakturmodi) und quantitative (Flächenanteile von Adhäsiv- bzw. Kohäsivbrüchen) Beurteilung der Bruchflächen erfolgte mit der Software *Nemetschek Allplan FT 17*. Es handelt sich hierbei um ein CAD-Programm (**Computer-Aided-Design**), in dem die pixelbasierten Fotos mit (vektorbasierten) Polygonen überlagert wurden, um eine automatische Ermittlung von Typ und Größe der verschiedenen Flächen zu ermöglichen. (Ausgangssituation siehe Abbildungen 2a bis 2f).

Zunächst mussten getrennt für Basis und Fragment jeweils die Umrisse von Bruchfläche, Adhäsivfläche und Pulpa auf den bearbeiteten, pixelbasierten Fotos nachgezeichnet werden. Das Programm ermittelte automatisch die daraus resultierende Bruchfläche (Basis), Bruchfläche (Fragment), Adhäsivfläche (Basis), Adhäsivfläche (Fragment), Dentinfläche (Basis) und Dentinfläche (Fragment) (Verweis auf Abbildungen 2g bis 2l). Um einer Verfälschung der Ergebnisse vorzubeugen, blieb die Fläche der Pulpa bei der Ermittlung unberücksichtigt. Ein Adhäsiv-Pfropfen in der Pulpa beispielsweise wird beim Bruch meist mittig durchtrennt und erscheint somit fälschlicherweise als Kohäsivbruch.

Im nächsten Schritt erfolgte die Überlagerung der vektorisierten Flächen von Basis und Fragment. Die Überlagerungsmarken lieferten hierzu eine grobe Orientierung. Da die den Zeichnungen zu Grunde liegenden Fotos von Basis und Fragment nicht in der gleichen Ausrichtung und im gleichen Abbildungsmaßstab vorlagen, war es nötig, sie zu drehen, zu verschieben und zu skalieren.

Eine möglichst exakte Ausrichtung der Umrissse erfolgte anschließend nach Augenschein, unabhängig von den Überlagerungsmarken (Verweis auf Abbildung 2m).

Obwohl theoretisch zwingend, gelang es meist nicht, eine vollkommene Übereinstimmung der Umrissse von Basis und Fragment zu erzielen. Dies ist im Wesentlichen darin begründet, dass ein Abfotografieren der, zudem nicht planen, Bruchflächen von Basis und Fragment nicht absolut orthogonal erfolgen kann. (Die Auswirkungen von nicht-orthogonaler Abbildung lassen sich durch unproportionales Skalieren in x- und y-Richtung nur mangelhaft ausgleichen.)

Nach der beschriebenen Überlagerung erfolgte die Ermittlung und Errechnung der Schnittfläche von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment) (Verweis auf Abbildung 2n). Nur diese Schnittfläche wurde zur weiteren Berechnung verwendet. Diese Vereinfachung hat den Vorteil, dass bei der Auswertung nur ein Bezugswert für das Errechnen der verschiedenen Flächen vorliegt. Weiterhin stellt dieses Verfahren sicher, dass nur gesicherte Werte in die Berechnung einfließen und beispielsweise Flächen, deren entsprechendes Gegenstück abgebrochen ist, keine Ergebnisse liefern und somit ein Verfälschen der Statistik vermieden werden kann.

Anhand der Überlagerungen von Adhäsivfläche und Adhäsivfläche bzw. Adhäsivfläche und Dentinfläche oder Dentinfläche und Dentinfläche (siehe hierzu Abbildung 1: Schematische Darstellung der Frakturmodi) konnten Rückschlüsse auf Qualität und Quantität der Frakturmodi gezogen werden (auch hier automatische Ermittlung) (Verweis auf Abbildung 2n).

Die Werte der einzelnen Flächen lagen zunächst nicht absolut vor, da die in *Nemetschek* importierten Fotos nicht maßstabsgerecht skaliert wurden. Über ein Referenzmaß (Abstand zwischen den Überlagerungsmarken) konnten sie jedoch abschließend auf absolute Werte umgerechnet werden.

### 3.6 Datenauswertung bzw. statistische Auswertung

Zur statistischen Datenauswertung fand nach Berechnung der prozentualen Aufteilung der drei Frakturmodi (Kohäsivfraktur innerhalb des Adhäsivs bzw. „flowable“ Komposits, Kohäsivfraktur innerhalb des Dentins und adhäsiver Bruch zwischen Basis/Fragment und Bonding bzw. fließfähigem Komposit) auf die gesamte Bruchfläche des Versuchszahnes und auf alle Zahnproben innerhalb einer Gruppe die Software SPSS® 15.0 Verwendung.

Es sei darauf hingewiesen, dass wegen der Unmöglichkeit, Kohäsivfrakturen im Dentin der Basis und des Fragments zu unterscheiden, auch auf eine Abgrenzung adhäsiver Brüche auf der Seite der Basis von Adhäsivfrakturen seitens des Zahnfragmentes verzichtet wurde und diese Abgrenzung deshalb nicht in die statistische Auswertung einfluss.

Zunächst wurde im Zuge der Auswertung für jede der sechs Versuchsgruppen und jeden der drei dabei auftretenden obigen Frakturmodi der Medianwert mit Standardabweichung ermittelt. Der Medianwert wurde dem Mittelwert vorgezogen, da man i.d.R. nicht von einer Normalverteilung der prozentualen Anteile ausgehen konnte.

Im Weiteren wurden nichtparametrische Tests für die Analyse herangezogen: um die Versuchsgruppen auf signifikante Unterschiede hinsichtlich der aufgetretenen Bruchverläufe zu überprüfen, wurde der *Kruskal-Wallis*-Test angewandt. Das nicht adjustierte Signifikanzniveau wurde dabei auf 5% festgelegt. Gruppe 6 (OptiBond FL® + Tetric® Flow; bei Dentinabsplitterung oder mehreren Dentinfragmenten) wurde wegen einer zu geringen Probenzahl (n=3, davon ein Exemplar nicht auswertbar) nicht berücksichtigt.

Um exakter bestimmen und zuordnen zu können, welche Gruppen sich am ehesten signifikant unterscheiden, wurden die Rangdaten zwischen jeweils zwei Versuchsgruppen mit dem folgenden *Mann-Whitney*-Test verglichen. Das Signifikanzniveau wurde jeweils auf den mit Hilfe der *Alpha-Korrektur* nach *Bonferroni* adjustierten Wert von  $p=0,005$  gesenkt.

Neben diesem als „Bruchverhalten A“ bezeichneten Aufteilungsschema wurden in Analogie zu zahlreichen Veröffentlichungen überdies die prozentualen Anteile an gemischten Frakturen, kompletten Kohäsivfrakturen innerhalb des Adhäsivs (bzw. fließfähigen Komposits), kompletten kohäsiven Brüchen im Dentin und vollständigen Adhäsivfrakturen in allen Gruppen ermittelt („Bruchverhalten B“).

Um festzustellen, ob zuletzt genannte Frakturmodi in jeder Gruppe (ausgenommen der sechsten Gruppe) gleich häufig auftraten, wurden die Werte der *Chi-Quadrat-Testung (Exakter Test nach Fisher)* unterzogen. Das gültige Signifikanzniveau lag bei 5%.

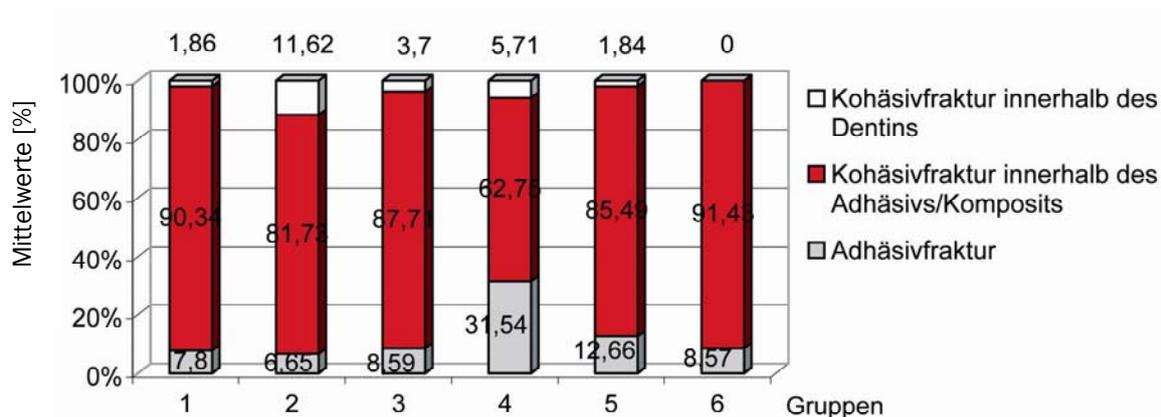
## 4 Ergebnisse

### 4.1 Bruchverhalten der Versuchszähne aller Gruppen in Prozent

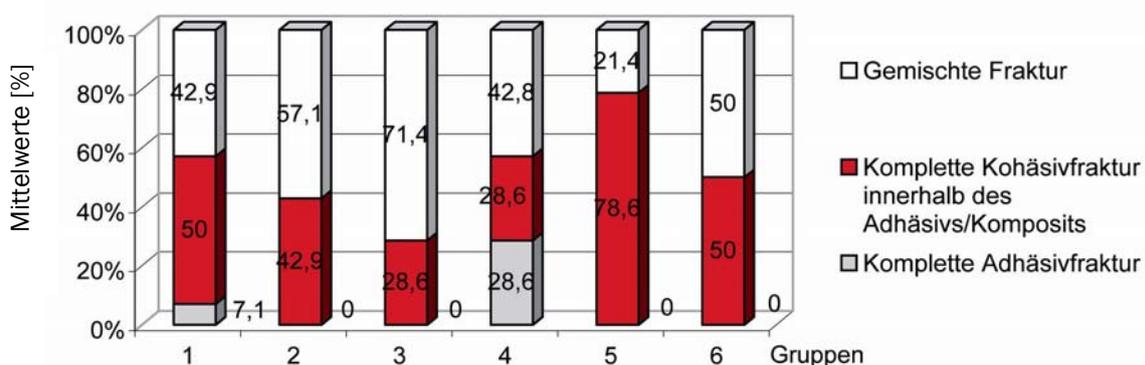
Graphiken 6 und 7 liefern einen Überblick über die berechneten prozentualen Anteile (Mittelwerte) der aufgetretenen Frakturmodi an der gesamten Bruchfläche aller Versuchszähne einer jeden Gruppe.

Bei den beiden Säulendiagrammen wurde dabei ein anderes Einteilungsschema der möglichen Bruchverläufe gewählt („Bruchverhalten A“ und „Bruchverhalten B“).

Gruppen 1, 2, 3, 4 und 5 umfassten jeweils 14 Proben. Gruppe 6 wurde zwar ausgewertet und in die Graphik der Mittelwerte aufgenommen, jedoch sei auf die geringe Anzahl (n=3, davon ein Exemplar nicht auswertbar) der Zähne hingewiesen. Die Aussagekraft dieser Versuchsreihe ist deshalb ungenügend.



**Abbildung 6:** Bruchverhalten der Versuchszähne aller Gruppen in Prozent („Bruchverhalten A“)



**Abbildung 7:** Bruchverhalten der Versuchszähne aller Gruppen in Prozent („Bruchverhalten B“)

## 4.2 Medianwerte der Frakturmodi aller Gruppen in Prozent

Die prozentualen Anteile der Frakturmodi (mit dem Einteilungsschema „Bruchverhalten A“) an den Bruchflächen aller 72 auswertbaren Zähne wurden zur Errechnung der Medianwerte verwendet. Das Säulendiagramm in Abbildung 8 gibt einen Überblick über die gewonnenen Werte.

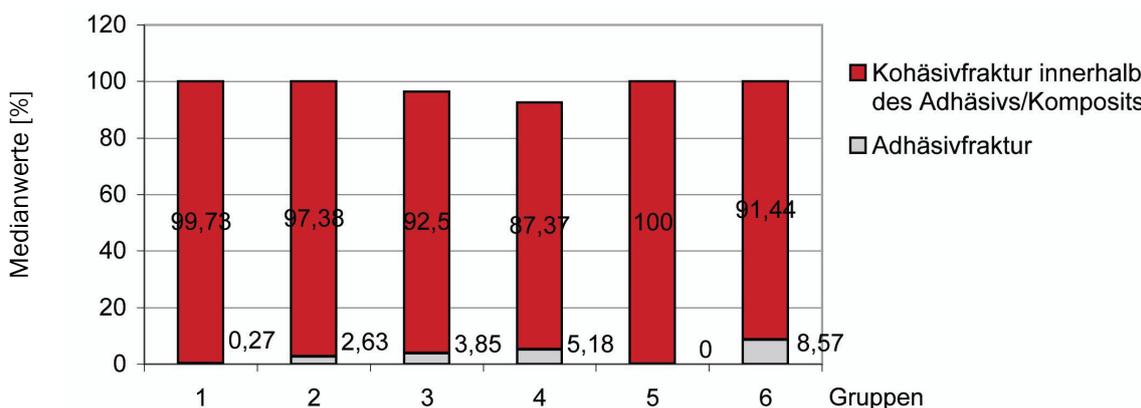


Abbildung 8: Medianwerte der Frakturmodi aller Gruppen in Prozent

Die Versuchsgruppen 5 (OptiBond FL<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup> Flow) und 1 (OptiBond FL<sup>®</sup>) wiesen mit einem Medianwert von 100% bzw. 99,73% den größten Anteil an kohäsiven Brüchen innerhalb des Adhäsivs auf. Versuchsreihe 4 (Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup>) lag mit dem Wert von 87,37% deutlich darunter.

In keiner Gruppe konnten dem Medianwert zufolge Kohäsivfrakturen innerhalb des Dentins (Basis oder Fragment) festgestellt werden.

Adhäsive Frakturen wurden mit einem Medianwert von 5,18% am häufigsten in Versuchsgruppe 4 (Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup>) (abgesehen von Gruppe 6 mit OptiBond FL<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup> Flow bei Dentinabsplitterungen oder Trümmerfrakturen) errechnet. In der Versuchsreihe 5 (OptiBond FL<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup> Flow) hingegen waren gemäß des Medianwertes keine adhäsiven Brüche zu beobachten.

In jeder Gruppe traten insgesamt betrachtet kohäsive Brüche im Adhäsiv/fließfähigen Komposit wesentlich zahlreicher auf als Adhäsivfrakturen.

Die errechneten Medianwerte geben nur eine Tendenz der gehäuft aufgetretenen Frakturmodi wieder. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind dadurch nicht bewiesen.

### 4.3 Vergleich der Frakturmodi zwischen den Gruppen

Um die Frakturmodi (erneut mit dem Einteilungsschema „Bruchverhalten A“) der einzelnen Versuchsgruppen und damit die unterschiedlichen Adhäsivsysteme untereinander auf signifikante Unterschiede zu vergleichen, wurde der *Kruskal-Wallis*-Test angewandt. Die asymptotische Signifikanz lag mit  $p=0,312$  bei kohäsiven Brüchen im Dentin weit über dem festgelegten Signifikanzniveau von  $p=0,05$ . Lediglich bei Kohäsivfrakturen innerhalb des Komposits und adhäsiven Brüchen wurde das Signifikanzniveau nur leicht von  $p=0,068$  bzw.  $p=0,06$  überschritten. Ungeachtet dessen lässt der *Kruskal-Wallis*-Test auf keinerlei vorhandene signifikante Unterschiede zwischen den fünf getesteten Gruppen für alle drei Frakturmodi schließen.

Trotz nicht vorhandener signifikanter Abweichungen wurde im Weiteren der *Mann-Whitney*-Test durchgeführt, um festzustellen, welche der Gruppen sich am ehesten signifikant unterscheiden.

Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt.

Gruppe 6 (OptiBond FL<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup> Flow bei Dentinabsplitterungen oder Trümmerfrakturen) wurde wegen des geringen Umfangs an Versuchszähnen nicht in die Auswertung von *Kruskal-Wallis* und *Mann-Whitney* einbezogen.

Gruppen	1	2	3	4	5
1					
2	KoFr <sub>A</sub> : p=0,453				
	KoFr <sub>D</sub> : p=0,536				
	AdFr: p=0,245				
3	KoFr <sub>A</sub> : p=0,129	KoFr <sub>A</sub> : p=0,481			
	KoFr <sub>D</sub> : p=0,120	KoFr <sub>D</sub> : p=0,438			
	AdFr: p=0,072	AdFr: p=0,481			
4	KoFr <sub>A</sub> : p=0,064	KoFr <sub>A</sub> : p=0,258	KoFr <sub>A</sub> : p=0,456		
	KoFr <sub>D</sub> : p=0,370	KoFr <sub>D</sub> : p=0,856	KoFr <sub>D</sub> : p=0,555		
	AdFr: p=0,036	AdFr: p=0,239	AdFr: p=0,485		
5	KoFr <sub>A</sub> : p=0,249	KoFr <sub>A</sub> : p=0,106	KoFr <sub>A</sub> : p=0,046	KoFr <sub>A</sub> : p=0,014	
	KoFr <sub>D</sub> : p=0,608	KoFr <sub>D</sub> : p=0,274	KoFr <sub>D</sub> : p=0,053	KoFr <sub>D</sub> : p=0,169	
	AdFr: p=0,272	AdFr: p=0,192	AdFr: p=0,065	AdFr: p=0,016	

KoFr<sub>A</sub>: Kohäsivfraktur im Adhäsiv/fließfähigen Komposit  
 KoFr<sub>D</sub>: Kohäsivfraktur im Dentin der Basis/des Fragments  
 AdFr: Adhäsivfraktur zur Basis/zum Fragment

nicht signifikanter  
 Unterschied (p>0,005)

**Tabelle 2:** Signifikanzgruppierung nach *Mann-Whitney*

Wie nach der *Kruskal-Wallis*-Testung erwartet, ergaben sich auch hier keine Signifikanzen (p>0,005). Auch in der Versuchsreihe 5 (OptiBond FL<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup> Flow) traten mit p=0,014 Kohäsivfrakturen im Adhäsiv/fließfähigen Komposit nicht signifikant häufiger auf als in Gruppe 4 (Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup>) (auch wenn der Wert nahe dem Signifikanzniveau lag). Entsprechend waren in der Versuchsreihe Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup> nicht signifikant (p=0,016) häufiger adhäsive Brüche zu beobachten.

Die ursprüngliche Vermutung, dass die Verwendung unterschiedlicher Dentinhaftvermittler zu abweichenden Häufigkeiten der Frakturmodi (mit dem Einteilungsschema „Bruchverhalten A“) führe, konnte wegen der nicht vorhandenen Signifikanzen nicht bestätigt werden. Ein Überwiegen der kohäsiven Frakturen innerhalb des Adhäsivs bei Verwendung von OptiBond FL<sup>®</sup> (mit oder ohne zusätzlichen Gebrauch von Tetric<sup>®</sup> Flow) im Vergleich zur Verwendung von Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup> (hinsichtlich der Medianwerte) konnte nach Durchführung der nichtparametrischen

Tests nicht bekräftigt werden. Ebenso blieb das den Medianwerten zufolge häufigste Auftreten von adhäsiven Brüchen in der Gruppe von Prompt® L-Pop® unbestätigt.

Die prozentualen Anteile an gemischten Frakturen, kompletten Kohäsivfrakturen innerhalb des Adhäsivs (bzw. fließfähigen Komposits), kompletten kohäsiven Brüchen im Dentin und vollständigen Adhäsivfrakturen der Gruppen 1 - 5 wurden der *Chi-Quadrat-Testung (Exakter Test nach Fisher)* unterzogen. Die statistische Auswertung ergab signifikante ( $p=0,017$ ) Unterschiede hinsichtlich der Häufigkeit der aufgetretenen Frakturmodi zwischen den Gruppen. Die Werte dieser sich signifikant unterscheidenden Häufigkeiten sind in Abbildung 7 ersichtlich. Zwischen welchen Gruppen und Frakturmodi allerdings die signifikanten Abweichungen bestehen, bleibt wegen einer zu geringen Probenzahl unglklärt.

In den Gruppen 2, 3 und 4 (Syntac®, Adhese® und Prompt® L-Pop®) traten gemischte Frakturen am häufigsten auf, in den Versuchsreihen mit Gebrauch von OptiBond FL® (und) Tetric® Flow war die komplette Kohäsivfraktur innerhalb des Adhäsivs (bzw. „flowable“ Komposits) der am meisten zu beobachtende Bruchverlauf. Zuletzt genannter Frakturmodus erschien beim Vergleich aller Gruppen bei Verwendung von OptiBond FL® und Tetric® Flow am häufigsten (78,6%).

Vollständige kohäsive Frakturen im Dentin konnten in keiner der Gruppen nachgewiesen werden.

Komplette Adhäsivfrakturen traten mit 28,6% in der Versuchsreihe mit Prompt® L-Pop® am zahlreichsten auf.

---

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion von Material und Methoden

#### 5.1.1 Vergleich von In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen

In-vitro-Untersuchungen zur Testung von Funktionalität und zum Aufsuchen von Schwachstellen von Adhäsivsystemen sind in der Literatur verbreiteter als In-vivo-Studien.

Kritisch wird eine Übertragung der in vitro gewonnenen Ergebnisse auf eine klinische Anwendung bewertet, da bei Laboruntersuchungen die durch intraorale Verhältnisse beeinflusste Dentinhaftung vernachlässigt wird <sup>(129)</sup>. Außer Acht gelassen werden dabei die Vitalität der Zahnstrukturen (u.a. Dentinliquor) <sup>(102)</sup>, eine Speichel- bzw. Blutkontamination <sup>(129)</sup>, der intratubuläre Druck, Veränderungen in der Zahnstruktur durch die Lagerungsbedingungen der extrahierten Zähne und die chemische Verbindung des Mundhöhlenmilieus. Nach *Schmidseder* <sup>(124)</sup> könne das Dentinadhäsiv wegen des Widerstandes der Odontoblasten in vitalem Dentin nur 10 µm in die Dentintubuli eindringen, wohingegen in extrahierten Zähnen bis zu 40 µm. Auch die Kräfte, die klinisch auf einen restaurierten Zahn einwirken, sind in ihrer Natur so komplex, dass keine In-vitro-Studie in der Lage ist, die intraoralen Belastungen zu simulieren <sup>(112)</sup>. Nach *Leloup et al.* <sup>(72)</sup> sei die Vorschubgeschwindigkeit eines Zug- oder Schertests konstant und die Zahnprobe würde kontinuierlich belastet, so dass sich der Riss bei zunehmender Geschwindigkeit bis zur Separation ausbreite. In vivo sei die Ausbreitungskinetik völlig anders: In Funktion sei der Zahn-Restaurationsverbund einer Serie an kurzen Belastungen ausgesetzt. Wenn diese Belastungen groß genug seien, folgen kleine Rissverlängerungen. Der komplette Bruch erscheine erst nach einer großen Anzahl an Ermüdungszyklen.

Experimentell in Laboruntersuchungen gewonnene Ergebnisse können aus diesen Gründen nur zum Vergleich der Effektivität von Adhäsivsystemen herangezogen werden. Eine Einschätzung der Resultate, die klinisch eingetroffen wären, ist nicht möglich <sup>(85, 160)</sup>.

Da es keinen In-vitro-Test gibt, der allen klinischen Gegebenheiten der menschlichen Mundhöhle gerecht wird, sind immer In-vivo-Untersuchungen zur abschließenden Beurteilung nötig. Da diese am Menschen jedoch zeitraubend und äußerst schwierig zu vereinheitlichen sind <sup>(93)</sup> und eine Berücksichtigung aller Variablen problematisch ist <sup>(114)</sup>, berichtet die Literatur über eine alternative Verwendung von Affen <sup>(149)</sup>, Hunden <sup>(102)</sup> oder Ziegen <sup>(56)</sup>.

*Pashley et al.* <sup>(102)</sup> verglichen die Haftfestigkeiten verschiedener Bondingsysteme am Eckzahn des Hundes von In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen und konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen. Ob jedoch diese Konstatierung ohne weiteres auf den Menschen übertragbar ist, bleibt fraglich.

## **5.1.2 Beurteilung von Material und Methode der vorausgegangenen In-vitro-Studie zur Verbundfestigkeit verschiedener Dentinadhäsivsysteme nach Wiederbefestigung von Kronen-Wurzel-Fragmenten**

### **5.1.2.1 Diskussion der Zahnauswahl, Zahnlagerung und Höhe der Wurzelfraktur**

Dentinhaftung von Adhäsivsystemen und damit auch Frakturmodus nach Versagen des Dentin-Bonding-Systems könnten mit Zahntyp, Zustand des Zahnes, Lagerungszeitraum, Lagerungsmedium und Höhe der Wurzelfraktur in Zusammenhang stehen.

Die Literatur weist eine große Divergenz in den Ergebnissen bezüglich des richtigen Lagerungszeitraumes nach Extraktion auf <sup>(114)</sup>. Das ISO-Dokument von 1991 <sup>(66)</sup> rät dazu, eine Halbjahresfrist einzuhalten, da nach Überschreiten dieses Zeitraumes degenerative Prozesse zu einer Veränderung der Dentinqualität führen und so eine Beeinflussung der Versuchsergebnisse wahrscheinlich machen. In der vorliegenden Dissertation wurde diese Empfehlung eingehalten. Nach *Pashley et al.* <sup>(102)</sup> könne eine Sicherheit stabiler Versuchsvoraussetzungen nur im ersten Lagerungsmonat nach Extraktion gewährleistet werden.

Das Lagerungsmedium der extrahierten Proben wurde in den meisten Studien sehr unterschiedlich gewählt. Zum Einsatz kommen 70%ige Alkohollösung <sup>(59)</sup>, 0,5%ige Chloramin-Lösung <sup>(146)</sup>, 0,1%ige Thymol-Lösung <sup>(95)</sup> oder 4%ige Formalin-Lösung <sup>(97)</sup>. Allgemein sollten nach dem ISO-Dokument von 1991 <sup>(66)</sup> bakterio-statische/bakterizide Lösungen ohne Konservierungsstoffe oder destilliertes Wasser zur Anwendung kommen. Bis zur Durchführung des Vorversuches wurden in der vorliegenden Studie die Zähne in 1%iger Chloramin-T-Lösung ohne Zusatz von Konservierungsstoffen gelagert. Das Risiko einer Beeinflussung von Haftfestigkeit und Frakturmodus wird so möglichst klein gehalten. *Söderholm* <sup>(129)</sup> bemerkt in-dessen, dass die Wahl des Lagerungsmediums eine Variable sei, der in der Ver-gangenheit zu viel Bedeutung beigemessen wurde.

Zwischen dem Erst- und dem Zweitbruch wurden die restaurierten Zähne 24 Stunden (in 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung) in einem Brutschrank bei 37 °C gelagert, um die Nachpolymerisation zu ermöglichen <sup>(73)</sup> und einem Austrocknen der Zahnstrukturen vorzubeugen. In der Literatur finden sich auch hier große Abweichungen, Lagerungs-medium und Lagerungszeitraum betreffend. Zum Einsatz kommen destilliertes Wasser <sup>(15, 84, 119)</sup>, Leitungswasser <sup>(66, 111, 163)</sup> oder physiologische Natriumchlorid-Lösung <sup>(13, 132)</sup>. Keine der Aufbewahrungsmethoden stimmt jedoch mit der Speichel-zusammensetzung überein. Die Lagerungszeiten variieren von 24 Stunden Kurzzeitlagerung <sup>(84, 119, 135)</sup> bis zu sechs Monaten Langzeitlagerung <sup>(92)</sup>. Da einige Autoren <sup>(42, 116, 118)</sup> einen Einfluss der Aufbewahrungszeit auf die Dentin- oder Schmelzhaftung experimentell nachwiesen, wurde den Anforderungen des ISO-Dokuments von 1991 <sup>(66)</sup> gerecht und Veränderungen im Frakturmodus vorbeugend, die Lagerungszeit von 24 Stunden gewählt. Beispielsweise stellten *Burrow et al.* <sup>(24)</sup> (bei einer Haftfestigkeit von über 10MPa) nach 24-stündiger Aufbewahrung bei 50% der Proben Kohäsivbrüche innerhalb des Komposits und Adhäsivfrakturen fest. Nach einer kürzeren Lagerungszeit überwog der Anteil an adhäsiven Brüchen.

Auf ausschließliche Verwendung von Oberkiefer-Sechsern wurde zur ausreichenden Vergleichbarkeit der Ereignisse geachtet. Zwar stellten *Pashley et al.* <sup>(103)</sup> in ihrer Untersuchung zwischen Oberkiefer- und Unterkiefer-Zähnen bezüglich der Haftkraft keine Unterschiede fest, jedoch registrierte *Retief* in einer unpublizierten Studie bei

Verwendung von nicht durchgebrochenen Achtern eine signifikant niedrigere Dentinhaftung als beim Einsatz von durchgebrochenen ersten oder zweiten Molaren. Impaktierte Zähne hätten nicht die Möglichkeit nach dem Durchbruch zu reifen und sich der oralen Umgebung anzupassen <sup>(113)</sup>.

Oftmals wird auf den Gebrauch von tierischen Zähnen zurückgegriffen. *Retief et al.* und das ISO-Dokument von 1991 <sup>(66, 113)</sup> raten von einer Substitution menschlicher Zähne durch Zahnmaterial des Rindes ab, da keine absolute Übereinstimmung von Struktur und Zusammensetzung bestünde. Dennoch existiert auch hier unter Autoren Uneinigkeit. Demnach können Rinderzähne bei Verwendung des Schmelzes oder oberflächlichen Dentins herangezogen werden <sup>(91)</sup> und die beobachteten Frakturmodi (nach Einsatz von Scotchbond 2) waren bei Zähnen des Menschen und Rindes in der Studie von *Fowler et al.* <sup>(47)</sup> identisch. Da in der vorliegenden Studie genug menschliche Zähne zur Verfügung standen und zu berücksichtigen gilt, dass Rinder-Dentin kompakter ist als das des Menschen <sup>(112)</sup>, konnte auf den Gebrauch tierischen Materials verzichtet werden.

Das klinische Alter der verwendeten Zähne konnte nicht vereinheitlicht werden. Altern verursacht durch physiologische Kalzifizierung eine Zunahme der anorganischen Bestandteile des Dentins und eine Abnahme des Kollagenfaseranteils. Solche Veränderungen können die Effizienz von Bondingsystemen beeinflussen <sup>(127)</sup>. Dieses Risiko musste mangels Kenntnis über das klinische Alter der Zähne in Kauf genommen werden.

Acht gegeben wurde auf die Verwendung von karies- und füllungsfreien Zähnen, da Karies die Dentinstruktur verändert <sup>(125)</sup>. Karies löst eine Abwehrreaktion des Pulpa-Dentin-Systems in Form einer tubulären Sklerose aus. Sklerotisches Dentin, dessen Tubuli überwiegend mit Mineralkristallen verschlossen sind <sup>(100)</sup>, lässt sich schlechter ätzen <sup>(33, 57, 151)</sup> und dem Adhäsiv ist es nicht möglich, „tags“ in den Dentintubuli auszubilden <sup>(78)</sup>. Die Verbundfestigkeit von Komposit und Dentin kann damit beeinträchtigt werden <sup>(88)</sup>.

In der durchgeführten Untersuchung wurden lediglich die palatinalen Wurzeln der Oberkiefer-Sechser herangezogen. Diese wurden im Vorversuch auf der Hälfte der Wurzellänge gebrochen. Durch eine gleiche Lage der Zahnquerschnitte sollte erreicht werden, dass weitgehend von einer vergleichbaren Anordnung der Dentinstrukturen ausgegangen werden konnte. *Watanabe et al.* <sup>(158)</sup> stellten fest, dass Variationen in den Scherfestigkeiten zwischen verschiedenen Dentinlokalisationen aus unterschiedlichen Orientierungen der Dentintubuli resultierten. Um diesen Unterschieden in den Haftwerten und damit auch evtl. folgenden Variationen in den Frakturmodi vorzubeugen, wurde die Lage der Zahnquerschnitte vereinheitlicht. Außerdem sollte eine Standardisierung der Höhe des Wurzelbruchs den Flächenanteil von sklerosiertem Dentin weitestgehend normieren, da sich die physiologische Sklerosierung im Wurzelbereich von apikal peripher nach koronal pulpanah ausdehnt. *Duke und Lindemuth* <sup>(33)</sup> schreiben Dentinadhäsiven im Bereich des apikalen, stärker sklerosierten Dentins wegen eines geringeren Anteils an Kollagen eine schlechtere Funktionalität zu.

Auch der Flächenanteil von tiefem, pulpanahem Dentin (nach *Tam und Yim* <sup>(142)</sup> handele es sich bei tiefem Dentin um Dentin, das bis zu 1,5 mm weit von der Pulpa entfernt liegt) sollte möglichst vereinheitlicht werden. Pulpanah liegt ein geringerer Anteil an intertubulärem Dentin zur Ausbildung einer Hybridschicht und eine höhere Dentinfeuchtigkeit vor. Beides kann die Dentinhaftung in diesem Bereich herabsetzen <sup>(101)</sup>.

Die absolute Größe der Bruchflächen konnte auch durch eine Normierung der Lage des ersten Bruchs nicht vollends vereinheitlicht werden. *Miyazaki et al.* <sup>(83)</sup> konstatierten beim Zugtest mit einer Abnahme der Bruchfläche einen größeren Anteil an Adhäsivfrakturen und einen geringeren Part an kohäsiven Brüchen innerhalb des Bondings. *Sano et al.* <sup>(121)</sup> wiesen in ihrer Studie nach, dass die Haftfestigkeit exponentiell mit einer Abnahme der Bruchfläche zunehme. Aus diesem Grund bestand weiterhin das Risiko, dass die Flächengröße den Frakturverlauf beim Zweitbruch beeinflusste.

Wegen der morphologischen Variationen des Dentins zwischen den Zähnen unterschiedlicher Herkunft, aber auch innerhalb des gleichen Zahnes <sup>(51)</sup>, kann selbst durch eine Vereinheitlichung des Zahntyps und des Bruchverlaufs nicht von einer einheitlichen Dentinstruktur ausgegangen werden <sup>(114)</sup>. Solche Unterschiede in der

Dentinqualität sind denkbare Störfaktoren experimenteller Untersuchungen, die jedoch durch eine große Probenzahl, durch eine zufällige Zuordnung der Zähne auf die Versuchsgruppen und ein Konstanthalten der Verarbeitungs- und Prüfparameter vernachlässigt werden können.

### 5.1.2.2 Diskussion der Probenpräparierung

Im Vorversuch der vorliegenden Dissertation erfolgte die Wahl des Ätzmediums und der Ätzdauer in Anlehnung an die Angaben des Herstellers. Nach *Tam und Pilliar* <sup>(141)</sup> sei das Einhalten der vorgeschriebenen Vorgehensweise beim Ätzen unerlässlich. Die Verwendung einer hochkonzentrierten Phosphorsäure führe zu einer extremen Demineralisation des Dentins, mit der Folge, dass eine vollständige Infiltration der demineralisierten Schicht mit Adhäsiv unmöglich sei und so eine Schwachstelle im Verbund entstünde <sup>(141)</sup>. *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> registrierten nach Nutzung von Maleinsäure im Vergleich zu Phosphorsäure weniger Adhäsivfrakturen und eine Zunahme an kohäsiven Brüchen innerhalb des Dentins. In Hinblick auf die Schmelzhaftung stellten *Holtan et al.* <sup>(64)</sup> bei Gebrauch von 35%iger Phosphorsäure, 10%iger Phosphorsäure oder 10%iger Maleinsäure keine signifikanten Unterschiede fest. Jedoch erreichte 1,6%ige Oxalsäure bei weitem nicht diese hohen Verbundfestigkeiten. Diese Beobachtung wurde gestützt durch die Tatsache, dass 80% oder sogar mehr der Proben, die mit Phosphor- oder Maleinsäure behandelt wurden, Kohäsivfrakturen innerhalb des Bondings oder Komposits aufwiesen, wohingegen 70% der Proben, die mit Oxalsäure geätzt wurden, Adhäsivfrakturen zwischen Bonding und Schmelz zeigten. Analoge Ergebnisse sind bei Anwendung auf Dentin denkbar. Obige Erkenntnisse, nach denen ein signifikanter Einfluss des Ätzmittels auf den Frakturmodus registriert wurde, mahnen vor dem sorglosen Umgang mit Ätzmedien. Hier bleibt die potentielle Gefahr, dass bei Abweichungen von den Herstellerangaben andere Ergebnisse hinsichtlich des Frakturmodus hätten beobachtet werden können.

In einigen Abhandlungen wurde der Einfluss der Trocknungsdauer und Trocknungsintensität nach dem Ätzen auf den späteren Bruchverlauf untersucht.

*Hashimoto et al.* <sup>(62)</sup> stellten im „Mikrozugtest“ nach dem „wetbonding“ (die Dentinoberfläche wurde nach dem Ätzen mit einem Wattepellet abgetupft) hauptsächlich Kohäsivfrakturen innerhalb des Bondings bzw. Komposits fest, wohingegen bei der „trockenen“ Technik (mehrsekündiges Trocknen des Dentins mit dem Luftstrom) adhäsive Brüche zwischen Dentin und Bonding überwogen. Auch weitere Untersuchungen <sup>(89, 105)</sup> konstatierten bei einigen Adhäsivsystemen mit der „wetbonding“-Technik höhere erzielte Haftwerte. Ein Überwiegen der Adhäsivfrakturen bei der „trockenen“ Anwendung sei nach *Hashimoto et al.* <sup>(62)</sup> in erster Linie auf die Tatsache zurückzuführen, dass auch leichtes, fünf Sekunden andauerndes Trocknen der geätzten Fläche zu einem Kollabieren des Kollagennetzwerks führe, mit der Folge einer geringeren Infiltration mit Bonding. Auch *Tam und Pilliar* <sup>(141)</sup> sehen im extremen Trocknen einen Nachteil.

Im Vorversuch der hier vorliegenden Arbeit wurde zwar in der Versuchsgruppe von OptiBond FL® (mit und ohne zusätzliches Tetric® Flow) nach dem Ätzen mit Luftstrom getrocknet (wie der Hersteller empfiehlt), jedoch bemerkten *Swift et al.* und *Perdigao et al.* <sup>(105, 135)</sup>, dass in Adhäsivsystemen enthaltenes Wasser als wiederbefeuchtendes Agens reagiere. Wasser ist auch in OptiBond FL® enthalten.

Das kontrollierte Auftragen einer gleichmäßig starken Bondingschicht gestaltet sich schwierig. Diese Feststellung wurde ebenfalls von *Watson* <sup>(159)</sup> für Scotchbond 2 gemacht. Auch bei der Filmdicke des Adhäsivs schlossen einige Autoren auf einen Zusammenhang mit den Bruchverläufen. *Perinka et al.* <sup>(106)</sup> konstatierten bei einer, die Dicke von 70µm überschreitenden Schicht, Risse innerhalb des Bondings, die Kohäsivfrakturen verursachten. Eine gehäufte Inzidenz von kohäsiven Brüchen innerhalb des Dentins konnte von *Armstrong et al.* <sup>(12)</sup> bei einer Abnahme der Adhäsivdicke beobachtet werden. Ebenso *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> stellten unterschiedliche Frakturverläufe bei unterschiedlichen Filmdicken fest. In der experimentellen Studie von *Abdalla und Davidson* <sup>(1)</sup> wurden überwiegend adhäsive Brüche bei dünneren Adhäsivschichten und gemischte Frakturen (adhäsiv und kohäsiv) bei einer stärkeren Filmdicke konstatiert. Diese Beobachtung unterstützte die These, dass eine dicke Schicht als „Stress-absorbierende“ Lage fungiere <sup>(1)</sup>.

### 5.1.2.3 Diskussion der Bruchmechanik

In der einschlägigen Literatur wird die Dentin-Adhäsiv-Verbundfestigkeit in verschiedenen Tests auf ihre Wirksamkeit überprüft. Zu Anwendung kommen der Schertest (Kraft parallel zur gebondeten Fläche), Zugtest (Kraft senkrecht zur gebondeten Fläche), „Miniaturscherversuch“, „Miniaturzugversuch“ und der „fracture-toughness-test“. Beim Miniaturscher- und -zugtest wird der Zahn-Restaurationsverbund in Scheiben und anschließend in stäbchen- oder sanduhrförmige Prüfkörper geschnitten.

Es existieren unterschiedliche Ansichten, welche Versuchsmethodik dem intraoralen Bruchmechanismus am nächsten kommt. Oftmals wird der Zugtest favorisiert <sup>(148)</sup> und der Schertest wegen einer nicht realistischen Nachahmung der klinisch auftretenden Belastungen kritisiert <sup>(44, 136)</sup>. Andere Autoren konstatieren, dass die an Restaurationen oder Zähnen angreifenden intraoralen Kräfte so komplex sind, dass sie weder von Zug- noch von Schertest zu simulieren sind <sup>(112)</sup> und deshalb wird gefordert, dem „Mikrozugtest“ den Vorzug zugeben, da er der klinischen Situation sehr nahe kommt <sup>(165)</sup>.

Das gehäufte Auftreten eines bestimmten Frakturmodus im jeweiligen Test wird sehr kontrovers disputiert. *Marx und Haass* <sup>(80)</sup> stellten ein Überwiegen der Kohäsivfrakturen beim Schertest und der adhäsiven Brüche beim Zugtest fest. *Fowler et al.* <sup>(47)</sup> registrierten in ihrem vergleichenden Versuch zwar keine signifikanten Unterschiede in der Dentinhaftung zwischen Zug- und Schertest, jedoch wurde beim Schertest ein gehäuftes Auftreten des Adhäsivversagens konstatiert. Genau gegenteilige Ergebnisse lieferte der experimentell durchgeführte Vergleich von *Kitasako et al.* <sup>(70)</sup>. Der Frakturmodus zeigte zwischen Scher- und Zugtest bei allen getesteten Materialien keine signifikanten Unterschiede, obwohl Abweichungen in den Haftkräften festgestellt werden konnten. Jedoch wies der Frakturmodus „gemischt adhäsiv und kohäsiv im Bonding“ nach Zug- und Schertest eine unterschiedliche Morphologie auf: beim Zugtest erschienen verbliebene Komposit-Flächen mehr an der Peripherie der Bruchfläche, wohingegen beim Schertest gehäuft halbmond-förmige Komposit-Inseln zurückblieben. Außerdem zeigte sich beim Zugtest die

Bruchfläche nach vollständiger Adhäsivfraktur als scharfe, glatte Fläche und beim Schertest als „verschmierte“ Oberfläche. *Kitasako et al.* <sup>(70)</sup> erklären diese mikroskopischen Unterschiede durch den Umstand, dass der initiale Riss bei beiden Versuchsmethoden zwar an der gleichen Stelle erscheine, sich aber dann in eine unterschiedliche Richtung ausbreite.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterstützen durch ein im Scherversuch in allen Gruppen deutliches Überwiegen kohäsiver Brüche innerhalb des Bondings die Resultate von *Marx und Haass* <sup>(80)</sup>.

Auch die Gegenüberstellung der Resultate des Scher- und der „Fracture-toughness-tests“ führte zu sehr gegensätzlichen Schlussfolgerungen: *Dunn und Söderholm* <sup>(35)</sup> stellten beim Schertest überwiegend Kohäsivfrakturen innerhalb des Dentins fest. Beim „Fracture-toughness-test“ waren (bei Verwendung der gleichen Materialien und unter standardisierten äußeren Bedingungen) v.a. Kohäsivversagen im Adhäsiv zu beobachten, kohäsive Brüche innerhalb des Dentins fehlten dagegen völlig. Eine andere Studie hingegen <sup>(143)</sup> registrierte nur bei einigen Adhäsivsystemen im Schertest signifikant mehr Kohäsivfrakturen innerhalb des Dentins als beim „Fracture-toughness-test“. *Tam und Pilliar* <sup>(141)</sup> begründeten das in ihrer Studie festgestellte Überwiegen der adhäsiven Brüche im zuletzt genannten Test mit dem Angriffspunkt der Kraft. Der Versuch sei so gestaltet, dass die Hauptkraft an der Grenzfläche zwischen kompakter Bondingschicht und der mit Adhäsiv infiltrierten Dentinschicht angreife.

Der „Mikrozugtest“, der seit seiner Erstbeschreibung 1994 durch *Sano et al.* <sup>(120)</sup> immer häufiger Anwendung findet, wird als Versuchsmethode beschrieben, bei der mehr Adhäsivfrakturen <sup>(28, 121)</sup> bzw. weniger Kohäsivbrüche <sup>(23, 100)</sup> nachweisbar sind als bei konventionellen Tests, die sich großer Bruchflächen bedienen. *Hashimoto et al.* <sup>(62)</sup> nannten indessen das Kohäsivversagen im Bonding/Komposit als den beim „Mikrozugtest“ am häufigsten auftretenden Frakturmodus und auch *Yoshiyama et al.* <sup>(165)</sup> behaupteten, wegen der gleichmäßigeren Kräfteverteilung beim „Mikrozugtest“, dort weniger Adhäsivfrakturen vorfinden zu können.

Die Wahl der Vorschubgeschwindigkeit mag einen Einfluss auf den resultierenden Frakturmodus haben. In der Untersuchung von *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> führte im Schertest eine Verdopplung der Traversengeschwindigkeit zu einem größeren Flächenanteil an

Kohäsivfrakturen im Komposit und zu einer Reduzierung der kohäsiven Brüche innerhalb des Dentins. Bei *Armstrong et al.* <sup>(12)</sup> ging hingegen eine Verringerung der Vorschubgeschwindigkeit mit einer größeren Inzidenz an Kohäsivbrüchen innerhalb des Dentins einher. Die Autoren einer Studie <sup>(41)</sup>, die sich mit der Bruchresistenz von Zähnen, bei denen Zahnfragmente adhäsiv wiederbefestigt wurden, beschäftigten, raten zur Wahl einer hohen Vorschubgeschwindigkeit, da diese den Traumen verursachenden Kräften am nächsten käme.

Wesentlich zur Normierung der Versuchsmodalitäten und damit auch der Ergebnisse scheint eine Vereinheitlichung des Kraftangriffspunktes (also der Lokalisation des Bruchstempels) zu sein. *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> und *Watanabe et al.* <sup>(158)</sup> stellten bei einem variierenden Abstand der applizierten Kraft von der gebondeten Fläche unterschiedliche Frakturmodi fest. Da jedoch im Vorversuch der vorliegenden Arbeit der Edelstahlstempel exakt an der ursprünglichen Bruchfläche positioniert wurde, kann wohl von einer weitgehenden Standardisierung bei allen Zahnproben ausgegangen werden.

Es wird klar, wie viele gegensätzliche Auffassungen über die Wahl der richtigen Testmethode (sowohl Art als auch Vorschubgeschwindigkeit) existieren. Zweifelsohne sind weitere Studien nötig, um die Auswirkungen der gewählten Versuchsmethode auf die Verbundfestigkeit und den Frakturmodus zu klären <sup>(62)</sup>.

### **5.1.3 Lagerung, Färben und Handhabung der Versuchszähne**

Die im Vorversuch erneut frakturierten Zahnproben wurden im Anschluss mit Sorgfalt behandelt und nur unter Zuhilfenahme einer Pinzette aus den Lagerungsgefäßen entnommen. Dennoch waren einige unvermeidbare Arbeitsschritte nötig, die das Berühren der Bruchflächen erforderten. Dazu zählen die Reponierung der Fragmente zum Anbringen der Überlagerungsmarken, das Abspülen der gefärbten Flächen mit destilliertem Wasser und das manuelle Berühren der Bruchflächen zum Ausrichten der Zahnproben in der Knetmasse. Dadurch müssen das Ablösen und der Verlust von Dentinsplittern und/oder Bondingfahnen einkalkuliert werden. Ungewiss bleibt der

Einfluss von nicht steuerbaren Randbedingungen wie Lagerung, Transport und Färbeprozess. Auch hier bleibt die Gefahr, dass abgesplitterte Komponenten nicht erfasst werden und somit die Qualität und Quantität der Frakturmodi beeinflussen können.

Nicht auszuschließen ist trotz zusätzlicher lichtmikroskopischer Betrachtung eine „Falschdiagnose Dentin“. Diese Fehlinterpretation ist denkbar, wenn sich während des Färbeprozesses *MIRA-2-Ton*<sup>®</sup> in mikroskopische Spalten unter gelockerten Adhäsivfahnen einlagert.

#### **5.1.4 Abfotografieren der Bruchflächen**

Auch wenn eine idealisierte, zweidimensionale, kreisrunde Bruchfläche angenommen wird, gelingt es nicht, diese Fläche durch bloßes Augenmaß parallel zum Objektiv auszurichten. Dadurch ergibt sich ein Projektionsfehler, der den Kreis schon bei leichter Neigung als Ellipse abbildet. Werden so diese idealisierten planen Bruchflächen von Basis und Fragment in einem unterschiedlichen Winkel zum Objektiv abfotografiert, ergeben sich zwei Ellipsen ungleicher Breite und/oder Länge, die sich später nicht hundertprozentig zur Deckung bringen lassen. Genauso verhält es sich mit der Abbildung der realen, dreidimensionalen, unregelmäßig begrenzten Bruchflächen. Eine spätere exakte Überlagerung von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment) ist praktisch nicht umsetzbar. Um diesen Fehler weitestgehend zu minimieren und somit eine möglichst optimale Überlagerung der Bruchflächen zu ermöglichen, wurde im Anschluss im CAD-Programm unproportional in x- und y-Richtung skaliert.

Hinzu kommt die Unmöglichkeit, ein dreidimensionales Relief zweidimensional darzustellen. Senkrecht bzw. schräg zur Hauptbruchfläche verlaufende Flächenanteile können nicht bzw. nur verkürzt erfasst werden. Somit geht ein Teil der Information verloren und evtl. weitere vorhandene Frakturmodi können nicht berücksichtigt werden.

Bloße Größenunterschiede der Fotografien von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment), die sich durch einen unterschiedlichen Abstand des Objekts vom Objektiv ergaben, konnten hingegen durch eine Streckung der kleineren Fläche im CAD-Programm beseitigt werden.

### 5.1.5 Beurteilung und Berechnung der Bruchflächen

Das Mikroskopieren von Bruchflächen zur Bestimmung des Frakturmodus ist ein wichtiger Arbeitsschritt in der Untersuchung von Funktionalität und Schwachstellen des Zahn-Adhäsiv-Verbundes <sup>(93)</sup>.

In der Literatur werden Fakturflächen lichtmikroskopisch <sup>(69, 81, 106, 111, 141)</sup>, rasterelektronenmikroskopisch <sup>(11, 19, 62, 84, 109)</sup>, mittels TEM (Transmissionselektronenmikroskop) <sup>(62)</sup>, AFM (Rasterkraftmikroskop) <sup>(62)</sup> und EDS (Energy dispersive X-ray spectroscopy) <sup>(35)</sup> bewertet. Die Spanne der lichtmikroskopischen Vergrößerungen liegt zwischen 2,5- <sup>(141)</sup> und 50-fach <sup>(53)</sup>. Die in der vorliegenden Dissertation gewählte 40-fache Vergrößerung liegt somit im üblichen Bereich.

Einige Untersuchungen stützten sich bei der Festlegung des Frakturmodus auf zusätzliche Hilfsmittel. Beispielweise ist ein Ätzen der Bruchfläche mit Phosphorsäure, eine anschließende Reinigung mit Natriumhypochloridlösung und ein Betrachten der so behandelten Fläche unter SEM eine sichere diagnostische Methode <sup>(44)</sup>. Leider führen Behandlungen des Dentins (im Gegensatz zu Schmelz) mit Zitronensäure und Natriumhypochlorid <sup>(126)</sup> lichtmikroskopisch nicht zu einem sichtbaren Erfolg.

Die Aussagekraft einer lichtmikroskopisch getroffenen Frakturdiagnose wird in der Literatur kontrovers diskutiert. *Tam und Pilliar* <sup>(140)</sup> konnten in einer vergleichbaren Betrachtung die lichtmikroskopisch gewonnenen Ergebnisse im REM ausnahmslos bestätigen. Andere Autoren warnen vor einer leichtfertigen Zuordnung des Frakturmodus. Eine Bestimmung des Frakturverlaufs sei bei weitem nicht so einfach, wie es

in manchen Studien den Anschein habe <sup>(108)</sup>. Wurde die lichtmikroskopisch diagnostizierte „Adhäsivfraktur zwischen Dentin und Adhäsiv“ rasterelektronenmikroskopisch überprüft, so handelte es sich jedoch strenggenommen um eine Kombination von Adhäsiv- und Kohäsivversagen innerhalb des Bondings, da verbliebene, frakturierte „tags“ in den Dentintubuli beobachtet werden konnten <sup>(106)</sup>. Mit den in dieser Dissertation verwendeten Mitteln war eine solch präzise Feststellung nicht möglich. Ungeklärt blieb nach einer lichtmikroskopischen Untersuchung auch die Höhe der Kohäsivfraktur innerhalb des Bondings. *Dunn und Söderholm* <sup>(35)</sup> konnten in ihrer Studie dank SEM-Betrachtung zwischen verschiedenen Adhäsivsystemen unterscheidliche Frakturhöhen nachweisen. Für hybrid-schichtbildende Bondingsysteme wäre es laut *Burrow et al.* <sup>(23)</sup> interessant zu wissen, ob ein „Adhäsivversagen zwischen Dentin und Bonding“ de facto einem Kohäsivbruch innerhalb der Hybridschicht, einer zum Bonding oder zum mineralisierten Dentin adhäsiven Fraktur der Hybridschicht entspricht. Zur Unterscheidung solch mikroskopisch kleiner Details wird deshalb bei Adhäsivfrakturen oft eine weitere elektronenmikroskopische Untersuchung gefordert <sup>(12)</sup>.

Der Versuchsaufbau vieler Veröffentlichungen, die das Lichtmikroskop nutzten, war meist ein anderer: da für eine Durchführung von Zug- oder Scherversuch immer ein Komposit-Stempel auf der gebondeten Fläche angebracht wurde, erfolgte die Begriffsdefinition „Adhäsivversagen zwischen Dentin und (Füllungs-)Komposit“. Eine diagnostische Unterscheidung von Adhäsiv und Dentin gestaltet sich jedoch schwieriger als die von Dentin und Komposit, da die Bondingschicht dünner ist und sich jede Bruchfläche somit immer sehr nahe an der Grenzfläche Adhäsiv-Dentin bewegt. Deshalb konnte oftmals nur schwer eine Abtrennung von Dentinhaftvermittler und Dentin erfolgen.

Auf eine Färbung der Bruchflächen wurde in den bisherigen Veröffentlichungen verzichtet. Färbung und Nachbearbeitung mit einem Bildbearbeitungsprogramm waren jedoch unerlässlich, um nicht nur den Frakturmodus bestimmen zu können, sondern auch um eine genaue Festlegung der Grenzen zwischen Adhäsiv und Dentin zu ermöglichen, um so exakte Flächenanteile zu vermessen.

Erforderlich ist die Berücksichtigung einer weiteren möglichen Fehlerquelle beim Markieren der Begrenzungen von Bruchflächen und mit Adhäsiv bedeckten Flächenanteilen im CAD-Programm. Die Genauigkeit ist begrenzt, da ein zu starkes Heranzoomen von Bildabschnitten das pixelbasierte Foto zu unscharf erscheinen lässt. Somit musste mit einem größeren Bildausschnitt gearbeitet werden und ein nicht gänzlich exaktes Umklicken der Flächen in Kauf genommen werden.

Nachdem die Umrissse von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment) einer jeden Zahnprobe nachgezeichnet und überlagert wurden, erfolgte die Ermittlung der Schnittfläche. Letztere war als Bezugsfläche für die Flächenanteile der auftretenden Frakturmodi dienlich. Jedoch stellt auch diese Vereinfachung wegen der nach Augenmaß erfolgten Überlagerung der Umrissse keine vollkommen gesicherte Methode dar. Würden die Umrissse bei der Übereinanderprojektion minimal anders gedreht, verschoben oder skaliert, so ergäbe sich folglich eine andere Schnittfläche und evtl. andersartige Bereiche von Bruchfläche (Basis) bzw. Bruchfläche (Fragment), außerhalb der Schnittfläche, würden nicht in die Bewertung mit einfließen.

## **5.2 Beurteilung der Resultate**

### **5.2.1 Nichtvergleichbarkeit der Studien/Ergebnisse**

Es wurden bereits zahlreiche Studien über die Funktionalität von Adhäsivsystemen veröffentlicht. Auffällig sind z.T. extreme Abweichungen in den Versuchsergebnissen, auch die beobachteten Frakturmodi betreffend. Häufig werden diese Diskrepanzen Variationen hinsichtlich der Testbedingungen innerhalb und zwischen verschiedenen Laboratorien zugeschrieben <sup>(29, 44, 155)</sup>. Unterschiedliche Versuchsmethoden oder kleine Abänderungen können zu zwei bis vier verschiedenen Ergebnissen in den Haftwerten ein und desselben Produkts führen <sup>(94, 154)</sup>. Die zuletzt gemachte These lässt womöglich auch Unterschiede in den beobachteten Frakturmodi zwischen verschiedenen Untersuchungen erklären. Anders ausgedrückt lassen sich Diskrepanzen in den Bruchverläufen zwischen zwei Gruppen, in denen verschiedenen Materialien angewandt wurden, nicht unbedingt auf die Produkteigenschaften

zurückführen, sondern können sich ebenso durch die Summation von Modifikationen der Versuchs- und Randbedingungen ergeben. Da wichtige Details der Untersuchungsmodalitäten oftmals nicht aufgeführt werden, versagen deshalb viele Autoren (76, 114, 155) einen interpretierenden oder numerischen Vergleich der Versuchsergebnisse.

Ein Blick in Tabelle 3 liefert einen Überblick über Studien, die den Frakturmodus nach Bruch des Dentin-Restaurations-Verbundes analysierten. Eine große Breite an methodisch- und materialbedingten Parametern hinsichtlich Wahl des Zahnmaterials, der Dentinregion, der Lagerungszeit vor Bruch, der Bruchmechanik und der Untersuchungsmethode wird hierbei deutlich. Auch die Verteilung der Frakturmodi zeigt eine große Varianz.

Besonders hervorzuheben bleiben Unterschiede in der Materialverwendung. Im Gegensatz zu der vorliegenden Dissertation wurde in der Mehrheit der in Tabelle 3 aufgelisteten Veröffentlichungen eine plane Dentinoberfläche geschaffen und diese nach der Applikation des Dentinhaftvermittlers mit einem zylinderförmigen Füllungs-Komposit-Stempel versehen. Nach *Burrow et al.* (24) sei das Anbringen dieses Stempels für die praktische Durchführung des Abzugtests unerlässlich. Leider wurden in der anschließenden Auswertung auch Kohäsivbrüche innerhalb des Komposits aufgeführt, was ein Vergleichen der Untersuchungsergebnisse erschwert oder gar unmöglich macht, denn wo würde bei den beobachteten Kohäsivbrüchen im Komposit das System frakturieren, wenn kein Stempel angebracht worden wäre?! Zu berücksichtigen ist weiterhin, dass die Komposit-Art des verwendeten Zylinders einen Einfluss auf den erscheinenden Bruchverlauf haben mag. Sowohl in der Studie von *Sanares et al.* (119), als auch in der von *Hasegawa et al.* (61) wurden nach dem Gebrauch eines anderen Komposits unterschiedliche Frakturmodi festgestellt. Ferner ist bekannt, dass eine Polymerisationsschrumpfung zur Ausbildung großer Kräfte führt, die Frakturen an beliebigen Stellen des restaurativen Verbundes initiieren können (129). Es liegt nahe, dass gerade ein angebrachter Komposit-Stempel mit einer größeren Polymerisationsschrumpfung einhergeht, die den Frakturverlauf beeinflusst. Strittig bleibt bei obigen Versuchsaufbauten auch die Angabe „Adhäsivfraktur zwischen Komposit und Dentin“, da unklar bleibt, ob darunter ein Bruch zwischen Dentin und Adhäsiv oder Adhäsiv und Füllungskomposit zu verstehen ist. Aus den

genannten Gründen ist ein Vergleich der Resultate mit denen der vorliegenden Arbeit nicht ohne weiteres zulässig.

Ein Vergleich der Untersuchungsergebnisse wird auch durch eine sehr unterschiedliche Zuordnung der Zahnproben zu den gewerteten Frakturmodi erschwert. So wurde beispielsweise bei *Pilecki et al.* <sup>(108)</sup> eine Bruchart nur registriert, wenn sie mindestens 20% der Frakturfläche betrug, oder bei *Tam und Pilliar* <sup>(141)</sup> erfolgte die Einordnung eines Zahnes in die Sektion „vollständiger Kohäsivbruch“ bereits bei Erreichen eines Flächenanteils von 50%. In anderen Studien wurden die Gruppen der Frakturmodi anders definiert. Definitionen reichen von „teilweiser Kohäsivbruch“ <sup>(141)</sup> bis hin zum „gemischten Frakturmodus mit überwiegender Adhäsivfraktur“ <sup>(35)</sup>. Tabelle 3 veranschaulicht auch diese Diskrepanzen.

In vielen Fällen bleibt es ungeklärt, ob eine Probe dem Frakturmodus „Kohäsivbruch im Dentin“ nur zugeordnet wurde, wenn die Frakturlinie innerhalb des mineralisierten Dentins verlief. Frakturen zwischen Hybridschicht und mineralisiertem Dentin würden im obigen Kasus in die Kategorie „Adhäsivfraktur“ fallen, da die demineralisierte, mit Adhäsiv infiltrierte Schicht, zur kompakten Bondingschicht gezählt hätte. Beispielsweise wurden in der experimentellen Studie von *Chen et al.* <sup>(28)</sup> Proben mit einer Fraktur innerhalb der Hybridschicht der Kategorie „Adhäsivfraktur“ zugeordnet, da selbst unter SEM eine Identifizierung der mit Bonding infiltrierte Schicht nicht zweifelsohne möglich war.

Die wenigen experimentelle Untersuchungen (wie die von *Worthington et al.* <sup>(162)</sup>), die sich mit einer Analyse der Frakturmodi nach erneutem Bruch eines adhäsiv restaurierten Zahnes unter Verwendung von Dentinadhäsiven (mit oder ohne Gebrauch eines zusätzlichen fließfähigen Komposits) beschäftigten, wandten die Befestigung von Kronen-Fragmenten an. Zum einen bestand damit ein Teil der Bruchfläche aus Schmelz, zum anderen war die untersuchte Dentinregion eine andere. Wurzeldentin weist eine geringere Härte <sup>(55)</sup>, eine ausgeprägtere physiologische Sklerosierung und eine andere Feuchtigkeit als koronales Dentin auf. Obwohl *Yoshiyama et al.* <sup>(167)</sup> hinsichtlich des Frakturmodus bei Nutzung des okklusalen Dentins und des zervikalen Wurzeldentins keine Unterschiede beobachten konnten, registrierten *Nakajima et al.* und *Miles et al.* <sup>(81, 90)</sup> bei einigen

Adhäsivsystemen im Wurzelzement wesentlich geringere Haftwerte. Obige Beobachtungen machen deutlich, dass selbst eine Gegenüberstellung der Resultate mit den Ergebnissen von *Worthington et al.* <sup>(162)</sup> kritisch zu betrachten ist.

Obwohl ein ISO-Dokument von 1991 die Forderung nach einer Standardisierung aufgriff und die Versuchsbedingungen im Scherzement vereinheitlicht wurden, wurde nach *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> diesem Dokument nicht viel Anerkennung gezollt.

Autoren/ Titel/ Jahr	Zahnmaterial/ Dentinregion	Lagerungszeit vor Abzugsversuch	Bruch- mechanik	Zuordnung zu Frakturmodus	Unters.- methode	Materialien	Ergebnisse
<b>Vor Abzugsversuch: Zahnfragmente werden adhäsiv wiederbefestigt</b>							
(93)	menschliche mittlere und seitliche Schneidezähne/ 2,5mm von Inzisalkante entfernt	6 Mo	„Belastungs- versuch“/ VG: 1mm/min	KoFr im Rest.material im Dentin bzw. Schmelz AdFr: zwischen Dentin bzw. Schmelz und Rest.material	k.A.	Syntac (37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	Dentin + Schmelz (mittlere SZ): 80% KoFr im Rest.material 20% AdFr Dentin + Schmelz (seitliche SZ): 33,3% KoFr im Rest.material 33,3% KoFr im Dentin bzw. S. 33,3% AdFr
(163)	Schneidezähne des Rindes/ 3mm von Inzisalkante entfernt	4Wo	Schertest/ VG: 0,5mm/min	KoFr im Adhäsiv	mikroskopisch (3,25fach)	Syntac (37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) + Tetric flow	Dentin + Schmelz (mittlere SZ): 50% KoFr im Rest.material 33,3% KoFr im Dentin bzw. S. 16,7% AdFr Dentin + Schmelz (seitliche SZ): 33,3% KoFr im Rest.material 33,3% KoFr im Dentin bzw. S. 33,3% AdFr
<b>Vor Abzugsversuch: Gebondete Flächen werden mit Komposit-Stempel versehen</b>							
(136)	Schneidezähne des Rindes/ labiales Dentin knapp unter Schmelz	24 h	Schertest/ VG: 5mm/min	KoFr im Dentin AdFr: zwischen KM und Dentin	makroskopisch, visuell	Scotchbond Multipurpose (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	Dentin und Schmelz: 100% KoFr
						Single Bond (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) One-Step (32%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Prime&Bond (34%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Scotchbond MPP (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	30% KoFr 70% AdFr 60% KoFr 40% AdFr 70% KoFr 30% AdFr 80% KoFr 20% AdFr

(85)	untere Schneidezähne des Rindes/labiales Dentin knapp unter Schmelz	24h	Zugtest/ VG: 0,5mm/min	totale KoFr im Adhäsiv; geFr: KoFr im Adhäsiv + AdFr zwischen Adhäsiv und Dentin partielle KoFr im Dentin KoFr im fließfähigen KM	SEM	Single Bond (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Single Bond (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) + Flow It Optibond Solo (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Scotchbond Multipurpose (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Scotchbond 1 (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Prompt L-Pop KM : Pertac II	40% geFr 60% partielle KoFr im Dentin 45% geFr 15% partielle KoFr im Dentin 40% KoFr im fließfähigen KM 25% totale KoFr im Adhäsiv 75% geFr
(54)	menschliche obere und untere Schneidezähne/ k.A.	k.A.	Schertest/ VG: 1mm/min	KoFr im KM KoFr im Dentin AdFr zwischen KM und Dentin geFr: AdFr + KoFr im KM	mikroskopisch (50fach)	Scotchbond Multipurpose (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Scotchbond 1 (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Prompt L-Pop KM : Pertac II	größter Anteil: geFr
(120)	menschliche Achter/okklusales Dentin knapp unter Schmelz	24h	„Miniaturzugversuch“/ VG: 1mm/min	KoFr im KM KoFr im Dentin AdFr: im Adhäsiv; geFr: im Adhäsiv+im KM/Dentin;	mikroskopisch (30fach) + SEM	Single Bond (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) One-Step (32%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Optibond Solo (37,5%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	4% KoFr im KM 6% KoFr im Dentin 57% AdFr 33% geFr 14% KoFr im KM 14% KoFr im Dentin 20% AdFr 62% geFr
(63)	menschliche Prämolaren/koronales Dentin	24h	„Miniaturzugversuch“/ VG: 1mm/min	KoFr im KM KoFr im Bonding AdFr zwischen Adhäsiv und Dentin Frakturen im Dentin: In Mitte d. Hybridschicht; im demineralisierten Dentin;	SEM	All Bond 2 (32%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) KM: Aelite-Fil Single Bond (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) KM: Z100	91,6%: AdFr 49,9%: AdFr

(48)	menschliche (Prä-)molaren/okklusales Dentin knapp unter Schmelz	2Wo	Schertest/ VG: 0,762mm/min	KoFr (im KM): <25% d. Br.fl. frei von Restmaterial; AdFr: >75% d. Br.fl. frei von Restmaterial; geFr: >25%, aber <75% d. Br.Fl. frei von Restmaterial;	licht- mikroskopisch	Scotchbond 2 (k.A. über Ätzmedium) k.A. über KM	50% AdFr 50% geFr
(36)	menschliche Molaren/ mittleres okklusales Dentindrittel	30d	Schertest/ VG: 0,5mm/min	Zuteilung zu dem Frakturmodus, der größten Flächenanteil aufweist; KoFr im KM KoFr im Dentin geFr: meist KoFr im KM meist AdFr meist KoFr im D.	SEM + EDS	Scotchbond Multipurpose (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )  Single Bond (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	37,5% geFr (meist AdFr) 62,5% geFr (meist KoFr im Dentin)  50% geFr (meist AdFr) 50% geFr (meist KoFr im Dentin)  KM: Z100
(16)	menschliche Molaren/ bukkales Dentin knapp unter Schmelz	24h	Schertest/ VG: 5mm/min	KoFr im Dentin AdFr zwischen KM und Dentin	mikroskopisch (10fach)	Scotchbond Multipurpose (10%ige Maleinsäure) KM: P50	40% KoFr im Dentin 60% AdFr
(12)	menschliche Molaren/ okklusales Dentin knapp unter Schmelz	7d	„Miniaturzug- versuch“/ VG: 1mm/min	KoFr im KM KoFr im Adhäsiv	SEM	All-Bond 2 (32%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) OptiBond FL (32%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	hauptsächlich KoFr im Adhäsiv  hauptsächlich KoFr im KM  KM: Prodigy
(40)	menschliche Achter/ bukk. + ling. Dentin knapp unter Schmelz	72h	Schertest/ VG: 1mm/min	KoFr im Adhäsiv KoFr im KM KoFr im Dentin geFr: KoFr im Adhäsiv + KoFr im KM	mikroskopisch + SEM	Scotchbond Multipurpose (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) One Step (35%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	75% KoFr im Adhäsiv 12,5% KoFr im Dentin 12,5% geFr 18,75% KoFr im KM 50% KoFr im Dentin 31,25% geFr  KM: Z100

(164)	menschliche Achter/ vestibuläres Dentin knapp unter Schmelz	24h	Zugtest/ VG: 0,5mm/min	KoFr im KM AdFr zwischen Adhäsiv und Dentin AdFr zwischen Adhäsiv und KM	mikroskopisch (40fach)	Scotchbond Multipurpose (10%ige Maleinsäure) KM: BisfilP  All-Bond 2 (32%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) KM: Z100  All-Bond 2 (10%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Scotchbond Multipurpose (10%ige Maleinsäure) OptiBond FL (37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Prompt-L-Pop	48% KoFr 20% AdFr zw. Adhäsiv und Dentin 32% AdFr zw. Adhäsiv und KM 20% KoFr 74% AdFr zw. Adhäsiv und Dentin 6% AdFr zw. Adhäsiv und KM  50% KoFr und geFr  50% koFr und geFr
(110)	menschliche Achter/ koronales Dentin	24h	Schertest/ VG: 0,5mm/min	KoFr im Dentin geFr	SEM		
(20)	mittlere Schneidezähne des Rindes	k.A.	„Miniaturzugversuch“/ VG: 1mm/min	KoFr im Dentin KoFr im KM AdFr zwischen Dentin und Adhäsiv geFr: AdFr + KoFr im Adhäsiv + KoFr im Dentin	SEM		14% KoFr im Dentin 21% KoFr im Komposit 36% AdFr 29% geFr 79% AdFr 21% geFr

Abkürzungen: KoFr Kohäsivfraktur SEM Rasterelektronenmikroskop VG Vorschubgeschwindigkeit  
 AdFr Adhäsivfraktur EDS Energy dispersive X-ray spectroscopy KM Komposit (als Stempel)  
 geFr gemischte Fraktur S Schmelz k.A. keine Angaben  
 D Dentin D Dentin Br.fl. Bruchfläche

**Hinweis:** Patente, Gebrauchsmuster oder Warenzeichen/Marken sind nicht immer als solche gekennzeichnet. Aus dem Fehlen eines Hinweises folgt nicht, dass die betreffende Substanz oder die Ware frei ist.

**Tabelle 3:** Überblick über Studien mit einer Analyse der Bruchmodi

### 5.2.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

Dentinadhäsive finden mittlerweile im klinischen Alltag ein großes Einsatzgebiet. Sie werden laufend verbessert und neue Produkte werden eingeführt, die gegenüber ihren Vorgängern viele Vorteile versprechen <sup>(144)</sup>. Eine In-vitro-Untersuchung ist die schnellste Methode, die Funktionalität der Systeme zu klären, bevor sie von neueren Generationen abgelöst werden. Studien, die sich mit dem Frakturmodus nach Versagen eines Zahn-Restaurationsverbundes befassen, seien nach *Pilecki et al.* <sup>(108)</sup> für Dentalfirmen von großem Wert. Sie geben einen Anhaltspunkt, in welche Richtung die Weiterentwicklung von Bondingsystemen vorangetrieben werden muss. Entweder ist eine Verbesserung des adhäsiven Verbundes anzustreben, oder eine Verbesserung der mechanischen Materialeigenschaften.

In der vorliegenden Dissertation wurden bei allen Dentinadhäsivsystemen (mit oder ohne Verwendung eines zusätzlichen fließfähigen Komposits) gehäuft Kohäsivfrakturen innerhalb des Bondings festgestellt. *Pilecki et al.* <sup>(108)</sup> sehen in solchen kohäsiven Brüchen im klinischen Alltag einen Vorteil gegenüber adhäsiven Brüchen, da bei Letzteren die Gefahr einer Verletzung der Zahnsubstanz bestünde. Wünschenswert sei nach *El Kalla* und *García-Godoy* <sup>(39)</sup> hingegen eine Entwicklung von Adhäsivsystemen, die solch hohe Haftfestigkeiten erreichen, dass Frakturen innerhalb des Dentins (nach *Finger* <sup>(44)</sup> auch im Restaurationsmaterial) oder Schmelzes auftreten. *Dunn und Söderholm* <sup>(35)</sup> geben zu bedenken, dass gerade adhäsive Brüche, bei denen wie bei Scotchbond Multipurpose, tief im Dentin frakturierte „tags“ zu beobachten sind, klinisch zu einer postoperativen Sensibilität führen können.

In vivo sind Adhäsivbrüche zwischen Dentin und Restaurationsmaterial die häufiger registrierten Frakturmodi <sup>(142)</sup> und Kohäsivfrakturen im restaurativen Material können nur bei einer Schmelz- gebondeten Fläche zu beobachten sein <sup>(34)</sup>.

Die Interpretation und klinische Konsequenz eines jeden auftretenden Frakturmodus` fallen in der gängigen Literatur sehr unterschiedlich aus.

Viele Autoren vertreten die Meinung, dass Kohäsivfrakturen innerhalb des Restaurationsmaterials (in unserem Fall des Adhäsivs) darauf hindeuten, dass die

erreichte Haftfestigkeit an Dentin oder auch Schmelz die Eigenfestigkeit des restaurativen Materials übersteigt (24, 46, 61, 93, 155, 161). Die Notwendigkeit, die Adhäsion von Bondingsystemen zu verbessern, ist damit hinfällig (31). Da Adhäsiven nachgesagt wird, geringere Scherfestigkeiten als mit Komposit infiltriertes, demineralisiertes Dentin zu haben (122), mag das Bonding die schwächste Komponente im Verbundsystem darstellen (139). In der vorliegenden Studie konnte bei Verwendung eines jeden Dentinhaftvermittlers ein Überwiegen der kohäsiven Brüche innerhalb des Adhäsivs (bzw. „flowable“ Komposits) festgestellt werden. Obiger Interpretation zufolge bedeutet diese Konstatierung, dass jedes der getesteten Bondingsysteme eine ausreichende Adhäsion erreicht. Die Verbundfestigkeit übersteigt damit die Eigenfestigkeit der verwendeten Materialien und Ziel der Forschung ist nicht zwingend eine weitere Optimierung der Adhäsion. Auf einen Vergleich der Qualitäten der erreichten Verbundfestigkeiten der verwendeten Materialien wird an dieser Stelle verzichtet: die in der vorausgegangenen In-vitro-Studie ermittelten Frakturresistenzen der unterschiedlichen Bondingsysteme wurden in der vorliegenden Arbeit nicht angeführt. Aufgrund der komplexen Zusammenhänge erscheint es nicht zulässig, anhand der Anzahl an kohäsiven Brüchen zweier Materialien einen Vergleich der Qualität der Verbundfestigkeiten anzustellen, da die gemessenen Bruchkräfte nicht bekannt sind.

Im Gegensatz zu obigen Studien stehen die Schlussfolgerungen anderer Autoren, die das Frakturereignis als Folge eines komplexen Zusammenspiels von Materialeigenschaften und Versuchsdynamik, oder als Folge von Inhomogenitäten im Adhäsiv deuten. Es kursiert die Meinung, dass je größer die Festigkeit eines Materials, umso seltener treten Brüche innerhalb des Materials auf (12). *Armstrong et al.* (12) schreiben der Überlebensrate von Materialien jedoch nicht nur mechanische Eigenschaften, sondern auch die Art des Versuchsdesigns und die Form der Kraftapplikation zu. Eine Fraktur mag wegen der ungleichmäßigen Kräfteverteilung im System (128) nicht immer an der schwächsten Stelle des Verbundes auftreten, sondern dort, wo sich die größten Kräfte konzentrieren (61) bzw. an der Stelle, an der die Messerschneide die initiale Kraft appliziert (157). Nach *Tam und Pilliar* (141) lassen Kohäsivfrakturen innerhalb des Restaurationsmaterials aus diesen Gründen nicht die Schlussfolgerung zu, dass die Dentinhaftung des Materials stärker als das Material selbst ist.

*Armstrong et al.* <sup>(12)</sup> sehen in jeder Kontamination der gebondeten Oberfläche die Gefahr einer potentiellen Schwachstelle, von der aus sich ein Riss ausbreiten könne. Auch Luftblasen, mikroskopische Risse, Rauigkeiten und unterschiedliche Filmdicken des Adhäsivs werden, aufgrund einer herabgesetzten Materialelastizität <sup>(137)</sup>, oder einer uneinheitlichen Kräfteverteilung <sup>(100)</sup>, kohäsiven Brüchen innerhalb des Bondings zugeschrieben <sup>(100, 137)</sup>. Auch die Bruchflächen der in der vorliegenden Dissertation untersuchten Zahnproben zeigten mitunter kleine Poren oder Einschlüsse im Adhäsiv, die zu einer Materialschwächung an dieser Stelle beigetragen haben könnten.

Bei der Interpretation von Kohäsivfrakturen innerhalb des Dentins werden häufig analoge Überlegungen wie bei einem Kohäsivversagen im Restaurationsmaterial angestellt. Auch hier sind aus der Sicht vieler Autoren einige Bondingsysteme in der Lage, solch hohe Haftfestigkeiten zu erzielen, dass Kohäsivbrüche innerhalb des Dentins in Erscheinung treten <sup>(14, 20, 27, 31, 38, 53, 58, 93, 100, 106)</sup>. *Leloup et al.* <sup>(72)</sup> stellten in einer Metaanalyse fest, dass zwischen der Dentinhaftung und der Rate an kohäsiven Brüchen eine signifikante direkte Korrelation besteht. Je größer dabei die Haftkraft, umso größer der Anteil an Kohäsivfrakturen im Dentin. Diese Abhängigkeit wurde auch von *Armstrong et al.* <sup>(12)</sup> konstatiert. Laut der Mittelwerte traten in der vorliegenden Untersuchung kohäsive Brüche innerhalb des Dentins in allen Gruppen selten auf. Somit kann gefolgert werden, dass die Eigenstabilität des Dentins von 54-138MPa <sup>(98)</sup> bzw. 53,5 (+/- 9,5) – 91,8 (+/- 12,7) MPa <sup>(158)</sup> nur durch lokale Belastungsspitzen im Scherversuch überschritten wurde. Nach *Eick et al.* <sup>(37)</sup> könne obiger Frakturmodus bereits bei geringeren Haftwerten (von 17MPa) auftreten. *Sano et al.* <sup>(120)</sup> setzten Haftfestigkeiten von mehr als 104MPa für ein Auftreten von Kohäsivfrakturen im Dentin voraus. Da in ihrer Studie kein Bondingsystem solch hohe Verbundfestigkeiten erreichte, konnten keine kohäsiven Brüche beobachtet werden. Auch in einigen anderen Untersuchungen <sup>(62, 88, 166)</sup> trat dieser Frakturmodus nicht auf.

Auch hier wird die Schlussfolgerung, Kohäsivfrakturen innerhalb des Dentins seien auf hohe Verbundfestigkeiten zurückzuführen, oft kritisch beleuchtet. Es sei nach *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> zwar nicht undenkbar, dass große, lokalisierte Zug- oder Scherbelastungen sich im Dentin ausbreitende Risse verursachten, aber ein

Kohäsivversagen im Dentin sei nicht auf hohe Verbundfestigkeiten oder eine verminderte Eigenfestigkeit des Dentins, sondern auf die Biomechanik der Testmethode zurückzuführen. *Versluis et al.* <sup>(156)</sup> demonstrierten, dass kleine Variationen im Test die Frakturverläufe beeinflussen.

*Montes et al.* <sup>(84)</sup> führten ein Kohäsivversagen innerhalb des Dentins auf die spröden Eigenschaften der verwendeten Materialien zurück, die ein Abweichen der Fraktur in das Dentin ermöglichen. Unterstützt wurde die Feststellung durch die Tatsache, dass in ihrer Studie bei Kombination des Bondings mit einem wenig spröden fließfähigen Komposit kaum Kohäsivfrakturen innerhalb des Dentins auftraten. Das „flowable“ Komposit wirke somit als „Schock-Absorbierer“.

Laut *Chen et al.* <sup>(28)</sup> breiten sich in das Dentin eintretende oder dort entstehende Risse rapide innerhalb des Dentins aus, unabhängig davon, ob in der Region zwischen Dentin und Bonding größere Defekte existieren (zumindest dann, wenn dieses Areal nicht übermäßig schwächer als das Dentin sei).

*Rix et al.* <sup>(115)</sup> führten Kohäsivfrakturen innerhalb des Schmelzes auf Beschädigungen der Zahnstruktur bei Extraktion und beim Erstbruch mit Ausbildung von Schmelzsprüngen zurück. *Watanabe et al.* <sup>(158)</sup> machten eine analoge Aussage für Dentin.

In früheren Studien zum Bruchverhalten traten fast ausschließlich Adhäsivfrakturen auf, da mit smear-layer bedecktes Dentin gebondet wurde. Genaugenommen handelte es sich dabei um Brüche, die in der Schicht des smear-layers erschienen <sup>(145)</sup>. Nach Äußerungen von *Oilo* <sup>(93)</sup> zu schließen, weise eine Adhäsivfraktur auf eine geringe Verbundfestigkeit zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit hin. Die Haftfestigkeit sei damit durch eine Optimierung der Benetzungseigenschaften und chemischen Reaktionen mit dem Substrat noch verbesserungswürdig <sup>(93)</sup>. *Leloup et al.* <sup>(72)</sup> stellten in ihrer Metaanalyse eine Korrelation fest: je geringer die Dentinhaftung, umso größer der Anteil an Adhäsivfrakturen. In der vorliegenden Studie wurde bei jedem Bondingsystem ein geringerer Anteil an Adhäsivfrakturen als an kohäsiven Brüchen im Restaurationsmaterial registriert. Folglich ist auch nach obigen Interpretationsversuchen von einer guten Verbundfestigkeit der Materialien auszugehen. Wegen unbekannter Frakturresistenzen soll auch an dieser Stelle von

einem Vergleich der Haftvermittler hinsichtlich der Verbundfestigkeiten abgesehen werden.

In der vorliegenden Dissertation wurden bei knapp der Hälfte aller Zähne gemischte Frakturmodi festgestellt.

Mehrere Erklärungen für das Auftreten von gemischten Bruchverläufen sind denkbar. Eine mögliche Ursache wäre ein im Versuch zur ursprünglichen Bruchfläche nicht exakt parallel ausgerichteter Belastungsstempel, wobei sich eine präzise parallele Positionierung bei einer nicht-planen Fläche nur annähernd durchführen lässt.

Vorstellbar wäre ebenso der Rückschluss, dass die Scherfestigkeit des Haftvermittlers, die des Dentins und die Verbundfestigkeit nahezu identisch sind, so dass nebeneinander adhäsive und kohäsive Brüche auftreten.

Gemischte Frakturen könnten sich auch dadurch ergeben, dass ein Teil der Bruchfläche aus „tiefem“, pulpanahem Dentin besteht. Tiefes Dentin weist einen geringeren Mineralanteil, eine größere Dichte an Dentintubuli, ein geringeres Volumen an intertubulärem Dentin und eine größere Feuchtigkeit als oberflächliches Dentin auf <sup>(142)</sup>. Außerdem besitze es nach *Watanabe et al.* <sup>(158)</sup> eine geringere Eigenfestigkeit. Obwohl „tags“ wichtig für eine zufriedenstellende Adhäsion an Schmelz sind, hat die Länge der Kunststofftags nur eine begrenzte Wichtigkeit für die Dentinhaftung eines Bondings <sup>(86, 145)</sup>. Wesentlich ist wohl der Anteil an intertubulärem Dentin zur Ausbildung einer Hybridschicht. Für eine Abnahme der Verbundfestigkeiten in tiefen Schichten des Dentins mag also die geringere Flächendichte an intertubulärem Dentin ursächlich sein <sup>(91)</sup>. Die Beobachtung geringerer Haftfestigkeiten in pulpanahem Dentin wurde von vielen Autoren <sup>(26, 82, 103, 110, 131, 133, 138, 145)</sup> gemacht. So liegt die Vermutung nahe, dass innerhalb der Bruchfläche, aufgrund unterschiedlicher Anteile an intertubulärem Dentin, Feuchtigkeit und Härte, unterschiedliche Verbundfestigkeiten auftreten, die zu verschiedenen Frakturmodi innerhalb einer Zahnprobe führen können. Möglicherweise kann mittig, in der Region des pulpanahen Dentins, von einer höheren Inzidenz an adhäsiven Brüchen ausgegangen werden.

*Dunn und Söderholm* <sup>(35)</sup> führen das Vorhandensein von gemischten Frakturmodi auf die Bruchdynamik zurück. Bei Mischfrakturen trete der initiale Riss (dessen

Lokalisation im Nachhinein nicht feststellbar sei) innerhalb des Materials mit der geringsten Festigkeit auf. Die Fraktur ändere bei einem Wechsel der Krafrichtung ihre Ausbreitungsrichtung. Nach *Goracci et al.* <sup>(53)</sup> führe beim Schertest die Kompressionskraft an der einen Seite der Zahnprobe zum Kohäsivversagen und die auftretende Zugbelastung an der gegenüberliegenden Seite zur Adhäsivfraktur. Auch dadurch könnten sich gemischte Frakturen erklären.

Ein Blick in Tabelle 3 macht deutlich, dass in einigen Studien, in denen unterschiedliche Adhäsivsysteme zur Anwendung kamen, bei weitgehender Vereinheitlichung der Versuchsmodalitäten, verschiedene Bondingsysteme zu ungleichen Frakturmodi führten. Diese Beobachtung wurde auch von *Tantbirojn et al.* und *Pashley et al.* <sup>(100, 143)</sup> explizit hervorgehoben.

Nach *Nakabayashi et al.* <sup>(87)</sup> könne das Adhäsiv nicht vollständig in das Kollagenetzwerk eindringen, wenn bei der total-etch-Technik das Dentin zu stark demineralisiert wurde. Dieser Aussage nach kann in der vorliegenden Arbeit eine übermäßige Demineralisation ausgeschlossen werden, da in der Gruppe des konventionellen Bondingsystems OptiBond FL<sup>®</sup>, ohne zusätzliche Applikation des fließfähigen Komposits, nur ein relativ geringer Anteil der Brüche als Adhäsivfraktur auftrat (laut Mittelwert in 8% der Fälle; 7% waren komplette adhäsive Brüche). Unterstützt werden können die Resultate von *Armstrong et al.* <sup>(11)</sup>. Dort wurden bei Gebrauch von OptiBond FL<sup>®</sup> ebenfalls hauptsächlich kohäsive Brüche im Adhäsiv festgestellt (in der vorliegenden Studie laut Mittelwert in 90% der Fälle).

Der Anteil an adhäsiven und kohäsiven Brüchen im Dentin/Bonding unterschied sich in der Gruppe des selbstkonditionierenden Primers nicht signifikant von der vierten Generation. Der Vorteil selbst-ätzender Primer liegt in einer simultan erfolgenden Demineralisation des Dentins und einer Penetration der Monomere in das Kollagenetzwerk. Diese Kombination verhindert das Entstehen einer nicht infiltrierten, aber demineralisierten Dentinschicht, was die Adhäsion verbessert <sup>(54)</sup>. Eine Steigerung der Dentinhaftung kann jedoch hier durch fehlende Signifikanzen nicht bestätigt werden.

*Pilecki et al.* <sup>(108)</sup> sprechen eine Problematik von Systemen, die Primer und Bonding kombinieren, an. Ab einer gewissen Filmdicke des Adhäsivs könne nicht sichergestellt werden, dass das Lösungsmittel durch Verblasen vollständig entfernt würde. Folge sei eine Verminderung der Haftfestigkeit durch Phasenentmischung und

eine Zunahme an Porositäten. Dies scheint eine mögliche Erklärung für den (wenn auch nicht signifikant) geringeren Anteil von Kohäsivfrakturen im Bonding (laut Mittelwert 63%) und ein häufigeres Auftreten der adhäsiven Brüche (laut Mittelwert 31%) bei Verwendung von Prompt® L-Pop® im Vergleich zu den übrigen Dentinhaftvermittlern zu sein. Das vermehrte Vorkommen von Adhäsivfrakturen mag auch auf evtl. sklerotisches Wurzelentin zurückzuführen sein. Nach *Goracci et al.* <sup>(53)</sup> befinde sich Prompt® L-Pop® bei Anwendung auf sklerotischem Dentin an der Schwelle zur klinischen Akzeptanz, da nur geringe Verbundfestigkeiten erzielt werden konnten. Adhäsive Brüche mögen auch durch die rasterelektronenmikroskopisch gewonnenen Erkenntnisse von *Bouillaguet et al.* <sup>(19)</sup>, nach denen bei Anwendung von Prompt® L-Pop® ein weitgehend intakter smear-layer zu beobachten war, begünstigt sein.

Die Aussage von *Montes et al.* <sup>(84)</sup>, wonach komplette Kohäsivbrüche innerhalb des Bondings nur bei Gebrauch eines gefüllten Adhäsivs (wie bei OptiBond FL® der Fall) zu beobachten seien, kann nicht bekräftigt werden. Ein vollständiges kohäsives Versagen konnte in allen Gruppen registriert werden. Nach *Montes et al.* <sup>(84)</sup> seien weiterhin partielle Kohäsivbrüche nur bei Verwendung eines ungefüllten Adhäsivsystems sichtbar. Auch diese Äußerung lässt sich in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigen. Auch *Braga et al.* <sup>(21)</sup> stellten fest, dass der Gebrauch eines gefüllten Adhäsivsystems keinen entscheidenden Einfluss auf die Verbundfestigkeit und den Frakturmodus habe.

Hinsichtlich des Anteils an adhäsiven und kohäsiven Brüchen im Dentin/Bonding ergaben sich bei zusätzlicher Verwendung eines fließfähigen Komposits (Tetric® Flow) keine signifikanten Abweichungen vom alleinigen Gebrauch des Dentinhaftvermittlers. Allerdings konnten den Mittelwerten zufolge mehr komplett kohäsive Brüche (79%) im Adhäsiv beobachtet werden. Damit können *Montes et al.* <sup>(84)</sup> unterstützt werden, die einen Einfluss der Applikation von fließfähigen Kompositen (allerdings in Kombination mit einem ungefüllten Adhäsiv) auf den auftretenden Frakturmodus konstatierten. Bekannt ist das gute Anfließverhalten von „flowable“ Kompositen. Ihre ausgezeichnete Benetzungsfähigkeit sorgt für eine erhöhte Penetration des kollagenen Netzwerkes und somit für eine mikromechanische Verankerung im Dentin.

*Prati et al.* <sup>(109)</sup> erklären das Auftreten abweichender Frakturverläufe bei Verwendung gleicher Materialien mit der Ausbildung einer Hybridschicht unterschiedlicher Qualität und Morphologie. Selbst-ätzende Primer tendieren dazu, im Gegensatz zu Systemen, die eine separate Nutzung von Ätzel und Primer vorschreiben, und damit eine Hybridschicht von 4 - 5  $\mu\text{m}$  erzielen, eine nur 1  $\mu\text{m}$  dicke Hybridschicht auszubilden <sup>(99)</sup>.

*Van Meerbeek et al.* <sup>(153)</sup> führten deshalb Unterschiede in der Haftkraft verschiedener Systeme auf die Hybridschicht zurück. Die zuletzt gemachte Aussage wurde durch *Yoshiyama et al.* <sup>(165)</sup> in Frage gestellt: eine Korrelation zwischen Dicke der Hybridschicht und Verbundfestigkeit sei fragwürdig. In ihrer Studie zeigte beispielsweise All Bond 2 im koronalen Dentin die gleiche Haftfestigkeit wie im apikalen Wurzeldentin, obwohl apikal die Hybridschicht dünner ausfiel. Obige gegensätzliche Äußerungen und Untersuchungsergebnisse machen klar, dass die Auswirkungen evtl. bestehender Unterschiede in der entstehenden Hybridschicht verschiedener Bondingsysteme auf den Frakturmodus nicht zweifelsfrei geklärt sind.

---

## 6 Zusammenfassung

Wurzelfrakturen nicht endodontisch behandelter Zähne sind in der Traumatologie seltene Ereignisse. In der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg werden im zervikalen Wurzelbereich frakturierte Zähne bei günstigem Bruchverlauf, nach erfolgter Pulpotomie oder Wurzelkanalbehandlung, mit Hilfe der adhäsiven Wiederbefestigung des Zahnfragmentes restauriert. Genannte Therapieform findet insbesondere im jugendlichen Gebiss Anwendung und wird seit acht Jahren erfolgreich praktiziert. Hierzu findet das Bondingsystem OptiBond FL<sup>®</sup> in Kombination mit einem fließfähigen Komposit (als Zapfenverankerung sowohl im Zahn als auch Fragment) Verwendung.

Es existieren bislang keine Studien, die sich mit der Verbundfestigkeit adhäsiv befestigter Zahnfragmente im Wurzelbereich (ohne Schmelzbefestigung) befassen oder den erscheinenden Bruchverlauf nach Versagen des Zahn-Restoration-Zahn-Verbundes untersuchten.

In einer vorangegangenen, noch nicht veröffentlichten Dissertationsarbeit (In-vitro-Untersuchung) von Elmar Heuchemer, wurden die palatinalen Wurzeln menschlicher Molaren im Scherversuch auf der Hälfte der Länge, senkrecht zur Oberfläche, gebrochen.

Im Anschluss wurden fünf Versuchsreihen mit je 14 frakturierten Proben gebildet. In jeder Gruppe wurde das Zahnfragment mithilfe eines Dentinhaftvermittlers (OptiBond FL<sup>®</sup>, Syntac<sup>®</sup>, Adhese<sup>®</sup>, Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup> und OptiBond FL<sup>®</sup> in Kombination mit Tetric<sup>®</sup> Flow) adhäsiv wiederbefestigt. Drei Zähne, bei denen es im Zuge des Bruchs zu Dentinabsplitterungen oder Trümmerfrakturen kam, wurden mit OptiBond FL<sup>®</sup> und dem fließfähigen Komposit Tetric<sup>®</sup> Flow restauriert.

Die so rekonstruierte Zahneinheit wurde erneut an der ursprünglichen Bruchfläche gebrochen und die Bruchfestigkeit jeder Probe errechnet.

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Bruchflächen obiger erneut gebrochener Zähne zu analysieren, um den Frakturverlauf zu ermitteln. Die Flächenanteile der mit

Befestigungsmaterial bedeckten und „freien“ Dentinflächen einer jeden Zahnprobe wurden berechnet.

Überdies sollte eruiert werden, in welcher Weise die unterschiedlichen Bruchverläufe hinsichtlich Ursache des Bruchs und Güte der Dentinhaftvermittler ungleicher Generationen zu interpretieren sind.

Die Zahnproben der vorangegangenen In-vitro-Studie wurden für die Untersuchung der vorliegenden Dissertation weiterverwendet.

Vorab wurden je nach Lokalisation der Bruchlinie vier mögliche Frakturmodi definiert: Adhäsivfrakturen zwischen Dentin und Restaurationsmaterial, kohäsive Brüche innerhalb des Dentinhaftvermittlers (bzw. fließfähigen Komposits), Kohäsivfrakturen im Dentin und gemischte Brüche als Kombination obiger Frakturmodi.

Nach Einfärben aller Bruchflächen erfolgte ein Abfotografieren der Flächen mit einer digitalen Spiegelreflexkamera. Nach einer Analyse der Bruchflächen konnten die Flächenanteile verschiedener Frakturmodi an der Gesamtfläche des Zahnes computerunterstützt errechnet werden.

Mittels statistischer Tests wurden die Gruppen auf signifikante Unterschiede hinsichtlich der erscheinenden Frakturmodi untersucht.

Es ergaben sich unter Verwendung des Einteilungsschemas, nach dem kohäsive Frakturen im Dentin von kohäsiven Brüchen im Befestigungsmaterial und von Adhäsivfrakturen abgegrenzt wurden, keine signifikanten Abweichungen in der Häufigkeit der drei Frakturmodi zwischen den Gruppen. Lediglich den Mittelwerten zufolge, führte OptiBond FL<sup>®</sup> (90,34%) zum größten Anteil an kohäsiven Frakturen im Befestigungsmaterial. Adhäsive Frakturen wurden mit einem Mittelwert von 31,54% am häufigsten bei Verwendung von Prompt<sup>®</sup> L-Pop<sup>®</sup> errechnet. Kohäsivfrakturen im Dentin traten den Mittelwerten zufolge bei Verwendung von Syntac<sup>®</sup> (11,62) am zahlreichsten und bei Gebrauch von OptiBond FL<sup>®</sup> in Kombination mit Tetric<sup>®</sup> Flow (1,84%) am seltensten auf.

Der zweiten Klassifikation (gemischte Frakturen, komplette Kohäsivfrakturen innerhalb des Befestigungsmaterials, komplette kohäsive Brüchen im Dentin und

vollständige Adhäsivfrakturen) zufolge konnten zwar signifikante Unterschiede nachgewiesen werden, aber wegen zu kleiner Probenzahl blieb ungeklärt, zwischen welchen Adhäsivsystemen sie bestanden. Komplette Adhäsivfrakturen traten mit 28,6% in der Versuchsreihe von Prompt® L-Pop® am zahlreichsten auf, vollständige Kohäsivfraktur innerhalb des Befestigungsmaterials hingegen bei Gebrauch von OptiBond FL® in Kombination mit Tetric® Flow (78,6%). In den Gruppen Syntac® (57,1%), Adhese® (71,4%) und Prompt® L-Pop® (42,8%) waren am häufigsten gemischte Frakturen zu beobachten.

Die kausale Interpretation eines jeden möglichen Bruchverlaufs betreffend existieren unter den Autoren viele Erklärungsversuche.

Die Mehrheit aller Studien kommen zu der Schlussfolge, nach der ein kohäsiver Bruch (im Dentin oder Befestigungsmaterial) auf eine optimale Adhäsion des Dentinhaftvermittlers zurückzuführen ist. Die Verbundfestigkeit übersteigt damit die Eigenfestigkeit der verwendeten Materialien. Da bei jedem der getesteten Adhäsivsysteme zum weitaus überwiegenden Teil kohäsive Brüche im Restaurationsmaterial und eine geringere Anzahl an Adhäsivfrakturen auftraten, kann demnach davon ausgegangen werden, dass bei allen verwendeten Haftvermittlern eine fortführende Optimierung der Adhäsion nicht weiter vorangetrieben werden muss. Da hinsichtlich der Frakturmodi keine signifikanten Unterschiede bestehen, erscheint es nicht zulässig, einem bestimmten Bondingsystem im klinischen Alltag den Vorzug zu geben. Für derartige Entscheidungen müssen die im Zweitbruch ermittelten Bruchkräfte herangezogen werden, die durchaus unterschiedlich ausfielen. Sie wurden in der vorliegenden Arbeit nicht angeführt.

Hingedeutet sei auf die Tatsache, dass die gewonnenen Ergebnisse nicht ohne weiteres auf eine intraorale, In-vivo-Situation übertragbar sind, da im Versuchsaufbau viele Variablen unbeachtet blieben und der durchgeführte Abscherversuch nur unzureichend die tatsächlichen intraoralen Kräfte simulierte.

Da mit einer Etablierung und Verbreitung der adhäsiven Wiederbefestigungstherapie wurzelfrakturerter Zähne zu rechnen ist, sind weitere Forschung und In-vivo-Studien zur Abklärung der auftretenden Frakturmodi nach erneutem Bruch und des

schwer fassbaren Zusammenhangs von Bruchverhalten und Frakturresistenz zu erwarten und unentbehrlich.

## 7 Literaturverzeichnis

- 1 **Abdalla AL, Davidson CL:** Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems.  
Am J Dent, 1993, 6: 295-298
- 2 **Anding C:** Diagnostik und Therapie von Kronen- und Kronen-Wurzel-Frakturen.  
Zahnärztliche Mitteilungen, 2007, 9: 1260-1268
- 3 **Andreasen FM, Andreasen JO:** Prognosis of root-fractured permanent incisors - prediction of healing modalities.  
Endod Dent Traumatol, 1989, 5: 11-22
- 4 **Andreasen JO:** Etiology and pathogenesis of traumatic dental injuries. A clinical study of 1.298 cases.  
Scand J Dent Res, 1970, 78: 329-342
- 5 **Andreasen JO:** Treatment of fractured and avulsed teeth.  
J Dent Child, 1971, 38: 29-48
- 6 **Andreasen JO (ed.):** Traumatologie der Zähne.  
1988  
Schlütersche Verlagsanstalt und Druckerei-GmbH und Co., Hannover
- 7 **Andreasen JO, Andreasen FM (ed.):** Farbatlas der Traumatologie der Zähne.  
1992  
Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln: 47-76
- 8 **Andreasen JO, Andreasen FM, Mejäre I, Cvek M:** Healing of 400 intra-alveolar root fractures. 2. Effect of treatment factors such as treatment delay, repositioning, splinting type and period and antibiotics.  
Dent Traumatol, 2004, 20: 203-211

- 9 Andreasen JO, Andreasen FM, Mejåre I, Cvek M:** Healing of 400 intra-alveolar root fractures. 1. Effect of pre-injury and injury factors such as sex, age, stage of root development, fracture type, location of fracture and severity of dislocation.  
Dent Traumatol, 2004, 20: 192-202
- 10 Andreasen JO, Hjørting-Hansen E:** Intraalveolar root fractures: radiographic and histologic study of 50 cases.  
J Oral Surg, 1967, 25: 414-426
- 11 Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB:** Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives.  
Dent Mater, 1998, 14: 44-50
- 12 Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB:** Mode of failure in the dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength-based (MykrometerTBS) and fracture-based (CNSB) mechanical testing.  
Dent Mater, 2001, 17: 201-210
- 13 Art-Smart K, Retief DH, Russell CM:** Bond strength of All-Bond 2 universal adhesive system to enamel.  
J Dent Res, 1993, 72: 387, Abstr. Nr. 2274
- 14 Barkmeier WW, Cooley RL:** Laboratory evaluation of adhesive systems.  
Oper Dent, 1992, 5: 50-61
- 15 Barkmeier WW, Erickson RL:** Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose.  
Am J Dent, 1994, 7: 175-179

- 16 **Benati FW, Biggs JT:** Management of traumatized incisor teeth with horizontal fractures.  
Okla Dent Assoc J, 1994, 85: 30-33
- 17 **Blunck U, Haller B:** Klassifikation von Bondingsystemen.  
Quintessenz, 1999, 50: 1021-1033
- 18 **Borelli P, Alibrandi P:** Unusual horizontal and vertical root fractures of maxillary molars: An 11-year follow-up.  
J Endodon, 1999, 25: 136-139
- 19 **Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM:**  
Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems.  
J Dent, 2001, 29: 55-61
- 20 **Brackett WW, Ito S, Nishitani Y, Haisch LD, Pashley DH:** The microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground enamel.  
Oper Dent, 2006, 31-3: 332-337
- 21 **Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC:** Tensile bond strength of filled and unfilled adhesives to dentin.  
Am J Dent, 2000, 13: 73-76
- 22 **Buonocore MG:** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.  
J Dent Res, 1955, 34: 849-854
- 23 **Burrow MF, Tagami J, Hosoda H:** The long term durability of bond strengths to dentin.  
Bull Tokyo Med Dent Univ, 1993, 40: 173-191

- 24 Burrow MF, 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
- 25 Caliskan MK, Pehlivan Y:** Prognosis of root-fractured permanent incisors.  
Endod Dent Traumatol, 1996, 12: 129-136
- 26 Causton BE:** Improved bonding of composite restorative to dentin.  
Br Dent J, 1984, 156: 93
- 27 Chappell RP, Eick JD:** Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal adhesives.  
Quint Int, 1994, 25: 359-368
- 28 Chen K-K, Shono Y, Ogawa T, Kozono Y, Terashita M:** Fracture aspects of resin-dentin bonding in non-trimming microtensile test.  
Dent Mater J, 2001, 20: 315-324
- 29 Council on Dental Materials, Instruments and Equipment.:** Dentin bonding system: an update.  
J Am Dent Assoc, 1987, 114: 91
- 30 Cvek M, Mejàre I, Andreasen JO:** Conservative endodontic treatment of teeth fractured in the middle or apical part of the root.  
Dent Traumatol, 2004, 20: 261-269
- 31 Davidson CL, Abdalla AL, De Gee AJ:** An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond.  
J Oral Rehabil., 1993, 20: 291-300
- 32 Dietschi D, Herzfeld D:** In vitro evaluation of marginal and internal adaption of Class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing.  
Eur J Oral Sci, 1998, 106: 1033-1042

- 33 Duke ES, Lindemuth JS:** Variability of clinical dentin substrates.  
Am J Dent, 1991, 4: 241-246
- 34 Duke ES, Robbins JR, Snyder DS:** Clinical evaluation of a dentinal adhesive system: three-year results.  
Quint Int, 1991, 22: 889-895
- 35 Dunn WJ, Söderholm K-JM:** Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems.  
Am J Dent, 2001, 14: 297-303
- 36 Edler TL, Krikorian E, Thompson VP:** FTIR surface analysis of dentin and dentin bonding agents.  
J Dent Res, 1991, 70: 458, Abstr. Nr. 1524
- 37 Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ:** The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part I.  
Quint Int, 1991, 22: 967-977
- 38 Eick JD, Robinson SJ, Chappell RP, Charles MC, Spencer P:** The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III.  
Quint Int, 1993, 24: 571-582
- 39 El Kalla IH, García-Godoy F:** Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars.  
J Dent Child, 1998, 65: 169-176
- 40 Erdemir A, Ungor M, Erdemir EO:** Orthodontic movement of a horizontally fractured tooth: a case report.  
Dent Traumatol, 2005, 21: 160-164

- 41 Farik B, Munksgaard EC:** Fracture strength of intact and fragment-bonded teeth at various velocities of the applied force.  
Eur J Oral Sci, 1999, 107: 70-73
- 42 Fasbinder DJ, Burgess JO, Robbins JW, Theobald WD:** Tensile bond strength of dental adhesives to dentin and enamel.  
Dent Mater, 1989, 5: 272-276
- 43 Feely L, Mackie IC, Macfarlane T:** An investigation of root-fractured permanent incisor teeth in children.  
Dent Traumatol, 2003, 19: 52-54
- 44 Finger WJ:** Dentin bonding agents. Relevance of in-vitro investigations.  
Am J Dent, 1988, 1: 184
- 45 FitzGerald LJ:** Treatment of intra-alveolar root fractures.  
General Dent, 1988, 36: 412-413
- 46 Fortin D, Swift ES Jr, Denehy GE, Reinhardt JW:** Bond strength and mikroleakage of current dentin adhesives.  
Dent Mater, 1994, 10: 253-258
- 47 Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF:** Influence of selected variables on adhesion testing.  
Dent Mater, 1992, 8: 265-269
- 48 Frankenberger R (ed.):** Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie--Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.  
2001  
3M ESPE AG, Seefeld: 12-17

- 49 Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A:** Fatigue behaviour of different dentin adhesives.  
Clin Oral Investig, 1999, 3: 11-17
- 50 Fusayama T (ed.):** New concepts in operative dentistry: differentiating two layers of carious dentin and using an adhesive resin.  
1981  
Quintessence Pub. Co.
- 51 Garberoglio R, Brännström M:** Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules.  
Arch Oral Biol, 1976, 21: 355-362
- 52 Gher ME, Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl LV:** Clinical survey of fractured teeth.  
J Am Dent Assoc, 1987, 114: 174-177
- 53 Goracci C, Bertelli E, Ferrari M:** Bonding to worn or fractured incisal edges: Shear bond strength of new adhesive systems.  
Quint Int, 2004, 35: 21-27
- 54 Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS:** Evaluation of adhesive systems using acidic primers.  
Am J Dent, 1997, 10: 219-223
- 55 Grajower R, Azaz B, Bron-Levi M:** Microhardness of sclerotic dentin.  
J Dent Res, 1977, 56: 446
- 56 Gray S, Burgess J:** In vivo and in vitro comparison of two dentin bonding agents.  
Dent Mater, 1991, 7: 161-165

- 57 Gwinnett AJ:** Interfacial morphology of resin composite and shiny erosive lesions.  
Am J Dent, 1992, 5: 315-317
- 58 Gwinnett AJ:** A new method to test the cohesive strength of dentin.  
Quint Int, 1994, 25: 215-218
- 59 Gwinnett AJ:** Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin.  
Am J Dent, 1994, 7: 243-246
- 60 Haller B:** Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern.  
Dtsch Zahnärztl Z, 1994, 49: 750-759
- 61 Hasegawa T, Itoh K, Koike T, Yukitani W, Hisamitsu H, Wakumoto S, Fujishima A:** Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system.  
Oper Dent, 1999, 24: 323-330
- 62 Hashimoto M, Ohno H, Kega M, Sano H, Endo K, Oguchi H:** Fractured surface characterization: wet versus dry bonding.  
Dent Mater, 2002, 18: 95-102
- 63 Hellwig E, Klimek J, Attin T (ed.):** Einführung in die Zahnerhaltung.  
2003  
Urban und Fischer, München/Jena: 162-168
- 64 Holtan JR, Nystrom G, Phelps RA, Anderson TB, Becker WS:** Influence of different etchants and etching times on shear bond strength.  
Oper Dent, 1995, 20: 94-99

- 65 Hovland EJ: Horizontal root fractures: treatment and repair.**  
Dent Clin North Am, 1992, 36: 509-525
- 66 International Organisation for Standardization, Technical Committee 106/SC1/WG11: Dental materials: Guidance on testing of adhesion to tooth structure.**  
1991  
Committee draft: ISO/TC 106/SC 1 N 236, resolution 6
- 67 Jacobsen I, Zachrisson BU: Repair characteristics of root fractures in permanent anterior teeth.**  
Scand J Dent Res, 1975, 83: 355-364
- 68 Johnson GH, Powell LV, Gordon GE: Dentin bonding systems: a review of current products and techniques.**  
J Am Dent Assoc, 1991, 122: 34
- 69 Kawano F, Dootz ER, Koran III A, Craig RG: Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin.**  
J Prosthet Dent, 1992, 68: 368-371
- 70 Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T, Takatsu T: Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation.**  
Dent Mater, 1995, 11: 298-304
- 71 Krämer N, Frankenberger R, Ebert J, Petschelt A: Total bonding of posterior restorations--two-year results.**  
J Dent Res, 1999, 78: 308, Abstr. Nr. 1621
- 72 Leloup G, Hoore WD, Bouter D, Degrange M, Vreven J: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence.**  
J Dent Res, 2001, 80: 1605-1614

- 73 Leung RL, Adishian SR, Fan PL:** Postirradiation comparison of photoactivated composite resins.  
J Prosthet Dent, 1985, 54: 645-649
- 74 Liu J, Masayuki H, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Yutaka O:** Effect of tubule orientation and dentin location on the microtensile strength of bovine root dentin.  
Dent Mater J, 2002, 21: 73-82
- 75 Lui JL:** A case report of reattachment of fractured root fragment and resin-composite reinforcement in a compromised endodontically treated root.  
Dent Traumatol, 2001, 17: 227-230
- 76 Lutz F, Krejci I, Schüpbach P:** Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1993, 103: 137-149
- 77 Majorana A, Pasini S, Bardellini E, Keller E:** Clinical and epidemiological study of traumatic root fractures.  
Dent Traumatol, 2002, 18: 77-80
- 78 Marshall GW, Chang YJ, Saeki K, Gansky SA, Marshall SJ:** Citric acid etching of several sclerotic dentin lesions: an AFM study.  
J Biomed Mat Res, 2000, 49: 338-344
- 79 Martens LC, Beyls HMF, De Craene LG:** Reattachment of the original fragment after vertical crown fracture of a permanent central incisor.  
J Pedod, 1988, 13: 53-62
- 80 Marx R, Haass C:** Zug-oder Schertest--welcher Test ist für den Verbund Metall/Keramik aussagekräftiger.  
Dtsch Zahnärztl Z, 1992, 47: 165-168

- 81 Miles DA, Anderson RW, Pashley DH:** Evaluation of the bond strengths of dentin bonding agents used to seal resected root apices.  
J Endodon, 1994, 20: 538-541
- 82 Mitchem JC, Gronas DG:** Effect of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives.  
J Am Dent Assoc, 1986, 113: 285
- 83 Miyazaki M, Oshida Y, Onose H:** Dentin bonding systems: factors affecting bond strength.  
Modern trends in adhesive dentistry. Proceedings of the adhesive dentistry forum, 1999: 55-73
- 84 Montes MAJR, De Goes MF, Da Cunha MRB, Soares AB:** A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats.  
J Dent, 2001, 29: 435-441
- 85 Morin DL, Cross M, Voller VR et al.:** Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis.  
Dent Mater, 1988, 4: 77-84
- 86 Nakabayashi N:** Bonding of restorative materials to dentin: the present status in Japan.  
Int Dent J, 1985, 35: 145
- 87 Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N:** Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism.  
J Esthet Dent, 1991, 3: 133-138

- 88 Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH:** Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives.  
J Dent Res, 1995, 74: 1679-1688
- 89 Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami M, Pashley DH:** Effect of moist versus dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus.  
J Dent Res, 1999, 78: 1298-1303
- 90 Nakajima M, Takada T, Tagami J, Hosoda H:** A study on bonding to dentine in various teeth and sites.  
Japan J Conserv Dent, 1991, 34: 266-274
- 91 Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T:** Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test.  
J Dent Res, 1983, 10: 1076-1081
- 92 Naumann M:** Restaurationsmöglichkeiten unkomplizierter Frantzzahnfrakturen mit Dentinbeteiligung–eine vergleichende in-vitro-Untersuchung.  
Med Diss, Würzburg, 2000
- 93 Oilo G:** Bond strength testing-what does it mean?  
Int Dent J, 1993, 43: 492-498
- 94 Oilo G, Olsson S:** Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods.  
Dent Mater, 1990, 6: 138
- 95 Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen J:** Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel.  
Am J Orthod Dentofac Orthod, 1997, 112: 502-506

- 96 **Öztan MD, Sonat B:** Repair of untreated horizontal root fractures: two case reports.  
Dent Traumatol, 2001, 17: 240-243
- 97 **Pantke A, Schüttler D, Hüttemann RW, Pantke H:** Vergleichende Untersuchungen verschiedener Methoden zur Beurteilung von Oberflächenstrukturen präparierter Zähne.  
Dtsch Zahnärztl Z, 1985, 40: 368-391
- 98 **Pashley DH, Carvalho RM:** Dentine permeability and dentine adhesion.  
J Dent, 1997, 25: 355-372
- 99 **Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA:** Permeability of dentin to adhesive resin.  
Quint Int, 1993, 24: 618-631
- 100 **Pashley DH, Hidehiko S, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM:** Adhesion testing of dentin bonding agents: a review.  
Dent Mater, 1995, 11: 117-125
- 101 **Pashley DH, Sano H, Yoshiyama M, Ciucchi B, Carvalho RM:** Dentin, a dynamic bonding substrate: The effects of dentin variables on resin adhesion. In: Proceedings of the International Conference on Dentin/Pulp Complex 1995 and the International Meeting on Clinical Topics of Dentin/Pulp Complex. Tokyo: Quintessence, 1996: 11-21
- 102 **Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH:** Comparison of in-vivo vs. in-vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth.  
J Dent Res, 1988, 67: 467-470

- 103 Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH:** Bond strength to superficial, intermediate and deep dentin in-vivo with four dentin bonding systems.  
Dent Mater, 1993, 9: 19-22
- 104 Perdigao J, Lapes M:** Dentin bonding--questions for the new millennium.  
J Adhes Dent, 1999, 1: 191-209
- 105 Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW:** The effect of a re-wetting agent on dentin bonding.  
Dent Mater, 1999, 15: 285-295
- 106 Perinka L, Sano H, Hosoda H:** Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs: bond strength of dentin adhesives.  
Dent Mater, 1992, 8: 229-233
- 107 Pietrokovski J, Lantzman E:** Complicated crown fractures in adults.  
J Prosthet Dent, 1973, 30: 801-807
- 108 Pilecki P, Stone DG, Sherriff M, Watson TF:** Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems.  
J Oral Rehabil., 2005, 32: 531-540
- 109 Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson CL:** Dentin permeability and bond quality as affected by new bonding systems.  
J Dent, 1995, 23: 217-226
- 110 Prati C, Pashley DH:** Dentin wetness, permeability thickness and bond strength of adhesive systems.  
Am J Dent, 1992, 5: 33-38

- 111 Prévost AP, Fuller JL, Peterson LC:** The use of an intermediate resin in the acid-etch procedure: retentive strength, mikroleakage, and failure mode analysis.  
J Dent Res, 1982, 61: 412-418
- 112 Retief DH:** Standardizing laboratory adhesion tests.  
Am J Dent, 1991, 4: 231-236
- 113 Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR:** Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies.  
Am J Dent, 1990, 3: 253-258
- 114 Reuggenberg FA:** Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature.  
Dent Mater, 1992, 7: 2-10
- 115 Rix DW, Foley TF, Mamandras AH:** A comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass filled GIC.  
Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001, 119: 36-42
- 116 Ruse ND, Shew R, Fedouk D:** In-vitro fatigue testing of a dental bonding system on enamel.  
J Biomed Mat Res, 1995, 29: 411-415
- 117 Ruse ND, Smith DC:** Adhesion to bovine dentin—surface characterization.  
J Dent Res, 1991, 70: 1002
- 118 Sakaki T, Fukushima T, Kawai S, Matsumoto M:** Effect of physical properties of direct bonding adhesives on bonding to etched enamel.  
J Prosthet Dent, 1994, 71: 552-559

- 119 Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH:** Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites.  
Dent Mater, 2001, 17: 542-556
- 120 Sano H, Ciucchi B, Matthews W, Pashley D:** Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin.  
J Dent Res, 1994, 73: 1205-1211
- 121 Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH:** Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test.  
Dent Mater, 1994, 10: 236-240
- 122 Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH:** Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin.  
J Dent Res, 1995, 74: 1093-1102
- 123 Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Tagami J, Pashley DH:** Long-term durability of dentin bonds made with a self etching primer, in vivo.  
J Dent Res, 1999, 78: 906-911
- 124 Schmidseeder J (ed.):** Ästhetische Zahnmedizin, Bd. 15.  
1998  
Georg Thieme Verlag, Stuttgart/New York: 85-114
- 125 Schroeder HE (ed.):** Pathobiologie oraler Strukturen.  
1983,  
Karger-Verlag, Basel
- 126 Shigeru U, Finger WJ:** Effect of acid etchant composition and etch duration on enamel loss and resin composite bonding.  
Am J Dent, 1995, 8: 165-169

- 127 Sidhu SK, Soh G, Henderson LJ:** Effect of dentin age on effectiveness of dentin bonding agents.  
Oper Dent, 1991, 16: 218-222
- 128 Sneddon IN (ed.):** The distribution of stress in adhesive joints.  
1961  
Oxford University Press, Oxford: 207-253
- 129 Söderholm KJM:** Correlation of in-vivo and in-vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials.  
Dent Mater, 1991, 7: 74-83
- 130 Spencer P, Byerley TJ, Eick JD, Witt JD:** Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by Fourier Transform Infrared Photoacoustic Spectroscopy.  
Dent Mater, 1992, 8: 10
- 131 Stanford JW, Sabri Z, Jose S:** A comparison of the effectiveness of dentin bonding agents.  
Int Dent J, 1985, 35: 139-144
- 132 Strickland SS, Retief DH, Russell CM, Denys FR:** Gluma shear bond strength to enamel and dentin treated with pyruvic acid and glycine.  
Am J Dent, 1992, 5: 97-102
- 133 Suzuki T, Finger WJ:** Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resin.  
Dent Mater, 1988, 4: 379
- 134 Swift EL Jr.:** Dentin/enamel adhesives: review of the literature.  
Pediatr Dent, 2002, 24: 456-461

- 135 Swift EL Jr., Bayne SC:** Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive.  
Am J Dent, 1997, 10: 184-188
- 136 Swift EL Jr., Perdigao J, Heymann HO:** Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995.  
Quint Int, 1995, 26: 95-110
- 137 Swift EL Jr., Triolo PT Jr., Barkmeier WW, Bird IL, Bounds SJ:** Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives.  
Am J Dent, 1996, 9: 100-104
- 138 Tagami J, Tao L, Pashley DH:** Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins.  
Dent Mater, 1990, 6: 45-50
- 139 Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PNR, Sano H:** Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin.  
Dent Mater, 2002, 18: 263-268
- 140 Tam LE, Pilliar RM:** Fracture toughness of dentin/resin-composite adhesive interface.  
J Dent Res, 1993, 72: 953-959
- 141 Tam LE, Pilliar RM:** Effects of dentin surface treatments on the fracture toughness and tensile bond strength of a dentin-composite adhesive interface.  
J Dent Res, 1994, 73: 1530-1538
- 142 Tam LE, Yim D:** Effect of dentine depth on the fracture toughness of dentine-composite adhesive interfaces.  
J Dent, 1997, 25: 339-346

- 143** Tantbirojn D, Cheng Y-S, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH: Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion?  
J Dent Res, 2000, 79: 41-48
- 144** Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ: Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems.  
Dent Mater, 2000, 16: 180-187
- 145** Tao L, Pashley DH: Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position.  
Dent Mater, 1988, 4: 371
- 146** Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY: Variability in microleakage observed in total-etch wet-bonding technique under different handling conditions.  
J Dent Res, 1995, 74: 1168-1178
- 147** Terata R, Minami K, Kubota M: Conservative treatment for root fracture located very close to the gingiva.  
Dent Traumatol, 2005, 21: 111-114
- 148** Thoms LM, Nicholls JI, Brudvik JS, Kydd WL: The effect of dentin primer on the tensile bond strength to human enamel.  
Int J Prosthodont, 1994, 7: 403-409
- 149** Tyler M, Charbeneau G, Dennison J, Heys D, Fitzgerald M: In vivo and in vitro tensile bond strengths of glassionomer cements.  
J Dent Res, 1987, 66: 112
- 150** Tziafas D, Margelos I: Repair of untreated root fracture: a case report.  
Endod Dent Traumatol, 1993, 9: 40-43

- 151 Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:** Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin.  
J Dent, 1994, 22: 141-146
- 152 Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:** Dentinhaftung: Mechanismus und klinische Resultate.  
Dtsch Zahnärztl Z, 1994, 49: 977-984
- 153 Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:** Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems.  
J Dent Res, 1992, 71: 1530-1540
- 154 Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S:** The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin.  
J Dent Res, 1991, 70: 889
- 155 Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G:** A critique of bond strength measurements.  
J Dent, 1989, 17: 61-67
- 156 Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH:** Why do shear bond tests pull out dentin?  
J Dent, 1997, 17: 61-67
- 157 Watanabe I, Nakabayashi N:** Measurement methods for adhesion to dentine: The current status in Japan.  
J Dent, 1994, 22: 67-72
- 158 Watanabe LG, Marshall GW Jr., Marshall SJ:** Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location.  
Dent Mater, 1996, 12: 109-115

- 159 Watson TF:** A confocal optical microscope study of the morphology of the tooth/restoration interface using Scotchbond 2 dentin adhesive.  
J Dent Res, 1989, 68: 1124-1131
- 160 Williams KR, Edmundson JT, Rees JS:** Finite element stress analysis of restored teeth.  
Dent Mater, 1987, 3: 200-206
- 161 Woronko GA, St Germain HA, Meiers JC Jr.:** Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel.  
Oper Dent, 1996, 21: 116-121
- 162 Worthington RB, Murchison DF, Vandewalle KS:** Incisal edge reattachment: The effect of preparation utilization and design.  
Quint Int, 1999, 30: 637-643
- 163 Xie J, Powers JM, McGuckin RS:** In-vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions.  
Dent Mater, 1993, 9: 295-299
- 164 Yates JA:** Root fractures in permanent teeth: a clinical review.  
Int Endod J, 1992, 25: 150-157
- 165 Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer P, Pashley D:** Regional bond strengths of resins to human root dentine.  
J Dent, 1996, 24: 435-442
- 166 Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH:** Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin.  
J Dent Res, 1996, 75: 1404-1413

- 167** Yoshiyama M, Sano M, Ebisu S, Tagami I, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH: Regional bond strength of bonding agents to cervical sclerotic root dentin.  
J Dent Res, 1998, 75: 1404-1413
- 168** Zachrisson BU, Jacobsen I: Long-term prognosis of 66 permanent anterior teeth with root fractures.  
Scand J Dent Res, 1975, 83: 345-354

---

## 8 Anhang

### 8.1 Messprotokolle

#### Legende der unten folgenden Messprotokolle:

##### 1.) Allgemein:

- B Basis
- F Fragment
- Ad Adhäsiv (bzw. fließfähiges Komposit)
- D Dentin
- SF Schnittfläche von Bruchfläche (Basis) und Bruchfläche (Fragment)

Gruppen-Nr.	Material (Hersteller)	n (Zähne)
1	OptiBond FL <sup>®</sup> (Kerr)	14
2	Syntac <sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent)	14
3	Adhese <sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent)	14
4	Adper <sup>®</sup> Prompt <sup>®</sup> L-Pop <sup>®</sup> (3M ESPE)	14
5	OptiBond FL <sup>®</sup> (Kerr) + Tetric <sup>®</sup> Flow (Vivadent)	14
6 *	OptiBond FL <sup>®</sup> (Kerr) + Tetric <sup>®</sup> Flow (Vivadent)	3

\* = bei Dentinabsplitterung oder bei mehreren Dentinfragmenten

##### 2.) Tabelle 1 (Mit Adhäsiv (bzw. fließfähigem Komposit) bedeckte Flächenanteile):

Zahn-Nummer

Durchmesser Durchmesser der Schnittfläche SF

Ad B absolute mit Adhäsiv (bzw. fließfähigem Komposit) bedeckte  
Bruchflächenanteile der Basis

% Anteil Ad B an SF

Ad F	absolute mit Adhäsiv (bzw. fließfähigem Komposit) bedeckte Bruchflächenanteile des Fragments
%	Anteil Ad F an SF

3.) Tabelle 2 (Flächenanteile frei von Adhäsiv (bzw. fließfähigem Komposit)):

Zahn-Nummer

Durchmesser Durchmesser der Schnittfläche SF

D B	absolute Dentin-Flächen auf der Bruchfläche der Basis
%	Anteil D B an SF

D F	absolute Dentin-Flächen auf der Bruchfläche des Fragments
%	Anteil D F an SF

4.) Tabelle 3 (Schnittflächen):

Zahn-Nummer

Durchmesser Durchmesser der Schnittfläche SF

kohäsiv im Ad	absolute Fläche Kohäsivbruch im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)
%	Anteil an SF

kohäsiv in B/F	absolute Fläche Kohäsivbruch in Basis oder Fragment (experimentell nicht unterscheidbar)
%	Anteil an SF

adhäsiv (B+F)	absolute Fläche Adhäsivbruch (zur Basis und zum Fragment)
%	Anteil an SF

## Messprotokolle

Tabelle 1: Mit Adhäsiv (bzw. fließfähigem Komposit) bedeckte Flächenanteile

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	Ad B [mm <sup>2</sup> ]	%	Ad F [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 1 (n = 14)</b>					
1	3,6	10,65	100	10,65	100
7	5,3	27,12	100	27,12	100
16	3,4	14,54	96,68	14,7	97,74
22	4,3	22,61	99,25	22,78	100
26	4,4	25,94	100	25,94	100
27	3,8	13,05	100	12,52	95,94
34	4,4	14,92	100	14,92	100
38	4,9	13,35	100	13,35	100
39	4,2	9,97	75,19	9,96	75,11
43	3,2	9,26	100	9,26	100
51	4,4	20,08	99,31	20,22	100
54	5,4	38,92	100	38,71	99,46
55	5,6	22,23	100	0	0
71	4,8	24,84	100	24,84	100

<b>GRUPPE 2 (n = 14)</b>					
4	6,9	30,98	100	30,98	100
8	4,3	21,49	100	21,49	100
10	4,8	13,6	96,59	14,08	100
13	3,3	14,71	100	14,71	100
14	5,6	19,3	100	17,79	92,18
24	4	10,29	100	10,29	100
25	4,5	20,41	97,7	20,89	100
37	4,5	22,75	100	22,08	97,05
48	4,7	12,98	88	12,88	87,32
49	3,3	4,94	34,19	1,05	7,27
53	5,3	13,24	74,51	17,77	100
58	5,5	21,95	100	21,95	100
59	4	22,02	100	22,02	100
72	5,6	0	0	1,34	6,69

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	Ad B [mm <sup>2</sup> ]	%	Ad F [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 3 (n = 14)</b>					
3	4	18,46	100	18,46	100
11	3,7	11,7	96,72	12,1	100
15	3,6	13,55	100	13,55	100
21	4,2	18,84	100	10,24	54,35
28	5,4	18,35	74,11	24,76	100
33	3,5	11,82	91,63	12,02	93,18
40	3,8	13,16	95,43	12,79	92,75
41	5,3	20,51	76,33	21,23	79,01
42	3,8	10,33	75,07	10,79	78,42
52	4,9	18,17	94	18,43	94,88
56	5,2	26,06	90,68	25,78	89,7
57	4,3	20,84	100	20,84	100
70	5,5	31,74	99,78	31,81	100
73	4,7	22,98	100	22,98	100

<b>GRUPPE 4 (n = 14)</b>					
2	5	17,77	100	17,77	100
12	6,3	18,65	77,39	22,57	93,65
19	5,1	7,39	33,24	6,89	30,99
20	3,6	10,91	100	10,91	100
31	7	0	0	22,18	100
32	3,8	15,2	100	14,9	98,03
45	4,9	14,68	92,15	15,7	98,56
46	4,9	21,84	82,7	24,71	93,56
47	5,4	29,97	98,33	30,48	100
50	3,6	0	0	19,04	100
62	4,1	14,65	100	14,65	100
65	5,1	31,16	100	31,16	100
68	4,1	24,86	100	0	0
69	4,4	16,19	100	0	0

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	Ad B [mm <sup>2</sup> ]	%	Ad F [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 5 (n = 14)</b>					
6	4,2	19,13	100	19,13	100
17	3,5	16,79	100	16,79	100
23	5,6	30,51	100	30,51	100
29	6	25,62	100	25,62	100
30	4,9	21,5	100	21,5	100
35	3,9	13,49	100	13,49	100
36	4,8	21,58	89,92	24	100
44	5,6	18,99	100	18,99	100
60	3	7,5	100	7,5	100
61	4,5	12,63	100	12,63	100
63	4,6	20,1	100	20,1	100
64	3,6	0,7	6,19	8,25	73,01
66	3,7	12,25	100	12,25	100
67	5,8	0,49	1,98	24,8	100

<b>GRUPPE 6 (n = 3)</b>					
5	nicht auswertbar				
9	3,8	13,42	100	13,42	100
18	3,8	10,1	100	8,37	82,87

Tabelle 2: Flächenanteile frei von Adhäsiv (bzw. fließfähigem Komposit)

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	D B [mm <sup>2</sup> ]	%	D F [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 1 (n = 14)</b>					
1	3,6	0	0	0	0
7	5,3	0	0	0	0
16	3,4	0,5	3,32	0,34	2,26
22	4,3	0,17	0,75	0	0
26	4,4	0	0	0	0
27	3,8	0	0	0,53	4,06
34	4,4	0	0	0	0
38	4,9	0	0	0	0
39	4,2	3,29	24,81	3,3	24,89
43	3,2	0	0	0	0
51	4,4	0,14	0,69	0	0
54	5,4	0	0	0,21	0,54
55	5,6	0	0	22,23	100
71	4,8	0	0	0	0

<b>GRUPPE 2 (n = 14)</b>					
4	6,9	0	0	0	0
8	4,3	0	0	0	0
10	4,8	0,48	3,41	0	0
13	3,3	0	0	0	0
14	5,6	0	0	1,51	7,82
24	4	0	0	0	0
25	4,5	0,48	2,3	0	0
37	4,5	0	0	0,67	2,95
48	4,7	1,77	12	1,87	12,68
49	3,3	9,51	65,81	13,4	92,73
53	5,3	4,53	25,49	0	0
58	5,5	0	0	0	0
59	4	0	0	0	0
72	5,6	20,03	100	18,69	93,31

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	D B [mm <sup>2</sup> ]	%	D F [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 3 (n = 14)</b>					
3	4	0	0	0	0
11	3,7	0,4	3,28	0	0
15	3,6	0	0	0	0
21	4,2	0	0	8,6	45,65
28	5,4	6,41	25,89	0	0
33	3,5	1,08	8,37	0,88	6,82
40	3,8	0,63	4,57	1	7,25
41	5,3	6,36	23,67	5,64	20,99
42	3,8	3,43	24,93	2,97	21,58
52	4,9	1,16	6	0,99	5,12
56	5,2	2,68	9,32	2,96	10,3
57	4,3	0	0	0	0
70	5,5	0,07	0,22	0	0
73	4,7	0	0	0	0

<b>GRUPPE 4 (n = 14)</b>					
2	5	0	0	0	0
12	6,3	5,45	22,61	1,53	6,35
19	5,1	14,84	66,76	15,34	69,01
20	3,6	0	0	0	0
31	7	22,18	100	0	0
32	3,8	0	0	0,3	1,97
45	4,9	1,25	7,85	0,23	1,44
46	4,9	4,57	17,3	1,7	6,44
47	5,4	0,51	1,67	0	0
50	3,6	19,04	100	0	0
62	4,1	0	0	0	0
65	5,1	0	0	0	0
68	4,1	0	0	24,86	100
69	4,4	0	0	16,19	100

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	D B [mm <sup>2</sup> ]	%	D F [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 5 (n = 14)</b>					
6	4,2	0	0	0	0
17	3,5	0	0	0	0
23	5,6	0	0	0	0
29	6	0	0	0	0
30	4,9	0	0	0	0
35	3,9	0	0	0	0
36	4,8	2,42	10,08	0	0
44	5,6	0	0	0	0
60	3	0	0	0	0
61	4,5	0	0	0	0
63	4,6	0	0	0	0
64	3,6	10,6	93,81	3,05	26,99
66	3,7	0	0	0	0
67	5,8	24,31	98,02	0	0

<b>GRUPPE 6 (n = 3)</b>					
5	nicht auswertbar				
9	3,8	0	0	0	0
18	3,8	0	0	1,73	17,13

Tabelle 3: Schnittflächen

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	kohäsiv im Ad [mm <sup>2</sup> ]	%	kohäsiv in B/F [mm <sup>2</sup> ]	%	adhäsiv (B+F) [mm <sup>2</sup> ]	%
GRUPPE 1 (n = 14)							
1	3,6	10,65	100	0	0	0	0
7	5,3	27,12	100	0	0	0	0
16	3,4	14,52	96,54	0,32	2,12	0,2	1,34
22	4,3	22,61	99,25	0	0	0,17	0,75
26	4,4	25,94	100	0	0	0	0
27	3,8	12,52	95,94	0	0	0,53	4,06
34	4,4	14,92	100	0	0	0	0
38	4,9	13,35	100	0	0	0	0
39	4,2	9,85	74,28	3,18	23,98	0,23	1,74
43	3,2	9,26	100	0	0	0	0
51	4,4	20,08	99,31	0	0	0,14	0,69
54	5,4	38,71	99,46	0	0	0,21	0,54
55	5,6	0	0	0	0	22,23	100
71	4,8	24,84	100	0	0	0	0

GRUPPE 2 (n = 14)							
4	6,9	30,98	100	0	0	0	0
8	4,3	21,49	100	0	0	0	0
10	4,8	13,6	96,59	0	0	0,48	3,41
13	3,3	14,71	100	0	0	0	0
14	5,6	17,79	92,18	0	0	1,51	7,82
24	4	10,29	100	0	0	0	0
25	4,5	20,41	97,7	0	0	0,48	2,3
37	4,5	22,08	97,05	0	0	0,67	2,95
48	4,7	12,56	85,15	1,45	9,83	0,74	5,02
49	3,3	0,15	1,04	8,61	59,58	5,69	39,38
53	5,3	13,24	74,51	0	0	4,53	25,49
58	5,5	21,95	100	0	0	0	0
59	4	22,02	100	0	0	0	0
72	5,6	0	0	18,69	93,31	1,34	6,69

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	kohäsiv im Ad [mm <sup>2</sup> ]	%	kohäsiv in B/F [mm <sup>2</sup> ]	%	adhäsiv (B+F) [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 3 (n = 14)</b>							
3	4	18,46	100	0	0	0	0
11	3,7	11,7	96,72	0	0	0,4	3,28
15	3,6	13,55	100	0	0	0	0
21	4,2	10,24	54,35	0	0	8,6	45,65
28	5,4	18,35	74,11	0	0	6,41	25,89
33	3,5	11,41	88,45	0,47	3,64	1,02	7,91
40	3,8	12,67	91,88	0,51	3,7	0,61	4,42
41	5,3	20,04	74,58	5,17	19,24	1,66	6,18
42	3,8	10,15	73,76	2,79	20,27	0,82	5,97
52	4,9	18	93,12	0,82	4,24	0,51	2,64
56	5,2	23,32	81,14	0,22	0,76	5,2	18,1
57	4,3	20,84	100	0	0	0	0
70	5,5	31,74	99,78	0	0	0,07	0,22
73	4,7	22,98	100	0	0	0	0

<b>GRUPPE 4 (n = 14)</b>							
2	5	17,77	100	0	0	0	0
12	6,3	18,63	77,3	1,51	6,26	3,69	16,44
19	5,1	6,7	30,14	14,65	65,91	0,88	3,95
20	3,6	10,91	100	0	0	0	0
31	7	0	0	0	0	22,18	100
32	3,8	14,9	98,03	0	0	0,3	1,97
45	4,9	14,68	92,15	0,23	1,45	1,02	6,4
46	4,9	21,81	82,58	1,67	6,32	2,93	11,1
47	5,4	29,97	98,33	0	0	0,51	1,67
50	3,6	0	0	0	0	19,04	100
62	4,1	14,65	100	0	0	0	0
65	5,1	31,16	100	0	0	0	0
68	4,1	0	0	0	0	24,86	100
69	4,4	0	0	0	0	16,19	100

Zahn-Nr.	Durchmesser [mm]	kohäsiv im Ad [mm <sup>2</sup> ]	%	kohäsiv in B/F [mm <sup>2</sup> ]	%	adhäsiv (B+F) [mm <sup>2</sup> ]	%
<b>GRUPPE 5 (n = 14)</b>							
6	4,2	19,13	100	0	0	0	0
17	3,5	16,79	100	0	0	0	0
23	5,6	30,51	100	0	0	0	0
29	6	25,62	100	0	0	0	0
30	4,9	21,5	100	0	0	0	0
35	3,9	13,49	100	0	0	0	0
36	4,8	21,58	89,92	0	0	2,42	10,08
44	5,6	18,99	100	0	0	0	0
60	3	7,5	100	0	0	0	0
61	4,5	12,63	100	0	0	0	0
63	4,6	20,1	100	0	0	0	0
64	3,6	0,57	5,04	2,92	25,84	7,81	69,12
66	3,7	12,25	100	0	0	0	0
67	5,8	0,49	1,98	0	0	24,31	98,02

<b>GRUPPE 6 (n = 3)</b>							
5	nicht auswertbar						
9	3,8	13,42	100	0	0	0	0
18	3,8	8,37	82,87	0	0	1,73	17,13

Farbe der Zahn-Nr.	Frakturmodus
grün	reine Adhäsivfraktur
blau	reine Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)
rot	reine Kohäsivfraktur im Dentin
rosa	gemischte Fraktur

## Ergebnisse

Gruppe	Frakturmodus	Prozentsatz [%]
1 (n = 14)	Adhäsivfraktur	7,8
	Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	90,34
	Kohäsivfraktur im Dentin	1,86
2 (n = 14)	Adhäsivfraktur	6,65
	Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	81,73
	Kohäsivfraktur im Dentin	11,62
3 (n = 14)	Adhäsivfraktur	8,59
	Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	87,71
	Kohäsivfraktur im Dentin	3,7
4 (n = 14)	Adhäsivfraktur	31,54
	Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	62,75
	Kohäsivfraktur im Dentin	5,71
5 (n = 14)	Adhäsivfraktur	12,66
	Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	85,49
	Kohäsivfraktur im Dentin	1,84
6 (n = 3)	Adhäsivfraktur	8,57
	Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	91,43
	Kohäsivfraktur im Dentin	0

Gesamt: alle Zähne (n = 73, davon 72 auswertbar):

Frakturmodus	Prozentsatz [%]
Adhäsivfraktur	12,64
Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	83,24
Kohäsivfraktur im Dentin	4,12

Gruppe	Frakturmodus	Prozentsatz [%]
1 (n = 14)	komplette Adhäsivfraktur	7,1
	komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	50
	komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
	gemischte Fraktur	42,9
2 (n = 14)	komplette Adhäsivfraktur	0
	komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	42,9
	komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
	gemischte Fraktur	57,1
3 (n = 14)	komplette Adhäsivfraktur	0
	komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	28,6
	komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
	gemischte Fraktur	71,4
4 (n = 14)	komplette Adhäsivfraktur	28,6
	komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	28,6
	komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
	gemischte Fraktur	42,8
5 (n = 14)	komplette Adhäsivfraktur	0
	komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	78,6
	komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
	gemischte Fraktur	21,4
6 (n = 3)	komplette Adhäsivfraktur	0
	komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	50
	komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
	gemischte Fraktur	50

Gesamt: alle Zähne (n = 73, davon 72 auswertbar):

Frakturmodus	Prozentsatz [%]
komplette Adhäsivfraktur	6
komplette Kohäsivfraktur im Adhäsiv (bzw. fließfähigen Komposit)	46,5
komplette Kohäsivfraktur im Dentin	0
gemischte Fraktur	47,5

## 8.2 Herstellerliste

### 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
Heliobond®	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan Chargen-Nr.: F50424
Kochsalzlösung, isotonisch	Fresenius AG, D-61343 Bad Homburg
MIRA-2-Ton®	Hager & Werken GmbH & Co. KG, D-47006 Duisburg
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® 4071	Heraeus Kulzer GmbH, D-61273 Wehrheim/Ts

Tetric flow®	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan Chargen-Nr.: F57610/ G02404
Ultraetch® (37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	Ultradent Products, Inc., USA-Utah 84095
<b>Geräte:</b>	
Digitalkamera, Canon EOS 300D®	Canon inc., Tokio 146-8501 Japan
Makroobjektiv, Canon MACRO PHOTO LENS, MP-E 65mm F2.8 1-5x®	Canon inc., Tokio 146-8501 Japan
Mikroskop (binokular): Vergrößerung: Okular: 4-fach Objektiv: 10-fach	Dr. G. Schuchardt, D-37085 Göttingen
<b>Software:</b>	
Adobe Photoshop 8.0.1.	Adobe Systems GmbH, D-80992 München
Canon Utilities - Remote Capture 2.6	Canon inc., Tokio 146-8501 Japan
SPSS 15.0	SPSS GmbH Software, D-80339 München
Nemetschek Allplan FT V17	Nemetschek Bausoftware GmbH, D-28832 Achim





## Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. B. Klaiber für die Überlassung des Dissertationsthemas und die Übernahme des Referates.

Frau OÄ Dr. C. Anding möchte ich für konstruktive Kritik und fachliche Unterstützung vielmals danken.

Herrn PD Dr. U. Gbureck danke ich für die Verfassung des Korreferates.

Ich bedanke mich herzlich bei Herrn A. Spahn vom Rechenzentrum Würzburg für die überaus geduldige Hilfe und Beratung bei der mathematisch-statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Weiterhin gilt mein besonderer Dank Herrn Dipl.-Ing. H. Berger, dessen sachkundige Ratschläge bei der Handhabung des *Nemetschek*-Programms und der Überwindung sonstiger Computertyranneien unerschöpflich und unentbehrlich waren.

Abschließend, aber nicht zuletzt, danke ich Nicola Gründel, die mit fachlichen Diskussionen das Vorantreiben dieser Arbeit ungemein förderte.



## Lebenslauf

Ulla Straßberger

- 20.03.1981 geboren in Rothenburg o.d.T  
als Tochter der Lehrerin Christl Straßberger  
und des Studiendirektors Joachim Straßberger
- 1987-1991 Besuch der Luitpold-Grundschule, Rothenburg o.d.T
- 1991-2000 Besuch des Mathematisch-naturwissenschaftlichen  
Reichsstadt-Gymnasiums in Rothenburg o.d.T., Abitur
- 2000-2006 Studium der Zahnheilkunde an der Julius-Maximilians-  
Universität zu Würzburg, Staatsexamen
- seit 01.2007 Assistenz Zahnärztin in einer Zahnarztpraxis, Immenstadt im  
Allgäu

Immenstadt im Allgäu, den 30.10.2007



