

Universität Zürich
Zentrum für Zahnmedizin
Vorsteher: Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin

Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie (PPK)
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin

Arbeit unter Leitung von Dr. med. dent. Florian Wegehaupt

In vitro Untersuchung zur Haftkraft von „self-etch“ und „total-etch“ Adhäsivsystemen auf intrinsisch und extrinsisch erodiertem bovinem Dentin

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Tina Stephanie Utzinger
von Trub BE

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin
Zürich 2014

Meinem Ehemann Dr. phil. André Utzinger gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	2
3. Literaturübersicht	4
3.1. Anatomie des Dentins	4
3.1.1 Struktur des Dentins	4
3.1.2 Zusammensetzung des Dentins	6
3.1.3 Vitalität des Dentins	7
3.2 Erosionen	8
3.2.1 Definition	8
3.2.2 Biologische Integrität	9
3.2.3 Klassifikation	9
3.2.4 Prävalenz	12
3.2.5 Extrinsische Erosionen	13
3.2.6 Intrinsische Erosionen	16
3.2.7 Chemie der Erosion	17
3.2.8 Prävention	18
3.3 Dentinadhäsion	19
3.3.1 Dentinadhäsivsysteme	20
3.3.2 Klassifizierung der Dentinadhäsive	24
3.4 Adhäsion auf erodiertem Dentin	32
4. Versuchsplan	33
5. Material und Methode	35
5.1 Herstellung der Dentinproben	35
5.2 Der künstliche Mund	37
5.3 Bestandteile des künstlichen Speichels	39
5.4 Adhäsivsysteme	40

5.5	Füllungsmethode	41
5.6	Thermocycling	43
5.7	Scherfestigkeit am Dentin	43
5.8	Bruchanalyse	43
5.9	Statistische Analyse	44
6.	Ergebnisse	45
6.1	Haftkräfte	45
6.2	Bruchanalyse	48
7.	Diskussion	49
7.1	Diskussion der Methodik	49
7.2	Diskussion der Ergebnisse	53
8.	Schlussfolgerung	55
9.	Anhang	56
10.	Literaturliste	57
11.	Danksagung	71
12.	Curriculum Vitae	72

1. Zusammenfassung

Ziel der Studie: In der vorliegenden Studie wurde untersucht, welchen Einfluss extrinsische und intrinsische Erosionen auf die Haftkraft von Kompositen an Dentin bei Anwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme ausüben.

Material und Methodik: Sechzig Rinderdentinproben wurden in einem künstlichen Mund acht Tage einem De- und Remineralisations-Zyklus unterworfen. Pro Tag erfolgte für je sechsmal für 2 min eine Demineralisations-Phase. Über Nacht wurden die Proben remineralisiert. Zudem wurden die Proben zweimal am Tag für 15 s mit einer Zahnbürste und Zahnpasta gebürstet. Die Proben der Gruppe mit intrinsischen Erosionen wurden mit Salzsäure pH 1.6 und Pepsin 1.5 mg/ml erodiert. Die Proben der Gruppe mit extrinsischen Erosionen wurden mit Zitronensäure pH 2.3 behandelt. Zusätzlich wurde eine Kontrollgruppe mit Proben, die unbehandelt blieben, gebildet. Innerhalb der Gruppen wurde je zwei gleich grosse Untergruppen gebildet. Bei der einen Untergruppe wurde das Adhäsivsystem OptiBond™ All-In-One und bei der anderen das OptiBond™ FL angewendet. Auf die so vorbehandelten Proben wurden Kompositzylinder (Filtek, 3M ESPE, St. Paul, MN, Vereinigte Staaten) polymerisiert. Nach dem Thermocycling (5'000 Zyklen à 2 min, Grenztemperaturen 5 °C und 55 °C) wurden die Kompositzylinder in eine Universalprüfmaschine abgeschert. Die dabei notwendigen Kräfte wurden registriert und statistisch ausgewertet.

Ergebnisse: Bei der Kontrollgruppe waren die Haftkräfte für das OptiBond™ All-In-One signifikant höher als für das OptiBond™ FL. Bei den extrinsischen Proben ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen. Bei diesen Proben schloss OptiBond™ All-In-One ebenfalls signifikant besser ab als OptiBond™ FL. Hingegen fand sich kein signifikanter Unterschied bei den intrinsischen Proben.

Im Weiteren zeichnete sich ein deutlicher Unterschied zwischen den extrinsischen und unbehandelten Proben einerseits und den intrinsischen Proben andererseits ab. Bei Verwendung des Adhäsivsystems OptiBond™ FL erzielten die intrinsischen Proben signifikant höhere Haftkräfte als die andern beiden Gruppen.

Schlussfolgerung: Schlussfolgernd kann man anhand der Ergebnisse der vorliegenden Studie festhalten, dass bei extrinsischen Erosionen OptiBond™ All-In-One zu höheren Haftkräften führt als OptiBond™ FL. Bei den intrinsischen Erosionen erzielten beide Adhäsivsysteme gleich hohe Haftkräfte.

2. Einleitung

Zahnhartsubstanzerosionen sind neben Karies und Abrasionen die Hauptursache für den Verlust von Zahnhartsubstanz. Dieser Verlust ist irreversibel. Erosionen können definiert werden als Zahnhartsubstanzverlust durch Säure, wenn die umgebende wässrige Lösung an Zahnmineralien ungesättigt ist (LARSEN, 1990).

Bei der Entstehung von Erosionen spielen sowohl endogene als auch exogene Faktoren eine Rolle. Zu den endogenen Faktoren zählen u.a. der Reflux von Magensäure oder häufiges Erbrechen bei Bulimia nervosa. Zu den exogenen Faktoren gehören der häufige Konsum säurehaltiger Lebensmittel sowie die berufsbedingte Säureexposition (LUSSI et al., 2005).

Dentaladhäsivsysteme werden als Dentin- und Schmelzhaftvermittler verwendet, um einen chemischen Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz und den Kompositmaterialien herzustellen. Die direkte Haftung zwischen Komposit und Dentin ist bis heute nicht möglich, weshalb der Aufbau der Dentinadhäsivsysteme mehrteilig ist und die Anwendung in mehreren Schritten erfolgt (LUTZ et al., 1993). Die Weiterentwicklung hat bis heute zu einer grossen und konstanten Verbesserung der Dentinhaftung geführt. Bisher sind jedoch noch nicht viele Erkenntnisse über die Haftung an erodiertem Dentin gemacht worden. Es gibt auch keine Erkenntnisse, ob die Haftkraft bei intrinsischen und extrinsischen Erosionen unterschiedlich ist. Durch Säuren und Chelatoren wie auch durch saure Monomere kommt es zu einer unterschiedlich stark ausgeprägten Freilegung des Kollagen-netzes im intertubulären Bereich. Durch Einfliessen des Adhäsivs und anschliessende Lichthärtung ergeben sich eine Durchflechtung des Kollagen-netzes und ein Einschluss der nicht weggelösten Hydroxylapatitkristalle durch das entstehende Polymernetz. Daraus resultiert eine klinisch relevante, biostabile Haftung. Die als Hybridlayer bezeichnete Schicht misst an Grenzflächen, die quer zur Tubuluslängsachse verlaufen, 6-30 µm und an parallelen Grenzflächen 2-5 µm (LUTZ et al., 1993).

In-vitro-Studien haben gezeigt, dass die Demineralisierung des Dentins nach HCL-Exposition (2%, pH 1.22) 25-30% höher ist als bei höher konzentrierter Zitronensäure-Exposition (5%, pH 1.76) (WHITE et al., 2001). GANSS et al. (2004) zeigten in einer In-vitro-Studie, dass sich nach enzymatischer Auflösung der organischen Matrix die Erosion signifikant erhöht. Dies kann durch das Enzym Pepsin geschehen, welches im Magensaft vorkommt. Dieser kann beim Erbrechen oder bei Reflux in die Mundhöhle gelangen.

Frühere Studien zeigten, dass wenn Dentin mehr als drei Tage dem Pepsin ausgesetzt wird, sich die organische Matrix des Dentins auflösen kann und somit die Demineralisierung begünstigt wird (SCHLUETER et al., 2007).

Dies lässt vermuten, dass die Art und Weise der Entstehung der Erosion eine Auswirkung auf die Haftkraft haben kann. Wie oben beschrieben hat das frei gelegte Kollagen einen Einfluss auf die Haftung. Auch das angewendete Adhäsivsystem („total-etch“ oder „self-etch“) könnte einen Einfluss auf die Haftkraft bei Erosionen haben.

Das Ziel dieser Studie war es, die Haftkraft mittels „shear bond strength“ auf intrinsisch und extrinsisch erodiertem Dentin mit unterschiedlichen Adhäsivsystemen, einmal mit einem „total-etch“ und einmal mit einem „self-etch“, zu untersuchen.

3. Literaturübersicht

3.1 Anatomie des Dentins

3.1.1 Struktur des Dentins

Die Hauptmasse der Zahnhartsubstanz wird vom Dentin gebildet, das dem einzelnen Zahn seine spezifische Gestalt gibt. Nach innen ummantelt es die Pulpa, nach aussen ist es koronal von Schmelz und apikal von Zement bedeckt (SCHRÖDER, 2000).

Die Bildung des Dentins erfolgt aus den Mesenchymzellen der Zahnpapille und somit aus dem Ektomesoderm (LINDE, 1987). Im Gegensatz zum Schmelz wird das Dentin während der gesamten Lebensdauer eines Zahnes gebildet. Das Dentin, welches bis zum Abschluss des Wurzelwachstums gebildet wird, heisst Orthodontin; nach dem Wurzelwachstum wird physiologisch gebildetes Dentin Sekundärdentin genannt (SCHRÖDER, 2000). Dentin, welches aufgrund äusserer Einflüsse wie Erosionen, Attritionen, Karies und Kavitätenpräparationen gebildet wird, nennt man Tertiärdentin (BAUMA, 1980). Das Dentin weist eine Dreischichtung aus Prädentin, zirkumpulpaem Dentin und Manteldentin auf (SCHRÖDER, 1976). Die Struktur des Dentins wird durch folgende Bauelemente geprägt (SCHRÖDER, 2000):

- (1) die Odontoblasten mit ihren Fortsätzen
- (2) die Dentinkanälchen und den periodontoblastischen Raum
- (3) das peritubuläre Dentin
- (4) das intertubuläre Dentin
- (5) das Manteldentin

(1) Odontoblasten

Die Odontoblasten liegen an der inneren Dentinoberfläche, d.h. an der Peripherie der Pulpa. Ob der Odontoblastenfortsatz das gesamte Dentin durchzieht oder nicht, ist Gegenstand wissenschaftlicher Kontroversen. Eine Reihe von raster- und transmissionselektronenmikroskopischen Untersuchungen an menschlichen Zähnen zeigte, dass die Odontoblastenfortsätze das Dentin nur bis zu einem Drittel durchziehen, während die restlichen zwei Drittel mit Flüssigkeit gefüllt sind (BRÄNNSTRÖM et al., 1972). Es hängt von der Präparationsmethode ab, wie weit sich der Odontoblastenfortsatz verfolgen lässt

(MANIATOPULOS und SMITH, 1983; LA FLECHE et al., 1985). Bis heute ist die Frage ungeklärt, wie weit die Odontoblastenfortsätze das Dentin durchziehen (HELLWIG et al., 1999).

Die Fortsätze können bis zu 5 mm lang sein, je nach Dicke des Dentins. Auch ihr Durchmesser ist variabel: Im Prädentin (4-5 μm) ist er grösser als im pulpafernen und pulpanahen Dentin (SCHRÖDER, 2000). Den Fortsätzen entspringen 0.35-0.6 μm dicke Seitenäste, sogenannte Mikrovilli. Diese reichen weit ins intertubuläre Dentin und stehen dort im Verbindung mit den Mikrovilli benachbarten Odontoblastenfortsätzen (KAYE et al., 1966).

(2) Dentinkanälchen

Die Odontoblastenfortsätze verlaufen in Kanälchen – den sogenannten Dentinkanälchen –, die das mineralisierte Dentin durchziehen. Die Dentinkanälchen sind mit dem Zytoplasma der Odontoblastenfortsätze und einem Gel gefüllt. Sie verlaufen im Kronendentin S-förmig und im Wurzeldentin eher geradlinig. Der Durchmesser und die Dichte entsprechen denjenigen der Odontoblastenfortsätze (SCHRÖDER, 2000). Mit steigendem Alter nimmt die Dichte der offenen Dentinkanälchen, besonders im apikalen Wurzelbereich, aufgrund der zunehmenden Sklerosierung ab. Dabei ist in jeder Alterstufe (20-80 Jahre) die Kanaldichte im apikalen Wurzelbereich bedeutend kleiner (10000-7000/ mm^2) als in der Wurzelmitte und zervikal (50000-34000/ mm^2) (CARRIGAN et al., 1984).

Die äussere und innere Oberfläche des Dentinmantels stehen im Verhältnis von 7-5.5:1. Die Dichte der Dentinkanälchen im peripheren und pulpanahen Dentin verhalten sich im Verhältnis von 4:1. Die Dentinkanälchen rücken folglich im pulpanahen Bereich näher zusammen, wodurch der Volumenanteil der Odontoblastenfortsätze im pulpanahen Bereich grösser ist als im peripheren Bereich (SCHRÖDER, 2000).

Die Dentinkanälchen sind nicht vollständig mit den Odontoblastenfortsätzen ausgefüllt. Häufig erscheint ein sogenannter periodontoblastischer Raum, der mit Gewebsflüssigkeit (Gel) und organischen Strukturelementen wie kollagenen Fibrillen oder peritubulärer Dentinmatrix gefüllt ist. Der periodontoblastische Raum ist für den physiologischen Dentinunterhalt von Bedeutung (SCHRÖDER, 2000).

(3) Peritubuläres Dentin

Die Dentinkanalwand ist mit peritubulärem Dentin ausgekleidet. Das peritubuläre Dentin

ist sehr dicht, homogen mineralisiert und röntgenopak (SCHRÖDER, 2000). Seine Hydroxylapatitkristalle sind hexagonal-prismatisch geformt und erscheinen als kleinste Plättchen (SCHRÖDER und FRANK, 1985). Die Dicke des peritubulären Dentins hängt von der Lokalisation des Dentinkanälchens und vom Alter des Individuums ab. Sie kann von Dentinkanal zu Dentinkanal stark variieren. Das peritubuläre Dentin fehlt im Bereich des Interglobulärdentins und Prädentins (SCHRÖDER, 2000).

(4) Intertubuläres Dentin

Das intertubuläre Dentin trennt die Dentinkanälchen voneinander. Es ist weniger dicht mineralisiert und weniger röntgenopak als das peritubuläre Dentin. Es besteht zu 50% aus kollagenen Fasern, welche ein Geflecht bilden, das quer zu den Dentinkanälchen verläuft und diese umgibt (SCHRÖDER, 2000). MILLER et al. (1971) konnten zeigen, dass das koronale, peritubuläre Dentin bis zu 9% stärker mineralisiert ist als das intertubuläre Dentin.

(5) Manteldentin

Das Manteldentin befindet sich in der Peripherie. Es ist ca. 30 µm dick. Es ist im entkalkten Zahnschnitt nur aufgrund seiner zahlreichen Gabelungen der Odontoblastenfortsätze zu erkennen (SCHRÖDER, 2000). Das Manteldentin ist weniger dicht mineralisiert als das zirkumpulpale Dentin und weist keine Wachstumslinien auf (MJÖR, 1966). Die Grenzfläche zwischen Manteldentin und Schmelz ist eine arkadenartige Wellenlinie, deren Amplituden und Tiefen sehr variabel sein können. Im Höckerbereich ist sie meistens sehr ausgeprägt, während sie nahe der Schmelz-Zement-Grenze oft kaum sichtbar ist (WHITTACKER, 1978).

3.1.2 Zusammensetzung des Dentins

Dentin besteht zu 70 Gew.-% aus anorganischem Material. Dieses liegt in Form von Hydroxylapatitkristallen $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ vor, die hauptsächlich aus Kalzium und Phosphat in einem Verhältnis 1:2 bestehen. Innerhalb des Gesamtdentins ist der Mineralisationsgrad unterschiedlich. Sekundärdentin kann weniger oder gleich mineralisiert sein. Sklerosiertes Dentin ist deutlich härter als Orthodentin (SCHRÖDER, 2000). Die HA Kristalle haben eine Breite von ca. 4 nm und sind 60-70 nm lang, der

Durchmesser beträgt 20-35 nm. Im peritubulären Dentin treten kleinere Apatitkristalle mit einer Länge von 3.6 nm, einer Breite von 2.6nm und einer Dicke von 0.9-1.0 nm auf (SCHRÖDER, 2000).

Zu 20 Gew.-% besteht Dentin aus organischem Material. Davon ist der Grossteil Kollagen des Typs I und zu 3% des Typs V (BUTLER, 1984). Die restliche Masse besteht aus nicht kollagener Grundsubstanz, die aus 0.2%-0.6% Chondroitinsulfat, Muko- und Sialoproteine weniger als 0.6%, 0.2-0.4% Lipide, 0.9% Zitrat, 0.2% Laktat und verschiedenen Plasma-proteinen besteht. Glykosaminglykane und spez. Chondroitinsulfat spielen eine besondere Rolle bei der Mineralisierung. Die übrigen 10 Gew.-% des Dentins macht Wasser aus.

Aufgrund der anorganischen Phase ist Dentin härter als Knochen, aber weicher als Schmelz. Schmelz besteht zu 96-98 Gew.-% aus anorganischem Material. Dentin hat eine gelbliche Farbe und ist relativ flexibel (SCHRÖDER, 2000).

3.1.3 Vitalität des Dentins

Die Schmerzperzeption und die funktionelle Anpassung auf äussere Reize, die auf der Leistung der Odontoblasten beruhen, kann als Vitalität des Dentins bezeichnet werden. Das Dentin wird von marklosen Nervenfasern des N. trigeminus innerviert. Diese Fasern entspringen dem Raschkowschen Plexus, welcher in der subodontoblastischen Plupazone liegt (SCHRÖDER, 2000).

Die Vitalität äussert sich auch in Anpassungsvorgängen, bei denen sekundäre Dentinmatrix synthetisiert und mineralisiert wird. Diese Anpassungen werden physiologisch (Altern) und auch pathologisch (Karies, Abrasion, Erosion etc.) hervorgerufen. Es resultiert eine Veränderung (Sklerosierung) des bestehenden und/oder Anlagerung zusätzlichen Dentins (Sekundär-, und Tertiärdentin) (SCHRÖDER, 2000).

Die Sklerosierung äussert sich in der Verdickung des peritubulären Dentins und der vollständigen Obliteration der Dentinkanälchen. Makroskopisch erscheint sklerosiertes Dentin homogen und durchsichtig wie Glas. Mikroradiographisch ist eine Hypermineralisation zu erkennen (VASILIADIS et al., 1983a; WEBER, 1974). Die Sklerosierung des Dentins ist ein physiologischer Alterungsprozess und tritt auch als Abwehrreaktion auf. Die altersbedingte Sklerosierung tritt meist nur an den mesialen und distalen Zahnflächen auf und beginnt im Wurzelbereich, apikal und peripher entlang der Zement-Dentin-Grenze

und nimmt mit zunehmendem Alter an Intensität und Ausdehnung in koronaler Richtung und Richtung Pulpa zu (VASILIADIS et al, 1983b).

3.2 Erosionen

3.2.1 Definition

Erosionen können definiert werden als Zahnhartsubstanzverlust durch Säure ohne Einwirkung von Mikroorganismen, wenn die umgebende wässrige Lösung ungesättigt an Zahnmineralien ist (LARSEN, 1990).

Der Erosionsprozess kann in zwei Stadien eingeteilt werden: In der Anfangsphase findet eine Erweichung als Folge einer Demineralisation statt. In dieser Phase ist eine Remineralisation möglich, weil die noch vorhandenen Schmelzanteile als Gerüst dienen. In dieses Gerüst können wieder Mineralien eingelagert werden. In der zweiten, fortgeschrittenen Phase sind die Strukturen der oberflächlichen Schmelzschichten vollständig zerstört, weshalb eine Remineralisation nicht mehr möglich ist. Es kann aber zu einer Remineralisation der tieferen, noch nicht zerstörten Zahnhartsubstanzanteile kommen. Falls die Säureeinwirkung gegenüber den Reparationsvorgängen überwiegt, kommt es zu klinischen Manifestationen von dentalen Erosionen (LUSSI et al., 2005). Auf glatten Oberflächen erscheint die physiologisch glänzende Zahnoberfläche matt. Fortgeschrittene Erosionen erscheinen klinisch konkav auf der sonst gesunden konvexen Zahnoberfläche. Meistens sind die Erosionen an der Schmelz-Zement-Grenze lokalisiert. Bei sehr starken Erosionen geht die ganze Zahnmorphologie verloren, und die vertikale Höhe des Gebisses kollabiert (GANSS, 2006).

Erosionen verändern nicht nur das klinische Bild der Zahnoberfläche sondern auch die physikalischen Eigenschaften der Zähne. Die Härte des Zahnes wird durch erosive Demineralisation signifikant reduziert (GANSS, 2006). Dieser Härteverlust geht mit einer erhöhten Anfälligkeit gegenüber mechanischer Abnutzung einher (ATTIN et al., 1997). Der Schmelzverlust durch Zahnbürstabrasion ist beim erosiv veränderten Schmelz um den Faktor zehn höher als bei gesundem Schmelz (JAEGGI und LUSSI, 1999).

3.2.2 Biologische Integrität

Auf den steten Verlust an Schmelz und Dentin durch die erosive Demineralisation, reagiert der Zahn mit dem Aufbau von Tertiärdentin und der Obturation der Dentinkanälchen. Wenn die erosive Demineralisation schneller fortschreitet als die Abwehr des Pulpa-Dentin-Komplexes, können Schmerzen, eine Pulpainfektion oder eine Nekrose als Pathologie auftreten (GANSS, 2006). Die Prävalenz der endodontischen Komplikationen bei Erosionen wurde noch nicht systematisch untersucht; es wird jedoch geschätzt, dass ca. 10% der Patienten mit schweren Erosionen endodontische Beschwerden aufzeigen (SIVASITHAMPARAM et al., 2003). Als primäre Ursache für Schmerzen ist jedoch nicht die pulpanahe Erosion anzusehen, sondern der Kontakt von Säure mit freiliegendem Dentin und offenen Dentinkanälchen (ADDY und PEARCE, 1994). Ohne Zweifel können die akute Pulpitis, die Pulpanekrose und die Hypersensibilität als Pathologie eingestuft werden, jedoch verlaufen viele Erosionen asymptomatisch (GANSS, 2006).

Nicht nur in aktuellen Studien, sondern auch bei anthropologischen Untersuchungen fand man tiefe Erosionen sowohl im Ober – wie auch im Unterkiefer. Dies zeigt, dass die Erosion eine konstante Läsion über Jahrhunderte darstellt (KAIFU, 1999). BEGG (1954) geht davon aus, dass nicht das gängige Okklusionskonzept mit einer Höcker-Fossa-Okklusion, die über die Eckzähne geführt wird, physiologisch ist, sondern dass eine Rand-zu-Rand-Okklusion mit einer Gruppenführung im Laufe des Lebens als physiologische Okklusion angesehen werden muss. Unser gängiges Okklusionskonzept trifft eher auf junge Menschen zu. Angesichts dieser Theorie müssen selbst die stark fortgeschrittenen Erosionen, die einen vertikalen Kollaps zur Folge haben, als Zustand und nicht als Pathologie eingestuft werden (GANSS, 2006).

3.2.3 Klassifikation

Die Erosionen wurden klassifiziert, um eine Einteilung des klinischen Bildes hinsichtlich der Ausdehnung und des Schweregrades vorzunehmen. LUSSI et al. (1992) klassifizierten Erosionen hinsichtlich der betroffenen Zahnflächen und der Grösse und des Ausmasses der erodierten Zahnhartsubstanz (Tab. 1).

Grad	Klinisches Erscheinungsbild
0	Keine Erosionen, Schmelz glänzend, Verlust der Oberflächenstrukturen möglich
1	Grösserer flächenhafter Verlust von Schmelz, intakte Schmelzleiste zervikal des Defektes, kein Dentinbefall
2	Dentin liegt auf weniger als der Hälfte der betroffenen Zahnoberfläche frei
3	Dentin liegt auf mehr als der Hälfte der betroffenen Zahnoberfläche frei
<i>Index für okklusale Erosionen</i>	
0	Keine Erosionen, Schmelz glänzend, Verlust der Oberflächenstrukturen (Perikymatien) möglich
1	Schwach ausgeprägte Erosionen, gerundete Höcker, Schmelz seidenglänzend, Füllungen höher als benachbarte Zahnsubstanz, Dentin nicht befallen
2	Stark ausgeprägte Erosion, Dentin ist befallen
<i>Index für palatinale und linguale Erosionen</i>	
0	Keine Erosionen, Schmelz glänzend, Verlust der Oberflächenstruktur möglich
1	Grösserer flächenhafter Verlust von Schmelzsubstanz, Schmelz seidenglänzend, intakter Schmelz zervikal des Defektes, Dentin nicht befallen
2	Stark ausgeprägte Erosion, intakter Schmelz zervikal des Defektes möglich, Dentin befallen

Tab. 1: Einteilung der Erosionen (LUSSI et al., 1992).

Eine andere Einteilung erfolgte durch SMITH und KNIGHT (1984). Der „Tooth Wear Index“ (TWI) klassifiziert nicht-kariöse Zahnhartsubstanzverluste ohne Beachtung ihrer Ursache. Der Tooth Wear Index ordnet jeder Zahnfläche (bukkal, oral, okkusal/inzisal und zervikal) je nach Schweregrad der Läsion einen entsprechenden Zahlenwert zu (Tab. 2).

Grad	Zahnfläche	Kriterium
0	bukkal, oral, okklusal, inzisal	kein Verlust der Oberflächencharakteristik des Schmelzes
	zervikal	keine Veränderung der Kontur
1	bukkal, oral, okklusal, inzisal	Verlust der Oberflächencharakteristik des Schmelzes
	zervikal	minimale Veränderung der Konturen
2	bukkal, oral, okklusal	freiliegendes Dentin auf <1/3 der Oberfläche
	inzisal	freiliegendes Dentin
	zervikal	Defekte von <1 mm Tiefe
3	bukkal, oral, okklusal	freiliegendes Dentin auf >1/3 der Oberfläche
	inzisal	tief freiliegendes Dentin, keine Exposition der Pulpa oder von Sekundärdentin
	zervikal	Defekte von 1-2 mm Tiefe
4	bukkal, oral, okklusal	kompletter Schmelzverlust oder Exposition der Pulpa oder Exposition von Sekundärdentin
	inzisal	Exposition der Pulpa oder Exposition von Sekundärdentin
	zervikal	Defekte von >2 mm Tiefe oder Exposition der Pulpa oder Exposition von Sekundärdentin

Tab. 2: „Tooth Wear Index“ (TWI) (SMITH und KNIGHT, 1984).

Im Weiteren gibt es die Unterscheidung gemäss „Basic erosive wear examination“ (BEWE). Diese Klassifizierung wurde von BARTLETT et al. (2008) erstellt. Sie zählen jeweils die schwerste erosive betroffene Zahnoberfläche pro Sextant und zählen dann von allen Sextanten die erreichte Klassifikation zusammen. Es werden vier verschiedenen Schweregrade unterschieden (Tab. 3). Mit der erreichten Summe aller Sextanten wird das Risiko angegeben (Tab. 4).

0	Keine Erosionen
1	Initialer Schmelzverlust
2	Erosion bis auf das Dentin weniger als 50 % der Zahnoberfläche
4	Erosion bis auf das Dentin mehr als 50 % der Zahnoberfläche

Tab. 3: „Basic erosive wear examination“ (BEWE) – Schweregrade (BARTLETT et al., 2008).

Schweregrad	Summe der Sextanten	Management
0	≤ 2	Beobachten, alle 3 Jahre neu klassifizieren
1	3 – 8	MH Instruktion, Ernährungsanamnese, alle 2 Jahre neu klassifizieren
2	9 – 13	MH Instruktion, Ernährungsanamnese, Identifikation des Hauptaetiologie für die Erosionen abklären und vermeiden, Instruktion zur Fluorierung, Foto und Abdrücke machen alle 6 – 12 Monate neu klassifizieren
3	14 und darüber	MH Instruktion, Ernährungsanamnese, Identifikation des Hauptaetiologie für die Erosionen abklären und vermeiden, Instruktion zur Fluorierung, Foto und Abdrücke machen alle 6 – 12 Monate neu klassifizieren

Tab. 4: „Basic erosive wear examination“ (BEWE) – Risiko (BARTLETT et al., 2008).

3.2.4 Prävalenz

LUSSI (1991) untersuchte 391 zufällig ausgesuchte Personen bezüglich Erosionen. Acht Prozent der untersuchten 26-30-jährigen Personen und 14% der 46-50-jährigen Personen zeigten mindestens eine vestibuläre Erosion bis ins Dentin. Diese Patienten hatten im Durchschnitt vier befallene Zähne. Okklusale Erosionen waren häufiger. Dreissig Prozent der jüngeren und 43% der älteren Gruppen zeigten Erosion mit Entblössung des Dentins. Palatinale Erosionen waren in dieser zufälligen Gruppe mit 2% selten vorzufinden. Auch Milchzähne können Erosionen aufweisen, da bei Milchzähnen die Schmelzdicke geringer

ist als bei permanenten Zähnen kommt es früher zur Dentinexposition und der Schweregrad der Läsionen nimmt schneller zu (HUNTER et al., 2000).

3.2.5 Extrinsische Erosionen

Sowohl exogene als auch endogene Faktoren können Erosionen verursachen. Zu den exogenen Faktoren gehören der häufige Konsum säurehaltiger Lebensmittel sowie die berufsbedingte Säureexposition (LUSSI et al., 2005). Exogene Faktoren sind die Hauptursache für Erosionen. Sie führen überwiegend zu einem Verlust an Zahnhartsubstanz im Bereich der vestibulären Flächen der Oberkieferfrontzähne (LUSSI et al., 1995).

Schon lange ist bekannt, dass saure Nahrungsmittel und Getränke die Zahnhartsubstanz erweichen können. Der Konsum an Softdrinks und Fruchtsäften nimmt in Europa stetig zu und liegt bei über 50% des Konsums von nicht alkoholischen Getränken. Das macht in der Schweiz im Jahr pro Person 40 l (UNESDA-CISDA, 2001). Aber nicht nur die Konsumationshäufigkeit eines Getränkes macht dessen Erosivität aus, auch der pH-Wert, die Pufferkapazität, die Chelatoreigenschaften und andere Faktoren wie Kalzium- oder Phosphatgehalt spielen eine Rolle. Getränke und Nahrungsmittel können trotz ähnlichen pH-Werten ein unterschiedliches erosives Potential aufweisen. Je grösser die Pufferkapazität eines Getränkes oder Nahrungsmittels ist, desto länger braucht der Speichel um den pH-Wert zu erhöhen. Eine kleine Erhöhung des Getränke-pH-Wertes alleine hat keinen grossen Einfluss auf die Erosivität des Getränks bzw. Nahrungsmittels. Durch das Auswechseln einer Nahrungsmittelsäure kann die Erosivität eines Getränks herabgesetzt werden. So konnte gezeigt werden, dass Maleinsäure ein geringeres erosives Potential aufweist als Zitronensäure (GRENBY, 1996).

Auch der Kalzium- und Phosphatgehalt eines Getränkes oder Nahrungsmittels hat einen Einfluss auf dessen Erosivität. Denn wenn eine Lösung gesättigt an Mineralien ist, dann lösen sich die Zahnmineralien nicht durch die Säureangriffe aus den Kristallen. Zur Zahnauflösung kommt es jedoch, sobald die Umgebung bezüglich Hydroxyl- oder Fluorapatit untersättigt ist, d.h. der Sättigungsgrad < 0 ist. Präventiv kann man Phosphat- und Kalziumionen in saure Nahrungsmittel hinzufügen, um keine Erweichung des Zahnschmelzes zu verursachen. Eine Anreicherung an Fluor und somit Einbau in den Zahnkristall macht diesen noch resistenter gegen Erosionen (FEATHERSTONE und

LUSSI, 2006). Orangensaft (pH = 4), der mit Kalzium (42.9 mmol/l) und Phosphat (31.2 mmol/l) angereichert wurde, zeigte kein erosives Potential und kann als „functional food“ auch erosionsgefährdeten Patienten empfohlen werden (LARSEN und NYVAD, 1999).

Die Tabelle 5 gibt einen Überblick über die chemischen Eigenschaften von verschiedenen Getränken und Nahrungsmitteln und ihr erosives Potential. Das Ausgangs-pH, die titrierbare Basenmenge bis pH 5.5 und 7.0 (Pufferkapazität), die Phosphat-, Kalzium- und Fluoridkonzentration, der Sättigungsgrad (pK-pl) bezüglich Hydroxyl- und Fluorapatit sowie die Veränderung der Oberflächenhärte von Schmelz (KHN = Knoop hardness number) nach 20-minütiger Immersion in den verschiedenen Testlösungen sind aufgeführt. Bei kohlenensäurehaltigem Mineralwasser und bei den getesteten Bieren zeigte sich eine kleine Erhärtung, obwohl sie leicht untersättigt sind an Hydroxylapatit. Diese Tatsache kann wie folgt erklärt werden: Beim Kontakt dieser Produkte mit der Schmelzoberfläche werden zuerst Ionen des Hydroxylapatites freigesetzt, was zu einer lokal begrenzten pH-Erhöhung an der oberflächlichen Grenzschicht führt. Diese ist dann nicht mehr untersättigt und führt mit der thermodynamisch kleinen treibenden Kraft – verbunden mit der kleinen Pufferkapazität – zu keiner Schmelzerweichung (LUSSI und JAGGI, 2001).

	pH	mmol OH-/l bis pH 5.5	mmol OH-/l bis pH 7.0	Phosphat mmol/l (mM)	Kalzium mmol/l (mM)	Fluorid ppm	pK - pl HAP	pK - pl FAP	Δ KHN
Getränke (nicht alkoholisch)									
Citro Light	3.0	38.0	75.0	0.00	3.23	0.08	-25.7	-19.4	-103.3
Coca-Cola	2.6	14.0	34.0	5.43	0.84	0.13	-19.2	-12.6	-76.6
Fanta Orange	2.9	40.0	83.6	0.12	0.75	0.05	-22.2	-16.1	-77.9
Ice Tea	3.0	18.4	26.4	0.08	0.56	0.83	-22.3	-15.0	-224.0
Isostar	3.8	25.0	34.0	1.61	1.79	0.14	-10.2	-4.2	-85.8
Isostar Orange	3.6	22.6	31.4	3.39	5.77	0.18	-8.9	-2.6	-28.9
Mineral (mit Kohlensäure)	5.3	1.6	14.0	0.00	10.80	0.11	-5.8	-1.3	-5.9
Orangina	3.2	35.4	70.0	0.38	0.36	0.07	-19.7	-13.6	-133.6
Pepsi light	3.1	9.6	34.6	3.94	0.90	0.04	-15.9	-9.8	-64.8
Perform	3.9	12.0	34.0	5.93	1.07	0.16	-9.2	-3.2	-6.0
Red Bull	3.4	73.2	91.6	<0.01	1.70	0.36	-19.8	-13.1	-232.0
Sinalco	2.9	25.6	56.6	0.13	0.28	0.03	-23.7	-17.8	-109.8
Schweppes	2.5	51.0	88.6	0.00	0.25	0.03	-32.8	-26.8	-136.3
Sprite light	2.9	30.0	62.0	0.00	0.26	0.06	-30.5	-24.3	-162.2
Getränke (alkoholisch)									
Carlsberg-Bier	4.4	9.6	40.0	7.33	2.23	0.28	-3.8	2.0	-8.0
Corona-Bier	4.2	4.6	8.2	3.29	2.10	0.11	-6.4	-0.8	-2.5
Hooch lemon	2.8	51.6	67.2	0.45	1.19	0.18	-19.8	-13.1	-257.0
Rotwein	3.4	66.4	76.6	3.25	1.90	0.16	-12.3	-5.9	-71.3
Weisswein	3.7	44.0	70.0	3.16	0.91	0.35	-11.5	-5.0	-30.1
Fruchtsäfte									
Apfelsaft	3.4	70.0	82.0	1.74	4.03	0.11	-11.4	-5.2	-154.4
Apfelmus	3.4	78.0	88.8	3.12	1.46	0.03	-13.2	-7.5	-186.0
Randensaft	4.2	34.8	49.2	10.04	2.10	0.08	-5.4	0.1	-81.2
Karottensaft	4.2	30.8	42.0	8.35	5.00	0.09	-3.5	1.9	-57.5
Grapefruitsaft	3.2	185.0	218.0	2.58	3.14	0.16	-13.3	-6.8	-119.9
frisch gepr. Grapefruitsaft	3.1	39.4	70.6	0.23	3.50	0.08	-16.4	-10.1	-108.7
frisch gepresster Kiwisaft	3.6	116.0	147.2	5.30	4.15	0.06	-9.2	-3.3	-164.0
Multivitaminsaft	3.6	106.4	131.4	6.53	4.80	0.12	-8.7	-2.5	-137.0
Orangensaft	3.7	82.4	109.4	5.54	2.20	0.03	-9.4	-3.9	-209.0
Milchprodukte									
Trinkmolke	4.7	12.0	32.0	9.67	6.01	0.05	0.1	4.9	-0.6
Milch	6.7	-	4.0	18.90	29.50	0.01	16.3	18.1	-10.9
Sauermilch	4.2	63.2	112.0	39.20	69.00	0.03	2.4	7.4	-9.0
Kiwijoghurt	4.1	62.0	99.6	34.00	42.50	0.06	0.7	6.0	-15.0
Zitronenjoghurt	4.1	76.0	110.4	39.90	32.00	0.04	0.4	5.6	-17.8
Orangenjoghurt	4.2	55.2	91.0	43.00	31.60	0.05	0.3	5.6	-8.5
Verschiedenes									
Salatsauce	3.6	190.0	210.0	1.64	0.28	0.14	-15.6	-9.3	-109.0
Essig	3.2	648.4	740.8	2.18	3.40	1.20	-13.4	-6.0	-303.0

Tab. 5: Chemische Eigenschaften verschiedener Getränke und Nahrungsmittel und ihr erosives Potential, Ausgangs-pH, titrierbare Basenmenge bis pH 5.5 und 7.0 (Pufferkapazität), Phosphat-, Kalzium- und Fluoridkonzentration, Sättigungsgrad (pK-pL) bezüglich Hydroxyl- und Fluorapatit sowie Veränderungen der Oberflächenhärte von Schmelzproben (KHN = Knoop hardness number) nach 20-minütiger Immersion in verschiedenen Getränken oder Nahrungsmitteln (LUSSI et al. 2004).

Die früher oft vorgekommenen berufsbedingten Erosionen sind heute selten. Heute werden v.a. Spitzensportlern beschrieben, die durch mehrstündiges Training in chloriertem Wasser oder durch Auflegen von Zitronenschnitzen in der Umschlagsfalte ausgeprägte Erosionen aufweisen (LUSSI et al., 2005). Eine besonders hohe Prävalenz für Erosionen weisen Arbeiter in Batteriefabriken auf. PETERSON und GORMSEN (1991) konnten bei 31% der Arbeiter Erosionen nachweisen, wobei die Vestibulärflächen der oberen Frontzähne besonders stark betroffen waren. Beruflich bedingte Säuredefekte konnten auch bei Winzern festgestellt werden. Diese befanden sich aber anders als die Mehrzahl der extrinsischen Defekte auch auf den Palatinalflächen der Frontzähne. Dies ist möglicherweise auf die bei der Weinverkostung typische Zungenbewegung zurückzuführen (GRAY et al., 1998; CHAUDRY et al., 1997).

Auch einige säurehaltige Medikamente haben ein erosives Potential. Verschiedene Studien konnten zeigen, dass der direkte Kontakt von Vitamin C (L-Ascorbinsäure) mit Zahnhartsubstanz Erosionen auslösen kann (LINKOSALO et al., 1988). Auch Acetylsalicylsäure (Aspirin®, Bayer, Leverkusen, Deutschland) führt zu Erosionen bei direktem Kontakt mit der Zahnoberfläche (HANNIG und ALBERS, 1993).

3.2.6 Intrinsische Erosionen

Zu den intrinsischen Erosionen führen vor allem die Magensäure oder saurer Mageninhalt, die mit den Zähnen in Kontakt kommen. Dieser Kontakt kann durch Erbrechen, Reflux oder Regurgitation zustande kommen. Mit einem pH-Wert von 1-1.5 liegt die Magensäure weit unter dem für Schmelz kritischen pH-Wert von 5.5. Magensäure kann bei regelmäßigem Einwirken über einen längeren Zeitraum (1-2 Jahre) zu tiefen Dentinerosionen führen (SCHEUTZEL, 1996). Die Prävalenz von Bulimia nervosa bei 18-35-jährigen Frauen in den westlichen Industriestaaten ist mit 5% relativ hoch und immer noch ansteigend (COOPER, 1987). RYTÖMAA et al. (1998) beobachteten, dass Erosionen bei Bulimikern sechsmal häufiger als in der Normbevölkerung auftreten. Das typische Verteilungsmuster von intrinsischen Erosionen in beiden Kiefern wird mit dem Begriff Perimolysis oder Perimololysis bezeichnet (HOUSE, 1981). Entsprechend dem Weg der intrinsischen Säuren über den Zungenrücken, den Palatinalflächen der Oberkieferzähne entlang sowie seitlich über die Zunge auf die Okklusalfächen der Unterkieferzähne und die Unterkieferumschlagsfalte, sind die Zähne unterschiedlich betroffen. Im Oberkiefer

werden alle Palatinal- und Okklusalfächen erodiert, die Bukkalflächen hingegen bleiben unberührt und sind ausserdem durch den neutralisierenden Parotisspeichel geschützt. Zusätzlich werden die Lingualflächen im Unterkiefer durch die Zunge abgedeckt, so dass die Unterkieferzähne nur okklusal und bukkal erodiert werden (KLEIER et al., 1984).

Zu den Erkrankungen des oberen Verdauungstraktes zählen Ulzeras, Gastritiden und Infektionen (z.B. Pankreatitis, Hepatitis), die sich durch häufiges Erbrechen äussern, sowie Obstruktionen, die einen Reflux zur Folge haben. Bei Reflux und Regurgitation steigt der Magensaft oder der Mageninhalt ohne eigene Aktion des Patienten auf. Es handelt sich meistens um eine Inkompetenz des Sphinktermuskels der Speiseröhre oder um einen erhöhten Druck im Magen oder im Abdomen. Das klinische Bild gleicht weitestgehend dem bei Bulimikern (BARTLETT et al., 1996).

3.2.7 Chemie der Erosion

Erosionen können chemisch auf zwei Arten entstehen. Zum einen entstehen sie durch den Angriff eines H^+ -Ions von einer starken oder schwachen Säure und zum anderen durch Anione, die mit Kalzium-Ionen Komplexe bilden. Selten findet man im Mund anorganische Säuren wie zum Beispiel die Salzsäure. Meistens handelt es sich um schwache Säuren wie die Zitronensäure oder die Essigsäure (FEATHERSTONE und LUSSI, 2006).

Das Hydrogen-Ion (H^+) dissoziiert im Wasser von der Säure. Dieses Ion kann direkt die Zahnkristalle angreifen, indem es entweder mit dem Carbonat- oder dem Phosphat-Ion eine Bindung eingeht. Mit dieser Bindung befreit das H^+ -Ion die anderen zwei Ionen aus dem Zahnkristall, und so entsteht an dieser Stelle eine Erosion. Die Zitronensäure zum Beispiel hat gleich drei H^+ -Ione, wie man der Gleichung unten entnehmen kann (FEATHERSTONE, 2000).



Die Zitronensäure besitzt nicht nur drei Hydrogen-Ione, sondern auch Anione (Citate). Diese bilden Komplexe mit den Kalzium-Ionen, die dadurch aus dem Kristall herausgelöst werden. Die Zitronensäure ist dem zu Folge sehr schädlich für den Zahn, weil sie – wie

oben aufgezeigt – auf beiden chemischen Wegen den Zahn angreifen kann (FEATHERSTONE und LUSSI, 2006).

Bei Refluxpatienten und Ess-Brechkranken findet man auch Magensaft in der Mundhöhle. Der Magensaft ist mit seiner Salzsäure (HCL) mit einem pH von 1-3 sehr sauer und hat ein hohes erosives Potential (BARTLETT und COWARD, 2001). In-vitro-Studien haben gezeigt, dass die Demineralisierung des Dentins nach HCL-Exposition (2%, pH 1.22) 25-30% höher ist als bei höher konzentrierter Zitronensäure-Exposition (5%, pH 1.76) (WHITE et al., 2001).

Dentin ist aufgrund seines höheren Gehalts an Carbonat löslicher als Schmelz und weist mehr Angriffsflächen als dieser auf (FEATHERSTONE und LUSSI, 2006). Eine Schmelzerosion ist eine zentripetale Zahnhartsubstanz-Auflösung. Die Dentinerosion hingegen ist kein simpler Oberflächenprozess; nach Säureexposition wird die organische Matrix freigelegt, die v.a. aus Kollagenen besteht (BUTLER und RITCHIE, 1995; BRESCHI et al., 2002). Eine dicke organische Matrix reduziert die erosive Demineralisation, weil sie als Diffusionsbarriere fungiert (GANSS, 2004 et al.; VANUSPONG et al., 2002). GANSS et al. (2004) zeigten in einer In-vitro-Studie, dass sich nach enzymatischer Auflösung der organischen Matrix die Erosion signifikant erhöht. Dies kann durch das Enzym Pepsin geschehen. Das Pepsin befindet sich im Magensaft. Dieser kann beim Erbrechen oder bei Reflux in die Mundhöhle gelangen. Frühere Studien zeigten, dass wenn Dentin mehr als drei Tage dem Pepsin ausgesetzt wird, sich die organische Matrix des Dentins auflösen kann und somit die Demineralisierung begünstigt wird (SCHLUETER et al., 2007).

3.2.8 Prävention

Wenn keine Prävention erfolgt, schreiten Erosionen fort. Bei einer Nachuntersuchung von 55 Personen wurde eine signifikante Progression der erosiven Läsionen gefunden. Das Fortschreiten der Läsion korreliert hauptsächlich mit dem Konsum saurer Nahrungsmittel und Getränke sowie mit dem Alter (LUSSI und SCHAFFNER, 2000). Es wurde nachgewiesen, dass durch regelmässige Fluoridierungen die Progression von Erosionen auf humanem Schmelz und Dentin in vitro reduziert werden kann (GANSS et al., 2001).

ATTIN et al. (1999) setzten Rinderdentinproben De- und Remineralisationszyklen mit anschliessender Zahnbürstabrasion aus. Die Proben wurden nach jeder Demineralisation

für 1 min in eine 250-ppm- oder 2000-ppm-Natriumfluoridlösung eingelegt. Sie fanden einen signifikant kleineren Substanzverlust durch Zahnbürstabrasionen bei den Proben, die der 2000-ppm-Lösung ausgesetzt wurden. Die Abrasionsresistenz dieser Proben verhielt sich gleich wie bei den unerodierten Proben. Die gleiche Arbeitsgruppe führte eine ähnliche Studie durch, in der Rinderschmelzproben de- und remineralisiert wurden, um danach die Proben mit einem sauren Fluoridgel-Speichel-Gemisch standardisiert zu abradieren. Aus den Resultaten konnte man sehen, dass mit einem leicht sauren Elmex-Fluoridgel behandelte Proben eine signifikant grössere Abrasionsresistenz aufwiesen als Proben, die ohne Fluorid oder mit einem neutralen Fluoridgel behandelt wurden. Die Bildung eines Kalziumfluoridpräzipitates auf der Zahnoberfläche wirkt als Schutz gegen Säureangriffe. Bei einem pH-Abfall kommt es zuerst zu einer Auflösung dieser Deckschicht, bevor der darunterliegende Schmelz angegriffen wird (GANSS et al., 2001). Man weiss bis heute nicht sicher, wie schnell dieses Kalziumfluoridpräzipitat in vivo auf einer gesunden Zahnoberfläche gebildet wird. Es wurde hingegen gezeigt, dass in vitro dieses kalziumfluoridartige Mineral sehr schnell gebildet werden kann, dass ein tiefes pH diese Bildung fördert und dass auch der Kalziumgehalt des Speichels an der Bildung der Präzipitate beteiligt ist (PETZOLD, 2001).

Werden Schmelzproben einer Säure ausgesetzt und danach in natürlichem Speichel in situ gelagert, ist der Mineralverlust signifikant geringer als bei in vitro in Speichel oder Wasser gelagerten Proben (HALL et al., 1999). Daneben besitzt Speichel eine Spülfunktion (BASHIR et al., 1995). Ein geringer Speichelfluss kann daher ebenfalls mit der Entstehung von Erosionen in Zusammenhang gebracht werden (JÄRVINEN et al., 1991). Normabweichungen bezüglich der Quantität (Fliessrate) und Qualität (Gehalt an Kalzium, Phosphat und Fluoriden sowie Muzin- und Zitratgehalt) des Speichels als auch der pH-Wert, die Pufferkapazität und die Anwesenheit des „acquired pellicle“ werden als erosionsbeeinflussend diskutiert (MANNERBERG, 1963).

3.3 Dentinadhäsion

Unter Adhäsion (lat. Adhaerere, anhaften) versteht man das Aneinanderhaften von Molekülen an Phasengrenzflächen infolge zwischenmolekularer Anziehungskräfte (LEXIKON ZAHNMEDIZIN, ZAHNTECHNIK, 2000). Grundsätzlich stehen sich im Falle einer Füllung immer die gleichen Haftpartner gegenüber: Auf der einen Seite das

Substrat Zahnhartsubstanz (Dentin oder Schmelz) und auf der anderen Seite ein dünnflüssiger Kunststoff (Haftvermittler) und das entsprechende Füllungsmaterial als plastisch appliziertes und später verfestigtes Diacrylat in Form von Kompositen oder Kompositzementen (LUTZ et al., 1993).

3.3.1 Dentinadhäsiv-Systeme

Die relevanten Dentinstrukturelemente für die Dentinhaftung sind das intertubuläre Dentin und die Tubuli. Die Dentinadhäsiv-Systeme haben zwei Funktionen, nämlich die Etablierung der Haftung am Dentin und die Haftvermittlung gegenüber dem Komposit. Die direkte Haftung zwischen Komposit und Dentin ist bis heute nicht möglich, deshalb ist der Aufbau der Dentinadhäsiv-Systeme mehrteilig und die Anwendung mehrschrittig. Es lassen sich fünf Systemkomponenten charakterisieren (LUTZ et al., 1993):

- (1) Dentinkonditionierer
- (2) Selbstkonditionierende Dentin-„primer“
- (3) Dentin-„primer“
- (4) Dentinadhäsiv
- (5) Schmelzadhäsiv

(1) Dentinkonditionierer

Dentinkonditionierer sind hydrophile, wässrige Lösungen. Sie enthalten anorganische oder organische Säuren, wie zum Beispiel Phosphorsäure, Maleinsäure oder Zitronensäure. Diese sind zum Teil versetzt mit Metallsalzen (FeCl_3), Aminosäuren (z.B. n-Phenylglycerin) oder Chelatoren (z.B. Ethylendiamintetraessigsäure) (LUTZ et al., 1993).

Je nach Zusammensetzung zeigen sie durch Ätzung oder Demineralisation folgende mögliche Wirkung am Dentin:

- partielle oder totale Auflösung des „smear layer“ (LUTZ et al., 1993). Der „smear layer“, auch Schmierschicht genannt, bildet sich präparationsbedingt und besteht aus Zahnbestandteilen, Zelltrümmern und Bakterien. Diese Schicht verschliesst die Tubuli und stellt so eine Art Dentinversiegelung dar (DIPPEL et al., 1984). Allerdings ist sie auf Dauer instabil und stellt ein Haftungshindernis dar, indem sie den Kontakt des Adhäsivs mit dem Dentin erschwert (HALLER und BLUNCK,

2003). Deshalb gilt die Auflösung, bzw. die Modifizierung des „smear layer“ heute als Standard.

- Demineralisation des Oberflächendentins.
- Teilweise oder vollständige Freilegung des Tubulissystems.
- Retentive Ätzung des intertubulären Dentins.
- Freilegung des Kollagennetzwerks.
- Darstellung von polaren oder ionischen Strukturen, nämlich aktivierte H^+ -Atome in der organischen Matrix, z.B. Amino- $(-NH_2)$.
- Einbringung von Metallionen Me^{z+} bzw. Aminogruppen $(-NH_2)$ in das konditionierte Dentin. Die Metallionen verhindern eine vollständige Demineralisation des Dentins und damit einen Kollaps der oberflächlichen, demineralisierten Dentinschicht. Diffusionskanäle zur Penetration der aktivierten Dentinschicht bleiben dadurch erhalten. Die eingebrachten Metallionen können zudem in Gegenwart von „primer“ oder Adhäsiv als Komplexbildner wirksam werden. Eisen im speziellen schützt Kollagen vor der Denaturierung durch starke, anorganische Säuren und wirkt zudem als Katalysator polymerisationsfördernd (NIKAIDO et al., 1990).

(2) Selbstkonditionierende Dentin-„primer“

Selbstkonditionierende Dentin-„primer“ sind ebenfalls niedrigviskös. Sie sind amphiphil, d.h. gleichzeitig hydrophil und hydrophob. Sie beinhalten vorzugsweise organische Säuren und saure Monomere. Sie wirken ähnlich wie Dentinkonditionierer, jedoch eher weniger aggressiv. Der partielle oder total in Lösung gegangene „smear layer“ wird nicht abgewaschen. Die „smear layer“-Komponenten werden beim Trocknungsprozess repräzipitiert. Die Tubuli werden deshalb nur teilweise geöffnet, die Ausfällungen machen das intertubuläre Dentin zum Teil retentiv. Die wasserlöslichen Methacrylate geben der Dentinoberfläche eine hydrophobere Eigenschaft und vermehren die Haftvalenz, insbesondere durch die Einbringung von Methacrylatgruppen, die später mit dem Adhäsiv kopolymerisieren können. Besonders effektiv sind Maleinsäuren (cis-COOH-CH-CH-COOH), sie demineralisieren die oberste Dentinschicht, legen Aminogruppen $(-NH_2)$ im Kollagen frei. Zudem besitzen sie zu Ca^{++} - und OH- Gruppen im Kollagen eine Affinität und können mit Hydroxyethylmethacrylat HEMA reagieren (LUTZ et al., 1993).

(3) Dentin-„primer“

Dentin-„primer“ sind vor allem wasserlösliche Monomergemische, polare Monomere mit funktionellen Gruppen, die mit den Strukturen des Dentins reagieren können, oder Monomere in Kombination mit Lösungsmitteln. Sie sind etwas visköser als selbstkonditionierende „primer“. Die amphiphilen, wasserkompatiblen Molekülskelette gewährleisten eine Benetzung und Durchdringung des konditionierten Dentins. Sie werden in situ, nach der Einwirkung, getrocknet. Durch die Anreicherung der aktivierten Dentinoberflächen mit Methacrylatgruppen machen sie das Dentin kompatibel für einen Verbund mit einem rein hydrophoben, universell eingesetzten Schmelzadhäsiv (LUTZ et al., 1993). HEMA steigert die Diffundier- und Penetrierbarkeit des aktivierten Dentins. Aldehyde präzipitieren die Tubulusflüssigkeit und wirken so desensibilisierend und desinfizierend. Zudem verhindern sie den Kollaps der demineralisierten Dentinschicht (COX, 1988). Durch das teiloxydierte Tributylboransystem (TBBO) werden C- Atome im Kollagen aktiviert, die eine Pfropfpolymerisation mit Polymethylacrylat (PMMA) ermöglichen.

(4) Dentinadhäsiv

Dentinadhäsive sind niedrigvisköse, amphiphile Mischungen von Monomeren und Lösungsmitteln oder Monomeren mit hydrophilen, funktionellen Gruppen, wie zum Beispiel Phosphorestergruppen, Carboxyl-(-COOH), Formamid-(NH-CO-H), Amino-(-NH₂) oder Hydroxylgruppen (HAYAKAWA und HORIE, 1991). Voraussetzung für die angestrebte Verklettung sind die Penetration des Adhäsivs in das konditionierte Dentin und anschliessend die Polymerisationsreaktion innerhalb der aktivierten Dentinstruktur. Ebenfalls eine Schlüsselfunktion hat die anschliessende Härtung des Adhäsivs im konditionierten Dentin (LUTZ et al., 1993). Dentinadhäsive benötigen eine Einwirkzeit von mindestens 20 s zur Penetration der mit Dentinkonditionierer oder selbstkonditionierendem Dentin-„primer“ aktivierten Dentinoberfläche. Das Ausblasen des Adhäsivs sollte sanft sein, um einerseits eine polymerisationshemmende Sauerstoffanreicherung zu vermeiden und andererseits durch zu starke Ausdünnung die Polymerisation nicht zu gefährden (LUTZ et al., 1992).

(5) Schmelzadhäsive

Schmelzadhäsive sind niedrigvisköse, hydrophobe Monomergemische, die sich nach entsprechender Vorbehandlung des Dentins mit einem Dentin-„primer“ universell auch auf dem Dentin einsetzen lassen (LUTZ et al., 1993).

Die Haftung von Adhäsivsystemen an Dentin beruht auf den folgenden sechs Mechanismen:

- (1) Zottenbildung
- (2) Verzahnung
- (3) Verklettung
- (4) Pfropfenpolymerisation
- (5) Sekundär chemische Kräfte
- (6) Primär chemische Kräfte

(1) Zottenbildung

Die polymerisierten Tubulusausgüsse werden als Zotten bezeichnet. Sie tragen trotz einer Länge von bis zu 50 µm mit maximal 1-6 Mega Pascal (MPa) nur wenig zur Dentinhaftung bei (PRATI et al., 1990). Die Gründe für die geringe Haftung sind folgende: Die fehlende Wandständigkeit aufgrund der Polymerisationsschrumpfung, die resiliente Auskleidung der eröffneten Tubuluseingänge mit einem Kollagenschlauch, die inkomplette Polymerisation der Zotten aufgrund der Anwesenheit des Dentinliquors und ihre inhomogene, wabige Struktur als Folge der Durchmischung von Monomeren und Dentinliquor (LUTZ et al., 1993). Eine zuverlässige Zottenbildung ist im Hinblick auf postoperative Beschwerden und eine tiefreichende Dentinversiegelung relevant (PASHLEY, 1992).

(2) Verzahnung

Durch die Konditionierung des Dentins wird das intertubuläre Dentin unterschiedlich stark demineralisiert oder von haftenden Präzipitaten überdeckt. Dadurch entstehen Auflagerungen oder Poren. Letztere messen intertubulär 0.05-0.1 µm, peritubulär 1-3 µm. Durch Einschluss oder Ausgießen der Mikroretentionen durch das Adhäsiv resultiert eine Verzahnung (PASHLEY, 1992).

(3) Verklettung

Säuren und Chelatoren wie auch saure Monomere führen zu einer unterschiedlich stark ausgeprägten Freilegung des Kollagenetzes im intertubulären Bereich. Durch Einfließen des Adhäsivs und anschließende Lichthärtung ergeben sich eine Durchflechtung des Kollagenetzes und ein Einschluss der nicht weggelösten Hydroxylapatitkristalle durch das entstehende Polymernetz. Daraus resultiert eine klinisch relevante, biostabile Haftung. Die als Hybridlayer bezeichnete Schicht misst an Grenzflächen, die quer zur Tubuluslängsachse verlaufen, 6-30 µm und an parallelen Grenzflächen 2-5 µm (LUTZ et al., 1993).

(4) Pfropfenpolymerisation

Durch Tributylboran lassen sich C-Atome in der Molekülstruktur des Kollagens mit freien Radikalen versehen, die dann ihrerseits (allerdings nur in Kombination mit Methylmethacrylaten) eine Pfropfenpolymerisation erlauben (MASHUARA, 1969).

(5) Sekundär chemische Kräfte

Sekundär chemische Kräfte werden auch physikalische Kräfte genannt, sie basieren auf Anziehungskräften, zwischen Dipolen (intermolekulare van der Waalschen Kräfte) und der Wasserstoffbrückenbindungen. Es wird vermutet, dass sie für die Benetzung der Dentinstrukturen und im Umfeld der aktivierten H^+ -Atome sowie Ca^{2+} - und PO_4^{2-} -Ionen und weiteren ins Dentin eingebrachten polaren Haftvalenzen relevant sind (LUTZ et al., 1993).

(6) Primär chemische Kräfte

Dies sind vor allem die ionische Bindung, die polare und apolare kovalente Bindung und die metallische Bindung. Sie sind in der Dentinhaftung nicht sehr relevant, weil kaum ein Element des Adhäsivsystems in so engen Kontakt gebracht werden kann, dass primär chemische Kräfte wirksam werden können (MISRA, 1989).

3.3.2 Klassifizierung der Dentinadhäsive

Eine Systematik der Dentinadhäsive ist schwierig, weil keine internationale, einheitliche und anerkannte Klassifizierung existiert (ERNST, 2001). Die Adhäsivsysteme können anhand von klinischen Arbeitsschritten, der Interaktion des Adhäsivs mit dem Dentin, oder

nach Generationen, Konditionierungsverfahren, Härtingsmodi und nach Anzahl der verwendeten Applikationsflaschen, bzw. Systemkomponenten, eingeteilt werden (SCHÄFER, 1999; ERNST, 2002; BLUNCK, 2004, 2005). Die „bonding“-Systeme unterscheiden sich auch in ihren Strategien, den „smear layer“ aufzulösen beziehungsweise zu entfernen (HALLER und BLUNCK, 2003). Erreicht wird dies, indem mit Phosphorsäure-Ätzung im Sinne der Totalätztechnik und mit selbstkonditionierenden „primer“-Lösungen gearbeitet wird.

Die bekannte und übliche **Systematik nach Generationen** bezieht sich in den ersten vier Generationen auf die Entwicklung der „total-etch“-Systeme und schliesst die selbstätzenden Systeme nicht mit ein (SCHÄFER, 1999; ERNST, 2001). Deshalb wird seit einigen Jahren auf eine neue Klassifizierung verwiesen, die die „total-etch“-Technik-Systeme den selbstätzenden Adhäsivsystemen gegenüberstellt und sie anhand der Arbeitsschritte, beziehungsweise Systemkomponenten, und der Interaktion des Adhäsivs mit dem Dentin vergleicht (ERNST, 2002; BLUNCK 2005).

Behandlung der „smear layer“	Vorgehen beim Ätzen	Schmelz-Ätzung	Dentin-Ätzung	„priming“	„bonding“	Produktbeispiele
Vollständige Auflösung und Entfernung der Schmierschicht	Totalätzung von Schmelz und Dentin („total etch“)	1		2	3	Syntac Classic Solobond Plus OptiBond FL
		1		2		Gluma One Bond Solobond Mono OptiBond Solo Plus
	Selektive Ätzung vom Schmelz und Dentinkond.	1	2	3	4	Gluma Denthesive (veraltet)
Teilweise Auflösung ohne Entfernung der Schmierschicht		1	2		3	Syntac Classic Solobond Plus OptiBond FL
	Schmelz-Dentinkond. durch „primer“ („self etch“)	1			2	AdheSE Clearfill SE Bond
		1				Xeno III Futurabond iBond
Erhalt und Einbindung der Schmierschicht	Selektive Ätzung vom Schmelz	1		2	3	Dyract PSA Prime & Bond 2.1. (nur Kompomere)

Tab. 6: Einteilung von Dentinhaftvermittlern (BLUNCK, 2004; HALLER und BLUNCK 2003).

(1) Adhäsive der ersten Generation

Die ersten Adhäsive erschienen ca. im Jahre 1965. Heute sind sie nicht mehr erhältlich. Sie entfernten die präparationsbedingte Schmierschicht mit Hilfe von Glycerophosphorsäure und mit Cyanoacrylat, Polyurethan und anderen Substanzen, um eine chemische Bindung am Dentin zu erreichen (BOWEN, 1965). Die Haftungsmechanismen erreichten aber nicht das notwendige Potential für die Klinik (CHARLTON, 1996).

(2) Adhäsive der zweiten Generation

Etwa 20 Jahre später wurde eine Generation vorgestellt, die nur ein Ankoppeln an die Schmierschicht und organische oder anorganische Bestandteile des Dentins erzielen wollte (ASMUSSEN, 1994). Diese Adhäsivgeneration unterscheidet sich ausserdem von solchen, die eine Phosphatesterbindung anstreben bzw. die durch Polyurethanbindungen agieren. Die klinischen Ergebnisse waren sehr unbefriedigend (DAVIDSON und DE GEE, 1984).

(3) Adhäsive der dritten Generation

Gemeinsam ist den Adhäsiven dieser Generation, dass sie entweder die Schmierschicht ganz auflösen oder modifizieren (RETIEF, 1991). Das hydrophile Dentin musste auf hydrophob umgewandelt werden, um eine Bindung an apolare „bonding“-Materialien zu ermöglichen. Deshalb sind die Dentin-Adhäsivsysteme in ihrem Aufbau mehrteilig und in ihrer Anwendung mehrschrittig. Nach der säurebasierenden Dentinkonditionierung infiltrieren hydrophile Monomere der „primer“-Lösung mit ihren polaren Gruppen die freiliegenden Dentinstrukturen und verbinden sich mit dem nachfolgend applizierten apolaren „bonding“ (CHARLTON, 1996). Bestehend aus drei Einzelkomponenten (1. Cleanser-reagens enth. 17 % EDTA [Ethylendiamintetraacetat]; 2. „primer“-Reagens enth. 35 % HEMA [Hydroxyethyl- methacrylat] und 5 % Glutaraldehyd; 3. „sealer“-Reagens enth. 55 % Bis-GMA [Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat] und 45 % TEGDMA [Triethylenglycol-Dimeth- acrylat]), die nacheinander eingesetzt werden mussten, wurde Gluma (Heraeus Kulzer, damals Bayer) als eines der ersten wirksamen Adhäsivsysteme auf dem Dentalmarkt angeboten. Das Adhäsivsystem Syntac classic (Vivadent) repräsentierte im Jahre 1990 als weiteres System diese Generation.

Der Schmelzrand der Kavität wird konventionell mit 30-40%-Phosphorsäure geätzt, während die Dentinkonditionierung mit schwächeren Säuren, bei Syntac classic mittels 4%-Maleinsäure, erfolgt. Diese entfernen den „smear layer“ oder verändern ihn in seiner Struktur und lösen die anorganischen Phosphate und Hydroxylapatit oberflächlich aus dem Dentin (SCHMIDT, 1997). Im Gegensatz zur Phosphorsäure werden diese Konditionierungsagenzien nicht abgespült. Bei Syntac classic werden die Dentinkonditionierung und das Dentin-„priming“ zusammengefasst. Solche Systeme werden, wie bereits oben beschrieben, als dentinkonditionierende „primer“ bezeichnet, die die Schmierschicht modifizieren und das Dentin oberflächlich demineralisieren. Die im „primer“ enthaltenen kurzkettigen amphiphilen Moleküle, wie HEMA oder TEGDMA, benetzen die

entstandenen Hohlräume und den „smear layer“, dessen Bestandteile beim Verblasen des „primers“ wieder auf das Dentin und auch in die Dentintubuli ausfallen und in die Verbundzone mit einbezogen werden (NAKABAYASHI et al., 1992). Daraufhin kann das applizierte Adhäsiv oder sog. „bonding“, welches bifunktionelle, ungefüllte und somit gut fließfähige Bis-GMA- (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat = Bowen-Monomer), TEGDMA- oder UDMA-Composite (Urethan-Dimethacrylat) enthält, als Bindeglied zwischen dem hydrophilen „primer“ und dem hydrophoben Composite agieren (CHARLTON, 1996). Die „primer“-Monomere dringen so tief ein, wie das Kollagenetzwerk freigelegt wurde. Die Säurewirkung wird durch das Verdunsten des Lösungsmittels und durch die Aushärtung des „bonding“-Materials beendet.

(4) Adhäsive der vierten Generation

Ein isoliertes Anätzen der Schmelzränder lässt sich klinisch nicht immer optimal umsetzen, da die Phosphorsäure auch ungewollt auf Dentinbereiche übertreten kann (FRANKENBERGER et al., 1999). In der vierten Generation wurde durch den simultanen Konditionierungsvorgang beider Hartsubstanzen diese Problematik gelöst. Diese Adhäsivsysteme gehören zu den „total-etch“-Systemen. Diese beinhalten drei klinische Arbeitsschritte: das „etching“ (ätzen), das „priming“ (Grundierung, Zündung) und das „bonding“ (Bündnis). Sie werden auch als Drei-Schritt-Systeme/Mehr-Flaschen-Systeme bezeichnet. Die klinisch praktikabelste Lösung stellt ein zweistufiges Vorgehen dar: Zuerst erfolgt die Schmelzätzung für ca. 15-30 s, danach findet die Säureapplikation auf die Dentinareale statt, die aber 10-15 s Ätzdauer nicht überschreiten sollte, um das empfindliche Kollagenetzwerk nicht zu zerstören (HALLER et al., 1995; THONEMANN et al., 1999). Im Gegensatz zur dritten Generation wird das Dentin nach der Säurekonditionierung mit Wasserspray abgespült. Dies führt zur Entfernung der gelösten anorganischen Bestandteile und der Schmierschicht. Eine exzessive nachfolgende Trocknung zur visuellen Beurteilung der nun opak-weissen Schmelzränder kann den Kollagenfasern des Dentins Feuchtigkeit entziehen und kann zu einem Kollaps und einer Verklebung der Kollagenfasern führen (CIUCCHI et al., 1997). Hieraus kann sich durch insuffiziente Monomerpenetration ein Nanoleakage entwickeln, da durch den Kollagenkollaps eine geringere Penetrationsmöglichkeit für die „primer“-Lösung besteht. Der Begriff Nanoleakage beschreibt eine Form von Undichtigkeit am dentinbegrenzten Restaurationsrand (SANO et al., 1995). Dieses Problem soll das sogenannte „wet bonding“ ausschalten, indem die Dentin-

oberfläche im Sinne einer Wiederbefeuchtung („re-wetting“) mit Wasser behandelt und ein Aufquellen der Kollagenmatrix erreicht werden soll (TAY et al., 1994). Einige Dentinadhäsive erzielen nachweislich auf feuchtem Dentin höhere Haftwerte als auf trockenem (KANCA, 1992b).

Die höhere postoperative Sensitivität nach Entfernung des „smear layer“ durch eine Permeabilitätszunahme und Erhöhung der hydraulischen Leitfähigkeit des Dentins ist ein weiterer Nachteil der „total-etch“-Systeme. Die Eröffnung der Dentintubuli führt zu einer kontinuierlichen Transsudation von Dentinliquor, so dass es zum Einschluss von wasser-gefüllten Blasen entlang der Adhäsiv-Grenzfläche vor der Polymerisation des Adhäsivs kommen kann (TAY, 2003). Auf Grund dieser Blasenbildung kann während der Kau-bewegungen beim Patienten ein Pumpeffekt entstehen, der schnelle Flüssigkeits-bewegungen in den Tubuli auslöst, die A-Delta-Nervenfasern im Pulpa- Dentin-Komplex erregt und Schmerzempfindungen hervorruft.

Der Vorteil der Drei-Schritt-Systeme liegt darin, dass der „primer“ als niedrig visköse benetzende Flüssigkeit allein die Aufgabe hat, in die freigelegten Hohlräume einzudringen und erst durch die anschließende Applikation des etwas visköseren, mitunter auch gefüllten Adhäsivs stabilisiert wird (TJAN et al., 1996).

Der „primer“ sollte das Wasser aus den Tubuli und den Zwischenräumen des Kollagen-netzwerkes verdrängen und die Hohlräume mit Monomer ausfüllen. Dafür kommen verschiedene Lösungsmittel zum Einsatz. Die wasserbasierten Produkte können die Kollagenmatrix wieder aufquellen (TAY et al., 1997). Da diese Systeme eine längere Verdunstungszeit benötigen, wurde bei einigen Systemen als Lösungsmittel Aceton verwendet, welches sich durch eine hohe Flüchtigkeit auszeichnet. Die „bondings“ auf Acetonbasis sind nicht in der Lage, einmal kollabierte Kollagenfasern wieder aufzurichten (KANCA, 1992a). Systeme, die Alkohol als Lösungsmittel benutzen, besitzen je nach Wassergehalt „Re-wetting“-Eigenschaften, während die Flüchtigkeit durch den Alkohol-gehalt verbessert wird (BLUNCK und HALLER, 1999). „bondings“ werden mit anorganischen Füllkörpern angereichert, um dickere Applikationsschichten zu erhalten und eine elastische Schicht zwischen Composite und Zahnhartsubstanz aufzubauen. Diese soll als Stresspuffer wirken, gleichzeitig die Eigenelastizität des Adhäsivs erhöhen und die Polymerisationsschrumpfung der Composite kompensieren (HALLER, 1994; VAN MEERBECK et al., 1994). Die mikromechanische Haftung am Dentin erfolgt bei dieser Generation über die Ausbildung einer Hybridschicht (FERRARI et al., 1997).

Bei den meisten heute üblichen „bonding“-Systemen erfolgt die Aushärtung durch Lichtpolymerisation mittels geeigneter Polymerisationslampen. Als Photoinitiator wird meistens Campherchinon verwendet. Die Radikale zur Verknüpfung der „primer“-Monomere werden in der Regel bei der Photopolymerisation des Adhäsivs zur Verfügung gestellt (BLUNCK und HALLER, 1999).

(5) Adhäsive der fünften Generation

Die Trennung der Komponenten und damit die hohe Techniksensitivität veranlasste die Hersteller, benutzerfreundlichere Systeme zu entwickeln, die einzelne Systemkomponenten zusammenfassen und Fehlermöglichkeiten minimieren sollen (SCHÄFER, 1999). Die einzelnen Gemische und Lösungsmittel wurden so aufeinander abgestimmt, dass sie lagerungsstabil wurden und zusammen in einer Lösung/Flasche vorlagen (HICKEL, 1997). „Primer“- und Adhäsivmaterial wurden miteinander vermischt und der Begriff der Ein-Flaschen-Adhäsive oder „one-bottle“-Adhäsive geprägt. Diese „bonding“-Systeme ergeben in Kombination mit der „total-etch“-Technik die sogenannte Zwei-Schritt-Applikation („etch“ + „primer“/„bond“) (HALLER, 1997; BLUNCK, 2005). Am Anfang wurde von den Herstellern empfohlen, das „primer“-Adhäsiv-Gemisch in zwei Schichten aufzutragen (Mehr-Schicht-Applikation), in der ersten Schicht wirkten sie eher als „primer“ und in der zweiten Schicht eher als Adhäsiv. Die Anwendung war jedoch nicht wesentlich schneller als mit Mehr-Flaschen-Systemen (HALLER, 1997). Später wurde die Anwendung weiter vereinfacht, indem nach dem Schritt der „total-etch“-Technik nur noch eine Schicht „bonding“ appliziert werden musste (Ein-Schicht-Applikation). Aus werkstoffkundlicher Sicht ist die Vereinigung der Eigenschaften Penetrationsfähigkeit und Stabilität im Gegensatz zu Präparaten der Generationen drei und vier ein Kompromiss, weil beide Eigenschaften nicht gleichzeitig repräsentiert sein können (EICK et al., 1997).

(6) Adhäsive der sechsten Generation

Im Allgemeinen repräsentiert diese Gruppe die selbstätzenden Systeme, die mit Hilfe saurer Monomere, welche Phosphat- oder Carboxylgruppen enthalten (sog. Kondi-„primer“), eine mit Phosphorsäure vergleichbare Ätzung auf den Zahnhartsubstanzen erreichen sollen. Dies wird erzielt, indem sie den „smear layer“ entfernen und das Kollagenetzwerk des Dentins freilegen. Durch die Zusammenfassung von

Konditionierung und Priming fällt der separate Ätzschritt im Sinne der „total-etch“-Technik weg. Es verbleiben demnach zwei klinische Arbeitsschritte: „etching“/„priming“ und „bonding“. Im Gegensatz zum mit Phosphorsäure geätzten Schmelz darf ein selbstkonditionierendes Adhäsiv in den Schmelz eingerieben werden, weil gleichzeitig dieser mit „primer“- bzw. Adhäsivkomponenten durchsetzt wird (ERNST, 2001). Gleichzeitig zur Freilegung der Kollagenfasern findet die Infiltration mit Monomeren statt, so dass die Demineralisationsfront durch die Säurewirkung identisch mit der Tiefe der eingedrungenen Monomere ist und somit ein ungeschütztes Kollagengeflecht gar nicht erst entstehen kann. Die nach diesem Prinzip funktionierenden Adhäsivsysteme können nach Anzahl der Applikationsschritte unterschieden werden (Haller und BLUNCK, 2003). Bei der Zwei- bzw. Mehrschritt-Applikation wird zunächst der selbstkonditionierende „primer“ auf Schmelz und Dentin aufgebracht und mit Luft getrocknet, bevor das Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet wird. Die ersten selbstkonditionierenden „primer“ mussten auf Grund der ungenügenden Lagerstabilität der Monomere im sauren Milieu aus zwei Flaschen angemischt werden. Neuere Produkte beinhalten gebrauchsfertige „primer“ ohne Anmischen, deren Monomere ausreichend hydrolysestabil sind (Ein-Schritt-Applikation). Die Belassung der sauren Monomere in der Kavität hat offenbar keine negativen Folgen, da ihre Ätzwirkung durch Neutralisation, Abbruch der Dissoziation durch Verdunsten des Lösungsmittels und Ausbildung der Polymermatrix zeitlich und räumlich beschränkt ist.

(7) Adhäsive der siebenten Generation

Bei den neuesten auf dem Markt befindlichen Adhäsivsystemen gibt es eine weitere Reduzierung der Anzahl Applikationsflaschen. Die selbstkonditionierenden „primer“-Adhäsive sind „all-in-one“-Adhäsive oder Ein-Flaschen-Systeme. Sie enthalten eine ausgewogene Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren und sind so sauer, dass sie neben ihrer „bonding“-Funktion auch die des Ätzmittels und „primers“ erfüllen. Auch hier erfolgt eine Unterteilung in Adhäsive mit Anmischen und in solche ohne Anmischen. Bei den zu mischenden „bonding“-Systemen ist die getrennte Bereitstellung erforderlich, weil die selbstkonditionierenden Monomere nicht hydrolysestabil sind. Die einfachste Applikationsform findet sich in gebrauchsfertigen selbstkonditionierenden Monomermischungen zur Einmal-Applikation. Um eine optimale Ätzwirkung zu erzielen,

sollte man die „all-in-one“-Adhäsive durch leichtes Einreiben in Bewegung halten. Dadurch wird eine zu schnelle Neutralisation der Lösung verhindert.

3.4 Adhäsion auf erodiertem Dentin

Die Adhäsion auf erosiv bearbeiteten Dentin wurde noch nicht aufschlussreich untersucht. In einer Langzeitstudie wurde die Haftkraft von Adhäsivsystemen an zuvor erodiertem Dentin untersucht (ZIMMERLI et al., 2012). Als Haftvermittler wurden die zwei Adhäsivsysteme OptiBond™ FL (3-Schritt „etch-and-rinse adhesive“) und Clearfil SE Bond (2-Schritt „self-etch adhesive“) verwendet. Es zeigte sich, dass bei zuerst erodiertem Dentin die Haftkraft signifikant geschwächt ist. Auch die verwendeten Adhäsive selbst hatten einen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft. OptiBond™ FL hatte die besseren Haftergebnisse bei den nicht-erodierten Proben, und bei den erodierten Proben schloss das Clearfil SE Bond besser ab. Zudem beeinflusste auch die Kavitätenpräparation die Haftkraft (ZIMMERLI et al., 2012).

4. Versuchsplan

Für die Untersuchung wurden 60 Dentinproben aus bovinen Unterkieferschneidezähnen gewonnen. Diese Dentinproben wurden auf sechs Gruppen (je n=10) aufgeteilt (A1, A2, B1, B2, C1, C2).

Die Proben der Gruppe B wurden sechsmal am Tag für 2 min einer erosiven Demineralisation mit Salzsäure, die mit Pepsin versetzt ist (pH 1.6; 1.5 mg/ml Pepsin), ausgesetzt. Die Gruppe C wurde mit Zitronensäure (pH 2.3) mit identischem Zyklus und Dauer erodiert. Alle Dentinproben wurden zweimal am Tag für jeweils 15 s mit einer Schallzahnbürste (Waterpick, Intersanté GmbH, Bensheim, Deutschland) und einem Zahnpasta-„slurry“ gebürstet. Der Zahnpasta-„slurry“ bestand aus 100 g fluoridierter Zahnpasta (Elmex rot, GABA, Münchenstein, Schweiz) und 300 g künstlichem Speichel. Der Zahnpasta-„slurry“ wurde täglich frisch angemischt. Über die Nacht wurden die Proben zur Remineralisation in künstlichen Speichel eingelegt. Die Dentinproben der Gruppe A blieben unbehandelt. Anschliessend wurde bei den Gruppen A1, B1 und C1 das Adhäsions-System OptiBond™ All-In-One und bei den Gruppen A2, B2 und C2 das Adhäsions-System OptiBond™ FL nach Herstellerangaben angewendet und danach ein zylinderförmiges Kompositinkrement (Filtek, 3M ESPE, St. Paul, MN, Vereinigte Staaten) aufgeklebt. Danach wurden die Proben einem Thermocycling (5'000 Zyklen à 2 min, Grenztemperaturen 5 °C und 55 °C) ausgesetzt. Die Haftkraft wurde mittels „shear bond strength“ ermittelt. In Abb. 1 ist der Versuchsablauf der Untersuchung schematisch dargestellt.

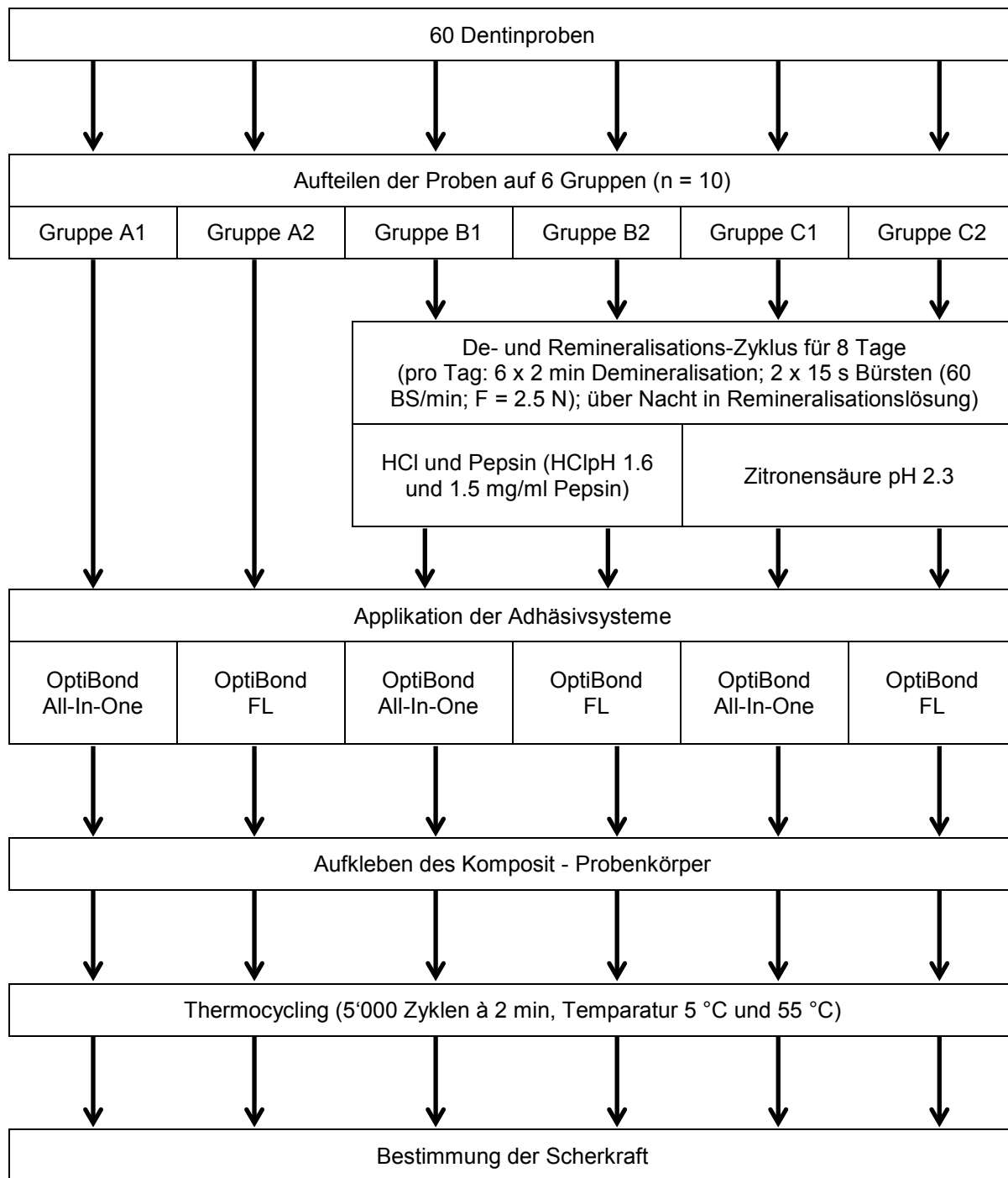


Abb. 1: Versuchsplan

5. Material und Methode

5.1 Herstellung der Dentinproben

Die Dentinproben wurden aus bovinen Unterkiefer-Frontzähnen hergestellt. Die Rinder waren zwischen zwei und drei Jahre alt. Die Zähne wurden mit einem Skalpell und einem Schaber von Geweberesten gesäubert. Die Wurzeln wurden mit einer Trennscheibe von der Krone getrennt. Die Zahnkronen wurden in Wasser im Kühlschrank aufbewahrt.

Aus der Bukkalfläche der Kronen wurden mittels eines wassergekühlten diamantierten Trepanbohrers (Komet, Lemgo, Deutschland) zylindrische Schmelzdentinzyylinder mit einem Durchmesser von 5 mm entnommen. Dazu wurden die Zähne mit Hilfe eines Schraubstockes (Wolfcraft GmbH, Kempenich, Deutschland) fixiert (Abb. 2).

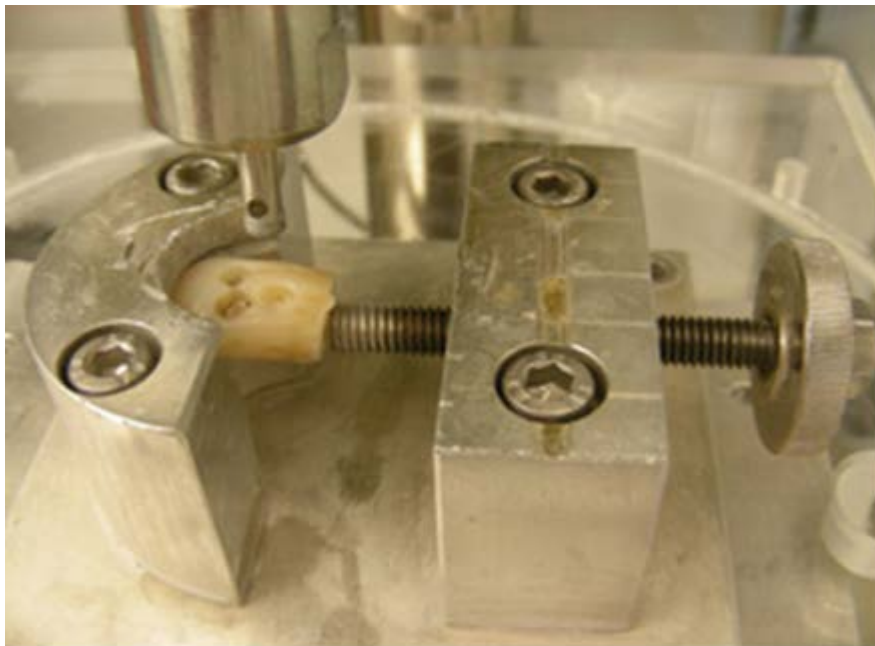


Abb. 2: Probenentnahme aus einer Zahnkrone

Die Proben wurden in speziell für die Zwickmaschine und den künstlichen Mund angefertigten Trägern mit einem Durchmesser von 22 mm mittels Prothesenkunststoff (Paladur, HeraeusKulzer GmbH, Hanau, Deutschland) eingebettet (Abb. 3).



Abb. 3: Frisch eingebettete Probe

Anschliessend wurden mit einem speziell angefertigten Träger, welcher jeweils sechs Proben fassen kann, die Schmelzdentinzyylinder mit gleichmässigem Druck planparallel bis zum Dentin herunter geschliffen (Abb. 4-6). Hierfür wurde zuerst SIC Schleifpapier der Körnung 1200 und danach der Körnung 4000 verwendet (Strues A/S, Ballerup, Denmark). Anschliessend wurden die Proben je nach entsprechender Gruppe mit römischer Zahl (I-VI) markiert.



Abb. 4: Probenträger

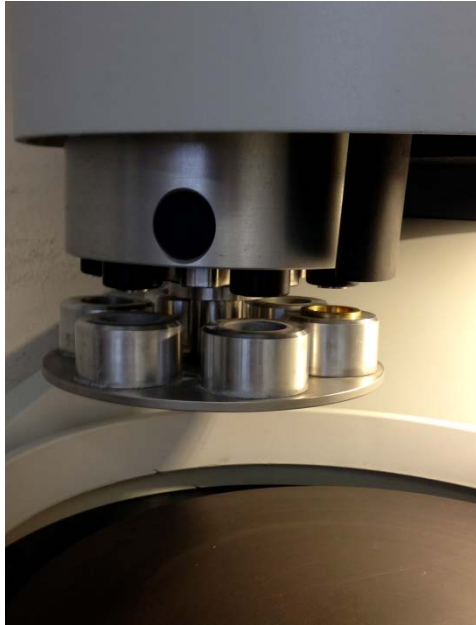


Abb. 5: Probenträger eingespannt in die Schleifmaschine



Abb. 6: Proben werden mit gleichem Druck planparallel geschliffen

5.2 Der künstliche Mund

Der künstliche Mund ist ein In-vitro-Modell, in dem Zahnproben in einem Pumpsystem mit zwei verschiedenen Flüssigkeiten umspült werden können (Abb. 7). Die Temperatur kann auf 37 °C eingestellt werden, um eine bessere Simulation der physiologischen Mund-

bedingungen herzustellen. Seit den frühen 80er Jahren hat sich der Einsatz des künstlichen Mundes etabliert (ATTIN, 1998).

Der künstliche Mund besteht aus zwölf Kammern, welche fest auf den Grundplatten verschraubt werden können. Auf jeder Grundplatte befinden sich sechs gleich aufgebaute Kammern. Die Wärme wird über das Aluminium der Kammern geleitet. Der Temperatursensor, welcher in einer Kammer eingebaut ist, misst ständig die Temperatur in dieser Kammer und steuert die Heizungsregelung der Grundplatte. Die Temperatur wird so ständig auf 37 °C gehalten.

In jede Kammer kann eine Probe eingelassen werden. Damit die Proben genau in die Öffnung passen, wurden die Proben, wie oben beschrieben, in die entsprechenden Adaptationsträger zentriert eingebettet. Dadurch liegt die Dentinprobe eingemittelt in der dafür bestimmten Aussparung der Probenkammer. Unter den Adaptionsträger kamen passgenau angefertigte Silikonringe, um eine einwandfreie Abdichtung mit dem Kammerdeckel zu erreichen. Eine Vertiefung im Kammerdeckel dient als Flüssigkeitskanal, durch den die entsprechende Flüssigkeit über die Probenoberfläche geleitet wird.

Über zwei Pumpen (IPC/IPC Kassetten-Schlauchpumpen, Ismatec SA, Glattbrugg-Zürich, Schweiz) wurden die zwei Flüssigkeiten (künstlicher Speichel und entsprechende Säure) abwechselnd über ein Schlauchsystem auf die Probe geleitet und über einen dritten Schlauch wieder abgelassen. Für die Säure wurde eine Fliessgeschwindigkeit von 3 ml/min gewählt, für den künstl. Speichel eine Fliessgeschwindigkeit von 0.51 ml/min.

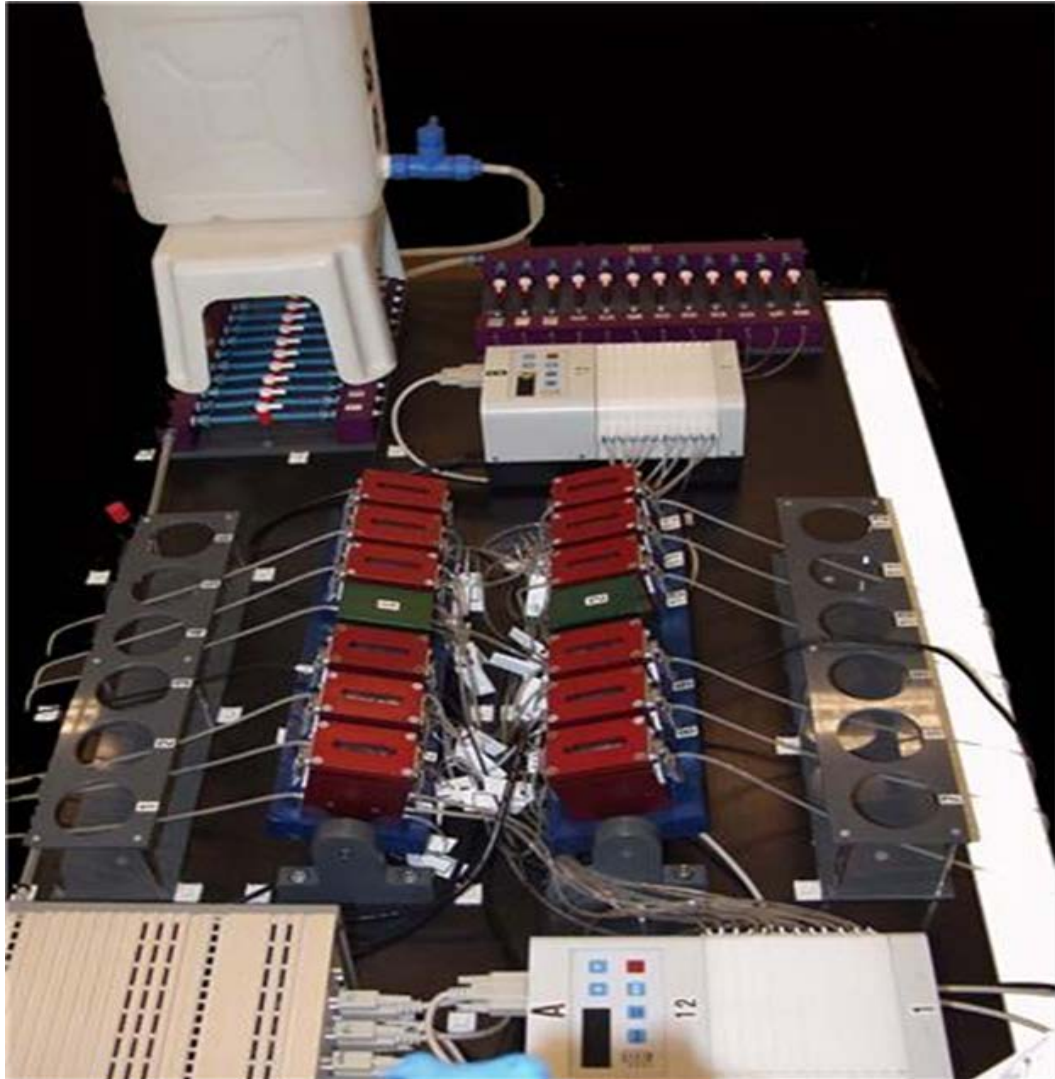


Abb. 7: Der „künstliche Mund“

5.3 Bestandteile des künstlichen Speichels

Der künstliche Speichel wurde nach einer Rezeptur von Klimek hergestellt (KLIMEK et al., 1982). Diese stellt eine Modifikation, der von Matzker und Schreiber beschriebenen Zusammensetzung dar (MATZKER und SCHREIBER, 1972). Der künstliche Speichel enthielt neben Aqua dest. folgende Substanzen:

Ascorbinsäure	0.002 g/l
Glucose	0.040 g/l
NaCl	0.580 g/l
CaCl ₂ x 2H ₂ O	0.170 g/l
NH ₄ Cl	0.160 g/l
KCl	1.270 g/l
NaSCN	0.160 g/l
KH ₂ PO ₄	0.330 g/l
Harnstoff	0.200 g/l
Na ₂ HPO ₄	0.340 g/l

Der pH-Wert lag bei 6.8. Die aufgeführten Substanzen wurden der Reihe nach in destilliertes Wasser eingerührt, bis sie sich gelöst hatten. Der künstliche Speichel wurde täglich frisch hergestellt.

5.4 Adhäsivsysteme

Das OptiBond™ FL ist ein Zwei-Falschen-„total-etch“-System. Es gehört zu der vierten Generation. Als erster Schritt wird für 15 s die Zahnhartsubstanz mit einer 35%-Phosphorsäure geätzt. Danach wird die Säure für 15 s mit Wasser abgewaschen und für 3 s getrocknet. Anschliessend wird der „primer“ für 15 s mit leichter Bürstbewegung appliziert und für 5 s leicht verblasen. Jetzt wird das Adhäsiv 15 s lang mit leichten Bürstbewegungen appliziert, für 3 s getrocknet und danach für 20 s lichtpolymerisiert. (Bluephase (G2), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Das OptiBond™ FL ist seit 1995 im Handel und wurde in Langzeitstudien als erfolgreich geprüft. Der „bond“ ist zu 48 Vol.-% mit Füllern versehen.

Das OptiBond™ All-In-One ist ein selbstätzendes Adhäsiv. Es gehört der siebten Generation an. Es ist in der Anwendung sehr einfach. Als ersten Schritt vermischt man durch Schütteln der Flasche die Komponenten und appliziert es 20 s lang in kreisenden Bewegungen. Danach schöpft man erneut mit dem Pinsel frische Flüssigkeit und appliziert

diese wieder mit kreisenden Bewegungen. Anschliessend wird es für 5 s verblasen und 10 s lang Lichtpolymerisiert.

5.5 Füllungsmethode

Zur Herstellung der direkten Restauration auf der Dentinoberfläche wurde ein lichtdurchlässiger Kunststoffzylinder mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Höhe von 4 mm als Formhilfe benutzt. Vorher wurden wie oben beschrieben die einzelnen Adhäsivsysteme nach Herstellerangaben auf das Dentin aufgetragen.

Der Kunststoffzylinder wurde mit einem extra angefertigten Halter auf der Zahnfläche fixiert. So wurde für eine dichte Adaptation gesorgt, um mögliches Überstopfen auf der Probenoberfläche zu verhindern (Abb. 8).

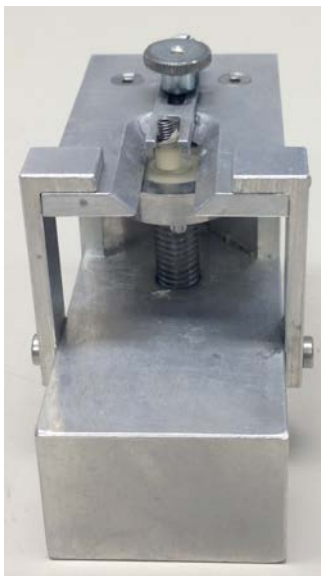


Abb. 8: Halter, um den Kunststoffzylinder gleichmässig auf die Zahnoberfläche zu adaptieren

Danach wurde das Komposite (Filtek, 3M ESPE, St. Paul, MN, Vereinigte Staaten) in den Zylinder eingefüllt und bei jeder Probe mit exakt demselben Druck gestopft. Für diesen Vorgang wurde eine Vorrichtung verwendet, bei der über einen mit Gewichten belasteten Stempel ein definierter Druck auf eine Metallschraube ausgeübt wird, die ihrerseits in den Zylinder mit dem Komposite eingelassen ist (Abb. 9).

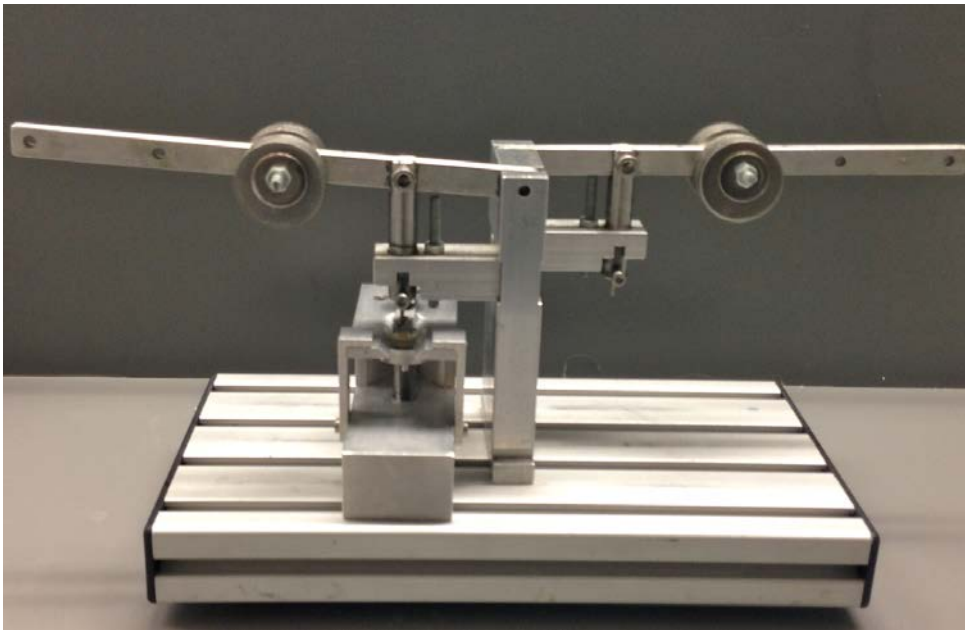


Abb. 9: Vorrichtung zur Applikation des Komposits

Das Material wurde jeweils von jeder Seite für 20 s gehärtet, mittels einer Polymerisationslampe. (Bluephase (G2), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Danach wurden die Proben samt Kunststoffzylinder und Metallschraube aus der Vorrichtung genommen.

5.6 Thermocycling

Nach der Füllung wurden die Proben mittels Thermocycling Grenztemperaturen von 5 °C und 55 °C ausgesetzt. Es wurden 5'000 Zyklen vollzogen. Damit sollte die Langzeitbelastung der Verbunde in der Mundhöhle simuliert werden.

5.7 Scherfestigkeit am Dentin

Die zylinderförmigen Kompositkörper auf den Dentinflächen der Rinderzähne wurden nach der künstlichen Alterung mit einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch abgeschert. Dafür wurden die Proben auf den angefertigten Adaptionsträger bewegungssicher in der dafür hergestellten Abschervorrichtung fixiert, so dass der Stempel im 90°-Winkel zur Zahnoberfläche auf den Zylinder aus Kunststoff traf.

Die Universalprüfmaschine bewegte mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min mit einem im Querschnitt rechteckigen Druckstempel. Dieser trennte den Kunststoff-Zylinder mit einem unterschiedlichen Kraftaufwand parallel zur Dentinoberfläche ab. Dieser Kraftaufwand wird gemessen und registriert.

Die Scherfestigkeit errechnet sich aus dem Quotienten von aufgewendeter Kraft (in Newton) zur Haftfläche (7.1 mm^2) und wird mit MPa angegeben.

5.8 Bruchanalyse

Die Dentinproben wurden nach dem Bruch unter einen Mikroskop (W-PI 10x/23, Stemi 2000, Carl Zeiss, Deutschland) auf ihren Bruchtypus analysiert. Es wurden folgende Brüche unterschieden:

A: Adhäsivfraktur: Die Bruchstelle liegt zwischen Komposit und Adhäsiv
D: Kohärenzfraktur: Die Bruchstelle liegt im Komposit oder Dentin selbst.
M: Gemischte Fraktur: Die Bruchstelle ist nicht sauber in einem Element gebrochen.

Die deskriptive Statistik zur Häufigkeit der Bruchtypen ist im Anhang dargestellt (Tab. 9).

5.9 Statistische Analyse

Die Haftkräfte (MPa) der verschiedenen Gruppen wurden einer statistischen Auswertung unterzogen. Zur Analyse potenzieller Unterschiede innerhalb der einzelnen Gruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test mit dem SPSS Programm Version 21 verwendet. Der Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben ist ein nicht parametrischer Test. Die abhängige Variable muss dabei nicht normverteilt, aber mindestens ordinalskaliert sein. Beim Mann-Whitney-U-Test handelt es sich um einen Rangsummentest. Die Berechnung der Teststatistik basiert auf dem Vergleich von zwei Rangreihen. Dahinter steht die Überlegung, dass sich die Daten in einer gemeinsamen Rangreihe gleichmässig verteilen, wenn sich die zentrale Tendenz zweier Rangreihen nicht unterscheiden. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0.05$ festgesetzt.

6. Ergebnisse

6.1 Haftkräfte

Die ermittelten Haftkräfte und deren Standardabweichungen in den verschiedenen Versuchsgruppen sind in Abbildungen 10 und 11 dargestellt (siehe auch Tab. 7 und 8 im Anhang).

Bei der Gruppe A (Kontrollgruppe: ohne erosive Vorbehandlung) ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den zwei verschiedenen Adhäsivsystemen. Die Gruppe A1 mit dem Adhäsivsystem OptiBond™ All-In-One wies signifikant grössere Haftkräfte (Mittelwert \pm Standardabweichung: 28.51 ± 3.28 MPa) auf als die Gruppe A2 mit dem Adhäsivsystem OptiBond™ FL (15.50 ± 4.76 MPa).

Bei der Gruppe B (mit Salzsäure und Pepsin behandelte Proben) zeigte sich dagegen kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen. Die Haftkräfte der Gruppe B1 mit OptiBond™ All-In-One (18.40 ± 4.85 MPa) wiesen keinen signifikanten Unterschied zu der Gruppe B2 mit OptiBond™ FL (21.61 ± 7.27 MPa) auf.

Bei der Gruppe C (mit Zitronensäure behandelte Proben) konnte man in dieser Studie einen signifikanten Unterschied zwischen den zwei Adhäsivsystemen nachweisen. In der Gruppe C1, bei der OptiBond™ All-In-One angewendet wurde, ergaben sich höhere Haftkräfte (23.34 ± 2.60 MPa) als in der Gruppe C2, bei der OptiBond™ FL eingesetzt wurde (10.36 ± 3.59 MPa).

Wie aus Abbildungen 10 und 11 ersichtlich ist, gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe A2 und der Gruppe B2, bei denen jeweils das OptiBond™ FL verwendet wurde. Die Haftkräfte waren signifikant höher bei der Gruppe B2. Dieser signifikante Unterschied kann auch zwischen der Gruppe C2 und der Gruppe A2 gezeigt werden. Ein signifikanter Unterschied besteht auch zwischen den Gruppen B2 und C2, wobei die Haftkräfte bei der ersteren signifikant höher sind.

Ebenso gibt es signifikante Unterschiede zwischen den Proben, bei denen OptiBond™ All-In-One angewendet wurde. Die Gruppe A1 weist signifikant höhere Haftkräfte auf als die Gruppe B1. Die Gruppe A1 weist auch im Vergleich zur Gruppe C1 signifikant höhere Haftkräfte auf. Im Vergleich der Gruppen B1 und C1 weist C1 signifikant höhere Haftkräfte auf.

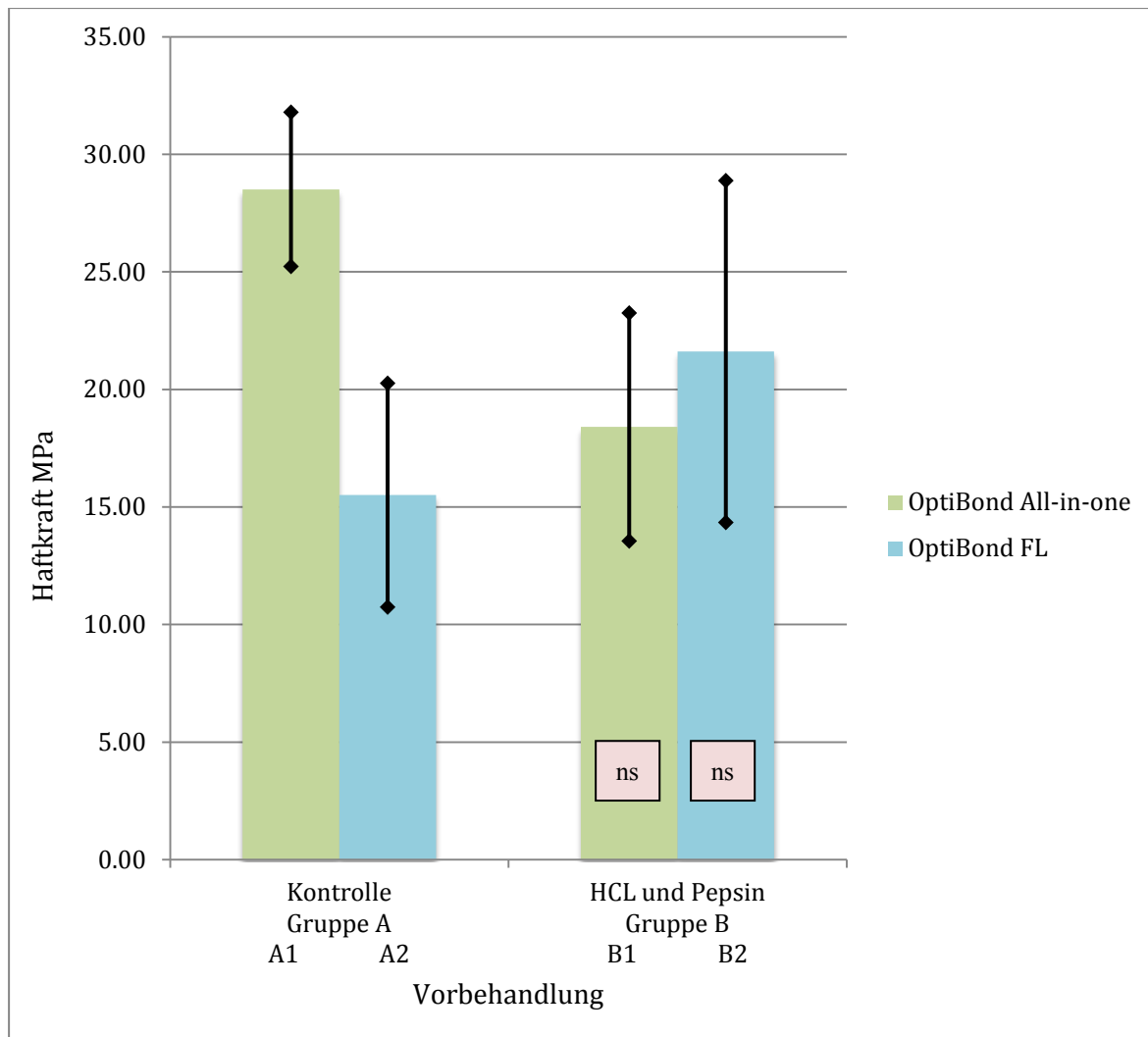


Abb. 10: Haftkräfte: Mittelwerte und Standardabweichungen bei der Kontrollgruppe und der Vorbehandlung mit HCL und Pepsin. Untergruppen mit gleicher Vorbehandlung (Kontrolle, HCL Pepsin) und unterschiedlichen Adhäsivsystemen (OptiBond™ All-In-One oder OptiBond™ FL), die sich nicht signifikant unterscheiden, sind mit „ns“ gekennzeichnet. Untergruppen mit gleichem Adhäsivsystem und unterschiedlicher Vorbehandlung, die sich nicht signifikant unterscheiden, sind mit gleichem Buchstaben gekennzeichnet (dieser Fall kommt hier nicht vor).

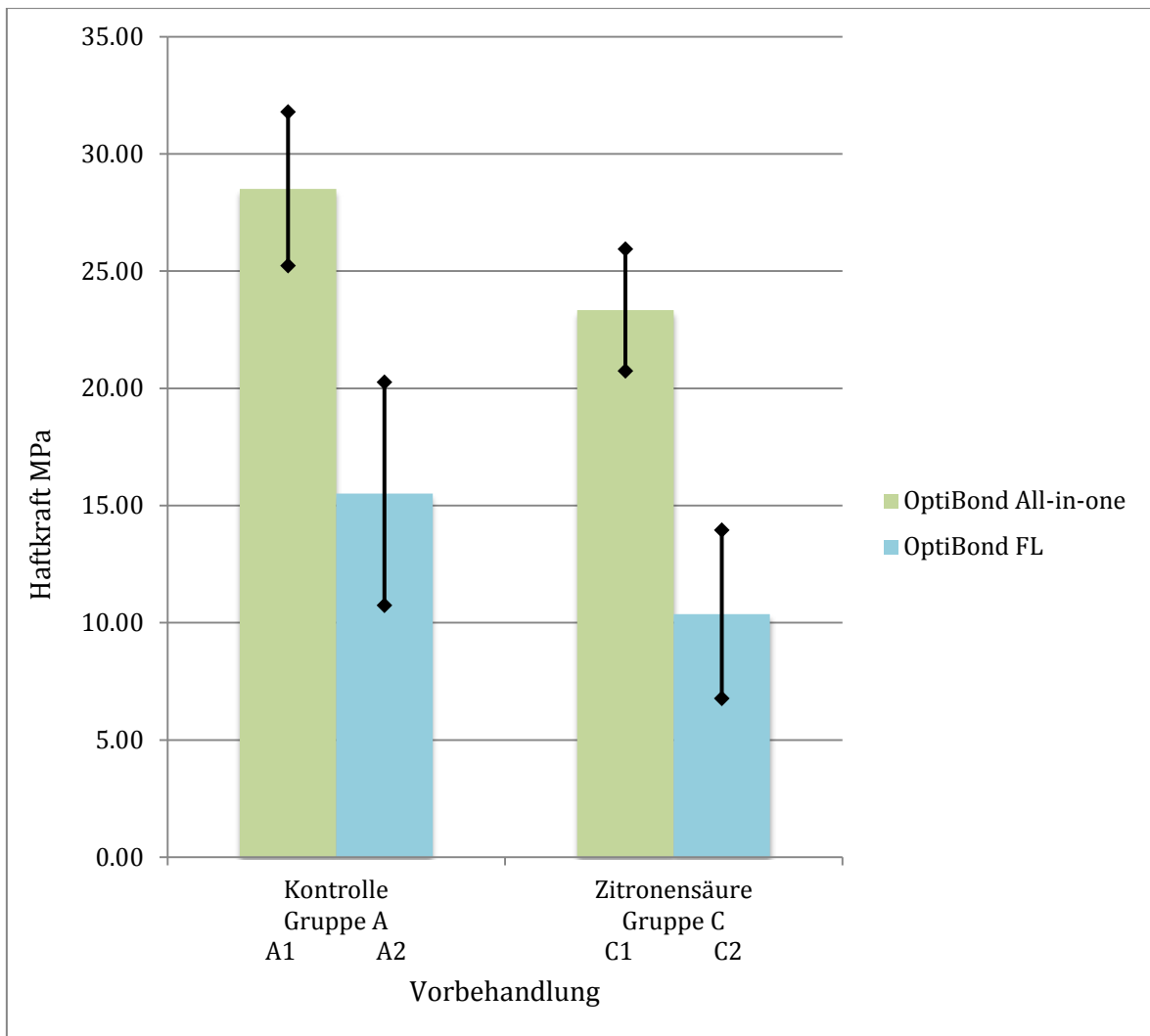


Abb. 11: Haftkräfte: Mittelwerte und Standardabweichungen bei der Kontrollgruppe und der Vorbehandlung mit Zitronensäure. Untergruppen mit gleicher Vorbehandlung (Kontrolle, Zitronensäure) und unterschiedlichen Adhäsivsystemen (OptiBond™ All-In-One oder OptiBond™ FL), die sich nicht signifikant unterscheiden, sind mit „ns“ gekennzeichnet (dieser Fall kommt hier nicht vor). Untergruppen mit gleichem Adhäsivsystem und unterschiedlicher Vorbehandlung, die sich nicht signifikant unterscheiden, sind mit gleichem Buchstaben gekennzeichnet (dieser Fall kommt hier nicht vor).

6.2 Bruchanalyse

Bei den Gruppen C1 und B1 waren die Bruchtypen bei den meisten Proben gemischt. Das heisst Kohärenz- und Adhäsivbrüche wurden in ein und derselben Probe gefunden. In der Gruppe A 1 wurden überwiegend Kohäsivbrüche gefunden. In den Gruppen A2, B2 und C2 hatten lagen überwiegend Adhäsivbrüche vor (siehe Tab. 9 im Anhang).

7. Diskussion

7.1 Diskussion der Methodik

In-vitro-Untersuchungen sind heute gängige Verfahren bei der Beurteilung von Füllungs-materialien und Adhäsivsystemen. Sie haben den Vorteil, dass Sie in kurzer Zeit Ergebnisse liefern können, bevor das Adhäsivsystem bereits veraltet ist. In-vivo-Studien dagegen benötigen meistens mehrere Jahre, um zu Ergebnissen zu kommen. Diese Zeit steht aber im Allgemeinen nicht zur Verfügung, so dass Methoden gefragt sind, die in kürzerer Zeit valide Ergebnisse liefern.

Die Umsetzung von In-vitro-Studien auf die orale Situation ist begrenzt, da die klinischen Bedingungen nur simuliert werden können (ROULET, 1994). Zum Beispiel fehlt der intrapulpare Druck, der für den Austritt des Dentinliquors verantwortlich ist. In einigen Untersuchungen wurden zur Annäherung an die klinischen Bedingungen (d.h. zur Simulation der feuchten Dentinoberfläche durch den Pulpadruck) Wasser, Kochsalz-lösungen oder Rinderserum verwendet (TAO und PASHLEY, 1988; MITCHEM und GRONAS, 1991; NIKAIDO et al., 1995). Es muss hinterfragt werden, ob es möglich ist, In-vitro-Studien im Rahmen der Adhäsivtechnologie einzusetzen. Gleichwohl stellt die In-vitro-Studie eine wichtige Säule der Materialforschung dar, da es keine entsprechenden kostengünstigen und in kurzen Zeiträumen durchführbaren Alternativen gibt.

Da kariesfreie humane Zähne oft nicht in genügender Menge vorhanden sind, werden in vielen Studien ersatzweise Rinderzähne verwendet. Rinderzähne sind in grosser Menge verfügbar und aufgrund ihrer grossen Oberfläche können mehrere Proben pro Zahn entnommen werden. Die Rinderzähne weisen einen homogeneren Mineralgehalt auf als humane Zähne, weil die Rinderzähne oft von der gleichen genetischen Linie abstammen und weil die Ernährung der Rinder einheitlich ist. Sie sind also uniformer als humane Zähne (WEGEHAUPT et al., 2008). Sie weisen keine Karies oder sonstigen Defekte auf, welche die Studie beeinflussen könnten. Nicht zuletzt auch aus ethischen Gründen wurden bei Untersuchungen in den letzten 30 Jahren immer öfter Rinderzähne verwendet (YASSEN et al., 2011).

Verschiedene Studien verglichen Rinderdentin mit humanem Dentin. Die Resultate waren kontrovers. Es wurde kein signifikanter Unterschied gefunden bezüglich der Anzahl der

Tubuli im koronalen Dentin von Rinderzähnen und humanen Molaren wie auch Prämolaren (SCHILKE et al., 2000). Im Gegensatz dazu wurde in einer anderen Studie ein signifikanter Unterschied in der Anzahl der Tubuli zwischen humanen Zähnen und Rinderzähnen erörtert (CAMARGO et al., 2007). Auch eine bessere Penetration von humanem Dentin im Vergleich zum Rinderdentin wurde beschrieben. Begründet wird diese höhere Penetration mit einer prozentual höheren Tubulidichte im humanen Dentin. Dagegen wurde bei Schmalz eine höhere Penetration im Rinderdentin entdeckt. In der gleichen Arbeit wurden keine Unterschiede bei der Diffusion und der hydraulischen Leitfähigkeit gefunden (SCHMALZ et al., 2001). Die verschiedenen Resultate der Studien lasen sich vermutlich durch unterschiedliche Distanzen zur Pulpa erklären.

Es wurden keine signifikanten Unterschiede bei demineralisiertem und mineralisiertem Dentin zwischen Rinderzähnen und humanen Zähnen weder hinsichtlich der Zugfestigkeit noch im Elastizitätsmodul gefunden (SANO et al., 1994). Auch die Härteprüfung nach Knoop fiel bei beiden gleich aus (FONSECA et al., 2004). Es konnte kein signifikanter unterschied zwischen Rinderzähnen und humanen Zähnen nach erosiver und abrasiver Behandlung gefunden werden (WEGEHAUPT et al., 2008). Insgesamt lässt sich festhalten, dass Rinderzähne als Ersatzmedium verwendet werden können, da die Zusammensetzung den humanen Zähnen sehr ähnlich ist.

Die Proben wurden im Wasser gelagert. Bei dieser Lagerung hatten DANTAS et al. (2008) für bovine Dentinproben höhere Haftwerte erzielt. Auch verglichen wurden „etch-and-rinse,- mit „self-etch“-Adhäsivsysteme nach Wasserlagerung im Hinblick auf Scherfestigkeitswerte. Es zeigten sich in dieser Studie signifikant höhere Scherfestigkeitswerte für beide verwendeten „etch-and-rinse“-Systeme (Adper ScotchBond Multi Purpose, Adper Single Bond 2).

In der vorliegenden Arbeit wurde die bovine Dentinoberfläche für 2 min sechsmal am Tag mit Salzsäure und Pepsin oder mit Zitronensäure demineralisiert, um eine erosive Läsion zu produzieren. Die kurze Periode von 2 min wurde deshalb gewählt, um die Situation während des Trinkens oder einer Regurgitation zu imitieren. Andere Autoren bevorzugten zur Erzeugung erosiver Defekte weniger häufige aber längere De- bzw. Remineralisationen (LUSSI et al., 1995). Es konnte an Zahnschmelz gezeigt werden, dass bei gleicher Gesamteinwirkzeit einer Säure kurze, häufige Säureangriffe zu einem höheren Mineralverlust führen als längere, aber weniger häufige Angriffe. Für Dentin kann von einem ähnlichen Verhalten ausgegangen werden (KIRKHAM et al., 1994).

Salzsäure ist der Hauptbestandteil der Magensäure, die durch Refluxerkrankungen oder unter Erbrechen von Mageninhalt in Kontakt mit Zahnoberflächen kommt. Die Salzsäure hat ein hohes erosives Potenzial und ist der wichtigste endogene Faktor für das Entstehen von erosiven Läsionen (BARTLETT und COWARD, 2001). Die Salzsäure eignet sich besonders gut für Laboruntersuchungen, da die Salzsäure im Gegensatz zu Zitronensäure z.B. nicht nachdissoziiert und somit das Anbringen von definierten Erosionen ermöglicht. Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass die Tiefe der Demineralisation von der Art der verwendeten Säure abhängt (HANNIG et al., 2005). Der pH-Wert von organischen Säuren liegt zwischen 2.5 und 5.0. Der pH-Wert von Magensaft liegt zwischen 5.3 und 5.5. Es wurde gezeigt, dass Magensaft ein höheres erosives Potential als Coca Cola und Fruchtsäfte hat (BARTLETT und COWARD, 2001).

In dieser Studie wurde künstlicher Speichel als Remineralisations-Lösung verwendet. Dieser künstliche Speichel wurde in mehreren In-vitro-Studien als Remineralisations-Lösung geprüft (ATTIN et al., 1998; KLIMEK und HELLWIG, 1989). Weitere Gründe zur Verwendung des künstlichen Speichels waren zum einen, dass grosse Mengen benötigt wurden, um die Untersuchung im künstlichen Mund durchzuführen und zum anderen, dass in früheren Pilotstudien herausgefunden wurde, dass natürlicher Speichel die Pumpen des künstlichen Mundes blockiert (ATTIN et al., 2003).

Um die Beständigkeit des Dentin-Komposit-Verbundes unter klinischen Bedingungen zu simulieren, können in vitro verschiedene Alterungsmethoden eingesetzt werden. Diverse Studien zeigten, dass die Haftwerte bei Scherversuchen nur durch Wasserlagerung für 180 Tage bei 37 °C signifikant abnahmen. Bei doppelter Verweildauer kam es auch zu einem signifikanten Abfall der Haftkräfte im Zugversuch (GWINNETT und YU, 1995). Andere Studien wiesen für Syntac Classic keine signifikante Abnahme der Haftkraft bei künstlicher Alterung mittels Langzeitlagerung nach (HALLER, et al. 1993). Da die reine Lagerung in Wasser zeitaufwendig ist und nicht der klinischen Situation entspricht, kam in dieser Studie die thermozyklische Wechselbelastung zur Anwendung. Die Auswirkungen auf den Dentinverbund und die daraus resultierende Haftkraft werden unterschiedlich diskutiert (DIETSCHI und HERZFELD, 1998; SCHERER et al., 1990). Die verwendeten Zyklenzahlen variieren zwischen 100 und 1'000'000 Zyklen (ASMUSSEN, 1974). Ein „review“ verglich Studien, die eine thermische Alterung von Dentinadhäsiven zum Thema hatten. Dort kam man auf einen Mittelwert von 10'000 Zyklen, was ungefähr der Belastung einer Füllung innerhalb eines Jahres entspricht (GALE und DARVELL, 1999).

Bei niedriger Zyklenzahl konnten in vielen Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen der initialen Haftkraft und der Haftkraft nach Alterung festgestellt werden (DE MUNCK et al., 2005).

Die Grenztemperaturen lagen bei dieser Studie bei 5 °C bzw. 55 °C. Diese Extremwerte wurden mit Hilfe von Temperatursonden, die in vivo an Molaren angebracht waren, an freiwilligen Testpersonen ermittelt (PETERSON et al., 1966). Die tolerierte Exposition für diese Temperaturextrema lag bei maximal 15 s. Bei In-vitro-Tests lag die Temperatur bei 0-60 °C bei einem Mittel von 5 °C bzw. 55.5 °C und die Zeit des Eintauchens zwischen 4 s und 20 min bei einem Mittel von 30 s (GALE und DARVELL, 1999). Daher ist die hier verwendete Dauer von 2 min als angemessen zu erachten.

Zur Überprüfung der Haftkraft von Adhäsivsystemen gibt es verschiedene Möglichkeiten. In dieser Untersuchung wurde der gut standardisierte Scherversuch gewählt. Dieser Versuch ist relativ schnell und einfach durchzuführen, und es existieren sehr viele Vergleichsstudien (OILO, 1993; CHAN et al., 1997). Nachteile dieses Versuches sind Kerbspannungen, die beim Abscheren entstehen können sowie die Möglichkeit von Dentinausrissen bei Scherspannungen >15 MPa. Unberücksichtigt bleibt die Polymerisationsschrumpfung. Dennoch lässt sich anhand der in Scherprüfungen ermittelten Verbundfestigkeiten das Potential eines Dentinadhäsivs ablesen, indem verschiedene Präparate einander gegenübergestellt werden. Generell können Werte aus methodisch verschiedenen Untersuchungen miteinander verglichen werden. Die verfahrensspezifischen Unterschiede können wesentlich grösser sein als die Unterschiede zwischen den einzelnen Präparaten (Ernst, 2001).

Es gibt erhebliche Differenz zwischen den in vitro und in vivo gemessenen Haftkräften und den errechneten Kräften. So werden für eine Ionenbindung beispielsweise um 5000 MPa, für eine Wasserstoffbrückenbindung ca. 500 MPa und für Dipolbindungen ungefähr 200 MPa Haftkraft beschrieben (BISCHOF und POSSART, 1983). Experimentell werden bei adhäsiven Klebeverbindungen demgegenüber sehr viel geringere Werte ermittelt. Dentinhaftverbunde sind Alterungsprozessen unterworfen, die mit einer Quellung der Dentinadhäsive durch Wasseraufnahme erklärt werden können (KUNZELMANN et al., 1993). Auch die ungleiche thermische Expansion von Zahn und Komposite führt teilweise zur Auflösung der adhäsiven Haftung. Anhand von Langzeitstudien wurden Veränderungen in den Frakturmodi erkannt. Initial nach Füllungslegung dominierten adhäsive Frakturen auf den Zahnoberflächen, nach Langzeitlagerung waren hingegen die

Hybridschichten stärker in das Frakturgeschehen involviert. Dies zeigt, dass vor allem die Haftkraft der Hybridschicht mit der Zeit abnehmen kann (BURROW et al., 1993).

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Bei dieser Untersuchung zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen und den verschiedenen behandelten Proben. Hingegen konnte nicht innerhalb jeder Gruppe ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Adhäsivsystemen beobachtet werden.

Es zeichnete sich ein deutlicher Unterschied zwischen den extrinsischen Proben und der Kontrollgruppe einerseits und den intrinsischen Proben andererseits ab. Die intrinsisch behandelten Proben erzielten signifikant höhere Haftkräfte mit dem Adhäsivsystem OptiBond™ FL als die andern zwei Proben. Eine mögliche Erklärung für diese Beobachtung könnte das durch die Zitronensäure bei den extrinsischen Proben freigelegte Kollagen sein. Durch die Behandlung mit der Phosphorsäure wird beim „total-etch“-System OptiBond™ FL noch mehr Kollagen freigelegt, so dass das Kollagenknäuel kollabieren können. Durch die kollabierten Kollagenknäuel können die Komponenten des OptiBond™ FL nicht mehr vollständig in das Kollagengerüst eindringen, was eine Verminderung der Haftkraft zur Folge hat. Dieselbe Hypothese kann auch bei der Kontrollgruppe gelten. Hingegen wird bei den intrinsischen Proben das durch die Salzsäure freigelegte Dentin durch das Pepsin denaturiert und in weiteren Teilen entfernt. Es kommt somit zu keinem Kollaps des Kollagens, so dass das jeweilige Adhäsiv gut mit dem freigelegten Mineralgerüst des Dentins interagieren kann. Doch wenn durch das Fehlen des Kollagens keine Hybridschicht ausgebildet wird, so kann das Adhäsiv zumindest gut in die offenen Dentintubuli eindringen. Dies scheint zu einer ausreichend guten Haftung beizutragen.

Innerhalb der Gruppe, welche mit Zitronensäure behandelt wurde, zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen. Das selbstätzende OptiBond™ All-In-One erzielte deutlich bessere Haftkräfte, als das „total-etch“-System OptiBond™ FL. Auch bei der Studie von ZIMMERLI et al. (2012) wurden zwei verschiedene Adhäsivsysteme verwendet; das selbstätzende Clearfil SE Bond und auch OptiBond™ FL. Auch bei ZIMMERLI et al. (2012) schlossen die erodierten Proben mit dem selbstätzenden Adhäsivsystem Clearfil SE besser ab. Jedoch wurden bei ZIMMERLI

et al. (2012) bei den nicht behandelten Proben bessere Haftergebnisse mit dem OptiBond™ FL erzielt, während in der vorliegenden Studie auch die nicht behandelten Proben höhere Haftwerte mit dem selbstätzenden OptiBond™ All-In-One erzielten.

In der Gruppe der Proben, welche mit Pepsin und Salzsäure behandelt wurden, ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den zwei unterschiedlichen Adhäsivsystemen.

Bei den Proben, bei denen OptiBond™ All-In-One angewendet wurde, waren die meisten Bruchtypen gemischt. Das heisst Kohärenz- und Adhäsivbrüche wurden in ein und derselben Probe gefunden. Nur bei der Kontrollgruppe, bei welcher OptiBond™ All-In-One angewendet wurde, gab es am häufigsten Kohäsivbrüche. Dies ist auch die Gruppe mit den höchsten Haftwerten. Die erodierten Gruppen, welche mit OptiBond™ FL befestigt wurden, hatten die häufigsten Adhäsivbrüche. Auch ZIMMERLI et al. (2012) untersuchten die Bruchtypen, aber im Gegensatz zur vorliegenden Studie wurden die Proben zuerst ein Jahr lang gelagert, wodurch sich die Unterschiede zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie erklären lassen. Nach einjähriger Lagerung ergaben sich für die nicht behandelten Proben v.a. Kohäsivbrüche und für die erodierten Adhäsivbrüche. Bei der 24-h-Lagerung dominierten die Kohäsivbrüche bei allen Proben.

8. Schlussfolgerung

Bei dieser Untersuchung zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen und den verschiedenen behandelten Proben. Hingegen konnte nicht innerhalb jeder Gruppe ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Adhäsivsystemen beobachtet werden.

Es zeichnete sich ein deutlicher Unterschied zwischen den extrinsischen Proben und der Kontrollgruppe einerseits und den intrinsischen Proben andererseits ab. Die Gruppe der intrinsischen Proben erzielte mit dem Adhäsivsystem OptiBond™ FL signifikant höhere Haftkräfte als die anderen zwei Gruppen. Innerhalb der Gruppe der intrinsischen Proben ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den zwei verschiedenen Adhäsivsystemen. Jedoch konnte innerhalb der Gruppe der extrinsischen Erosionen ein signifikanter Unterschied zwischen OptiBond™ FL und OptiBond™ All-In-One gezeigt werden.

Schlussfolgernd kann man anhand der Ergebnisse der vorliegenden Studie festhalten, dass bei extrinsischen Erosionen die Verwendung von OptiBond™ All-In-One zu favorisieren ist. Wohingegen bei den intrinsischen Erosionen keine Empfehlung abgegeben werden kann, da beide Adhäsivsysteme gleich hohe Haftkräfte erzielten.

9. Anhang

Zitronensäure		HCL und Pepsin		Kontrolle	
C2	C1	B2	B1	A2	A1
Optibond FL - Gruppe III	All in One - Gruppe IV	Optibond FL - Gruppe VI	All in One - Gruppe V	Optibond FL - Gruppe II	All in One - Gruppe I
10.78	20.13	25.28	13.33	9.96	25.39
9.96	27.00	22.03	23.11	9.45	27.50
12.57	22.56	28.53	26.60	18.42	25.06
13.81	19.90	9.39	15.61	18.26	31.95
10.84	20.84	12.28	20.04	20.78	33.26
16.77	22.38	16.19	24.77	11.12	31.25
9.00	25.54	32.19	16.58	15.98	24.52
5.52	25.52	23.18	14.72	19.31	29.49
9.54	26.17	19.91	14.79	21.27	31.13
4.76	23.32	27.17	14.41	10.48	25.59

Tab. 7: Haftkräfte [MPa] der jeweiligen Proben in den experimentellen Gruppen für die Adhäsivsysteme OptiBondTM FL und OptiBondTM All-In-One. Die Dentinklebflächen waren entweder mit Zitronensäure (extrinsische Erosion), Salzsäure und Pepsin (intrinsische Erosion) vorbehandelt oder unvorbehandelt (Kontrolle).

	Mittelwerte		Standardabweichung	
	OptiBond FL	OptiBond All-In-One	Optibond FL	OptiBond All in One
Zitronensäure	10.36	23.34	3.59	2.60
HCL und Pepsin	21.61	18.40	7.27	4.85
neutral	15.50	28.51	4.76	3.28

Tab. 8: Mittelwerte und Standardabweichungen der ermittelten Haftkräfte [MPa] aus Tabelle 7.

	Bruchanalyse					
	Zitronensäure		HCL und Pepsin		Kontrolle	
	C2	C1	B2	B1	A2	A1
	Optibond FL - Gruppe III	All in One - Gruppe IV	Optibond FL - Gruppe VI	All in One - Gruppe V	Optibond FL - Gruppe II	All in One - Gruppe I
A	75%	27%	67%	33%	75%	25%
D	0%	0%	0%	0%	0%	67%
M	25%	73%	33%	67%	25%	8%

Tab. 9: Prozentuale Häufigkeit der Bruchtypen: A = Adhäsivbruch, D = Kohäsivbruch, M = gemischter Bruch.

10. Literaturliste

- ADDY M, PEARCE N: Aetiological, predisposing and environmental factor in dentine Hypersensitivity. Arch Oral Biol 39: 38 (1994)
- ASMUSSEN E: Chemische und physikochemische Aspekte des Dentinbondings. Phillip J 11: 143-147 (1994)
- ASMUSSEN E: The effect of temperature changes on adaption of resin fillings. Acta Odontol Scand 32: 161-171 (1974)
- ATTIN T, DEIFUSS H, HELLWIG E: Influence of acidified fluoride gel on abrasion resistance of eroded enamel. Caries Res 33: 135–139 (1999)
- ATTIN T, KOIDL U, BUCHALLA W, SCHALLER H G, KIELBASSA A M, HELLWIG E: Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. Arch Oral Biol 42: 243-250 (1997)
- ATTIN T, MEYER K, HELLWIG E, BUCHALLA W, LENNON A M: Effect of mineral supplements to citric acid on enamel erosion. Arch Oral Biol 48: 753-759 (2003)
- ATTIN T, ZIRKEL C, HELLWIG E: Brushing abrasion of eroded dentin after application of sodium fluoride solutions. Caries Res 32: 344–350 (1998)
- BARTLETT D W, COWARD P Y: Comparison of the erosiv potential of gastric juice and a carbonated drink in vitro. J Oral Rehabil 28: 1045-1047 (2001)
- BARTLETT D W, EVANS D F, SMITH B G N: The relationship between gastro-oesophageal reflux disease and dental erosion. J Oral Rehabil 23: 289-297 (1996)
- BARTLETT D W, GANSS C, LUSSI A: Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. Clin Oral Invest 12: 65-68 (2008)

- BASHIR E, EKBERG O, LAGERLÖF F: Salivary clearance of citric acid after an oral rinse. *J Dent* 23: 209-212 (1995)
- BAUME L J: The biology of pulp and dentine. In Myers, H.M.: *Monogr Oral Sci VIII*, Basel, Krager (1980)
- BEGG P R: Stone age man's dentition. *Am J Orthod* 40: 298-312, 373-383, 462-475, 517-531 (1954)
- BISCHOF C, POSSART W: Adhäsion. Theoretische und experimentelle Grundlagen. Akademie-Verlag Berlin (1983)
- BLUNCK U: Marktübersicht Adhäsivsysteme. *ZAHN PRAX* 8: 14-37 (2005)
- BLUNCK U: Sichere Langzeitergebnisse bei Einhaltung der Arbeitsschritte. *DZW-Spezial* 3: 6-13 (2004)
- BLUNCK U: Dentinhaftmittel und Compomere. *Quintessenz* 47: 19-35 (1996)
- BLUNCK U, HALLER B: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50: 1021-1033 (1999)
- BOWEN R L: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res* 44: 895-902 (1965)
- BRÄNNSTRÖM M, GARBEROGLIO R: The dentinal tubules and the odontoblast processes: a scanning electron microscopic study. *Acta Odontol Scand* 30: 291 (1972)
- BRESCHI L, GOBBI P, MAZZOTTI G, FLACONI M, ELLIS T H, STANGEL I: High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid. *Dent Mater* 18: 26-35 (2002)

- BURROW M, TAGAMI J, HOSODA H: The long term durability of bond strengths to dentin. Bull Tokyo Med Dent Univ 40: 173-191 (1993)
- BUTLER W T: Dentin collagen: Chemical structure and role in mineralisation. In Linde A.: Dentin and Dentinogenesis, vol II. Boca Raton, CRC Press: 37 (1984)
- BUTLER W T, RITCHIE H: The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. Int J Dev Biol 39: 169-179 (1995)
- CAMARGO C H, SIVIERO M, CAMARGO S E, DE OLIVEIRA S H, CARVALHO C A, VALERA M C: Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. J Endod 33: 422-426 (2007)
- CARRIGAN P J, MORSE D R, FÜRST M L, SINAI I H: A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. J. Endod 10: 359 (1984)
- CHAN A R, TITLEY K C, CHERNECKY R, SMITH D C: A short- and long-term shear bond strength study using acids of varying dilutions on bovine dentin. J Dent 25: 145-152 (1997)
- CHARLTON D G: Dentin bonding: Past and present. Gen Dent 44: 498-507 (1996)
- CHAUDRY S I, HARRIS J L, CHALLACOMBE S J: Dental erosion in a wine merchant: an occupational hazard? Br Dent J 182 226-228 (1997)
- CIUCCHI B, BOUILLAGUET S, RUSSELL C: Dentin bonding by general practitioners. J Dent Res 76, Abstr. 981: 136 (1997)
- COOPER P J, CHARNOCK J, TAYLOR M J: The prevalence of bulimia nervosa. Br J Psychiatry 151: 684-686 (1987)

- COX C F, FELTON D, BERGENHOLTZ G: Histopathological response of infected cavities treated with Gluma and Scotchbond dentin bonding agents. *Am J Dent* 1: 189-194 (1988)
- DANTAS D C, RIBEIRO A I, LIMA L H, DE LIMA M G, GUENES G M, BRAZ A K, BRAZ R: Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Braz Dent J* 19: 219-223 (2008)
- DAVIDSON C L, DE GEE A J: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63: 146-148 (1984)
- DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B: A critical review of the Durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res* 84: 118-132 (2005)
- DIETSCHI D, HERZFELD D: In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106: 1033-1042 (1998)
- DIPPEL H W, BORGGREVEN J M P M, HOPPENBROUWERS P M M: Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent* 52: 657-662 (1984)
- EICK J D, GWINNETT A J, PASHLEY D H, ROBINSON S J: Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8: 306-335 (1997)
- ERNST C P: Who is who bei Kompositen und Dentinadhäsiven? *Zahnärztl Prax* 5: 394-411 (2002)
- ERNST C P: Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *ZMK* 17: 254-269 (2001)
- FATHERSTONE J D B: The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc* 131: 887-899 (2000)

- FATHERSTONE J D B, LUSSI A: Understanding the Chemistry of Dental Erosion. In Lussi, A. (ed.): Dental Erosion: From Diagnosis to Therapy. Monographs in Oral Science, Basel, Karger, Vol. 20: 66-76 (2006)
- FERRARI M, CAGIDIACO M C, KUGEL G, DAVIDSON C L: Dentin infiltration by tree adhesive systems in clinical and laboratory conditions. *Am J Dent* 9: 240-244 (1997)
- FONSECA R B, HAITER-NETO F, FERNANDES-NETO A J, BARBOSA G A, SOARES C J: Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Arch Oral Biol* 49: 919-922 (2004)
- FRANKENBERGER R, SINDEL J, KRÄMER N, PETSCHERT A: Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs. ceramic inlays. *Oper Dent* 24: 147-155 (1999)
- GALE M S, DARVELL B W: Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27: 89-99 (1999).
- GANSS C: Definition of Erosion and Links to Tooth Wear. In Lussi A. (ed.): Dental Erosion: From Diagnosis to Therapy. Monographs in Oral Science, Basel, Karger, Vol. 20: 9-16 (2006)
- GANSS C, KLIMEK J, SCHÄFER U, SPALL T: Effectiveness of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in vitro. *Caries Res* 35: 325-330 (2001)
- GANSS C, KLIMEK J, STARCK C: Quantitative analysis of the impact of the organic matrix on the fluoride effect on erosion progression in human dentine using longitudinal microradiography. *Arch Oral Biol* 49: 561-566 (2004)
- GRAY A, FERGUSON M M, WALL J G: Wine tasting and dental erosion: Case report. *Aust Dent J* 43: 32-4 (1998)

- GRENBY T H: Lessening dental erosive potential by product modification. *Eur J Oral Sci* 104: 221-228 (1996)
- GWINNETT A J, YU S: Effect of long-term water storage on dentin bonding. *Am J Dent* 8: 109-111 (1995)
- HALL A F, BUCHANAN C A, MILLETT D T, CREANOR S L, STRANG R, FOYE R H: The effect of saliva on enamel and dentine erosion. *J Dent* 27: 333-339 (1999)
- HALLER B: Einkomponenten-Adhäsive – Aktueller Entwicklungsstand. *Dtsch Zahnärztekalendar*, Hanser, München, 169-188 (1997)
- HALLER B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 750-759 (1994)
- HALLER B, BLUNCK U: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *ZM* 93: 48-58 (2003)
- HALLER B, HOFMANN N, KLAIBER B, PFANNKUCH A: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch. Zahnärztl Z* 48: 100-104 (1993).
- HALLER B, WINDSHEIMER U, HOFMANN N, KLAIBER B: Selektive Schmelzätzung oder Total Etch? *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 824-827 (1995)
- HANNIG C, HAMKENS A, BECKER K, ATTIN R, ATTIN T: Erosive effects of different acids on bovine enamel: release of calcium and phosphate in vitro. *Arch Oral Biol* 50(6): 541-52 (2005)
- HANNING M, ALBERS H K: Die erosive Wirkung von Acetylsalicylsäure an Zahnschmelz und Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 298-302 (1993)

- HAYAKAWA T, HORIE K: Adhesiveness of amide monomers to tooth structure. *Dent Mater* 10: 165-171 (1991)
- HELLWIG E, KLIMEK J, ATTIN T: Einführung in die Zahnerhaltung. München Jena, Urban und Fischer: 7-10 (1999)
- HICKEL R: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 572-585 (1997)
- HOUSE R C, BLIZIOTES M, LICHT J H: PERIMOLYSIS: Unveiling the surreptitious vomiter. *Oral Surg* 51: 152-155 (1981)
- HUNTER M L, WEST N X, HUGHES J A, NEWCOMBE R G, ADDY M: Erosion of deciduous and permanent dental hard tissue in the oral environment. *J Dent* 28: 257-263 (2000)
- JAEGGI T, LUSSI A: Toothbrush abrasion of erosively altered enamel after intraoral exposure to saliva – an in situ study. *Caries Res* 33: 455–461 (1999)
- JÄRVINEN V K, RYTÖMAA I I, HEINONEN O P: Risk factors in dental erosion. *J Dent Res* 70: 942-947 (1991)
- KAIFU Y: Changes in the pattern of tooth wear from prehistoric to recent periods in Japan. *Am J Phys Anthropol* 109: 485-499 (1999)
- KANCA J: Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 5: 213-215 (1992a)
- KANCA J: Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23: 39-41 (1992b)
- KAYE H, HEROLD R C: Structure of human dentine. I. Phase contrast, polarization, interference and bright field microscopic observations on the lateral branch system. *Arch Oral Biol* 11: 355 (1966)

- KIRKHAM J, ROBINSON C, STRONG M, SHORE R C: Effects of frequency and duration of acid exposure on demineralisation/remineralization behaviour of human enamel in vitro. *Caries Res* 28: 9-13 (1994)
- KLEIER D J, ARAGON S B, AVERBACH R E: Dental management of the chronic vomiting patient. *JADA* 108: 608-621 (1984)
- KLIMEK J, HELLWIG E, AHRENS G: Der Einfluss von Plaque auf die Fluoridstabilität im Schmelz nach Applikation von Aminfluorid im künstlichen Mund. *Dtsch Zahnärztl Z* 37: 836-840 (1982)
- KLIMEK J, HELLWIG E: Beeinflussung der De- und Remineralisation von Zahnschmelz durch Zähneputzen mit einem Zahnsalz. *Oralprophylaxe* 11: 26-30 (1989)
- KRIFKA S, BÖRZSÖNYI A, KOCH A, HILLER K A, SCHMALZ G, FRIEDL K H: Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel – human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater* 24: 888-894 (2008)
- KUNZELMANN K H, KRAUSE F, HICKEL R: Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 724-727 (1993)
- LA FLECHE R G, FRANK R M, STEUER P: The extent of the human odontoblast process as determined by transmission electron microscopy: The hypothesis of a retractable suspensor system. *J Biol Bucc* 13: 293 (1985)
- LARSEN M J: Chemical events during tooth dissolution. *J Dent Res* 69: 575-580 (1990)
- LARSEN M J, NYVAD B: Enamel erosion by some soft drinks and orange juices relative to their pH, buffering effect and contents of calcium phosphate. *Caries Res* 33: 81-87 (1999)
- LEXIKON ZAHNMEDIZIN, ZAHNTECHNIK. München, Urban und Fischer: 15 (2000)

- LINDE A: Dentin: structure, chemistry and formation. Oxford, IRL Press LTD: 17-26 (1987)
- LINKOSALO E, MARKKANEN S, ALAKUIJALA P, SEPPÄ L: Effects of some commercial health beverages, effervescent vitamin C preparations and berries on human dental enamel. Proc Finn Dent Soc 84: 31-38 (1988)
- LUSSI A, JÄGGI T: Das erosive Potential verschiedener Zahnpflegeprodukte im Vergleich zu Nahrungsmitteln und Getränken. Schweiz Monatsschr Zahnmed 111: 274-281 (2001)
- LUSSI A, JÄGGI T, SCHÄRER S: Prediction of the erosive potential of some beverages. Caries Res 29: 349-354 (1995)
- LUSSI A, SCHAFFNER M: Progression of and risk factors for dental erosion and wedge-shaped defects over a 6-year period. Caries Res 34: 182-187 (2000)
- LUSSI A, SCHAFFNER M, HOTZ P R, SUTER P: Dental erosion in a population of Swiss adults. Community Dent Oral Epidemiol 19: 286-290 (1991)
- LUSSI A, SCHAFFNER M, HOTZ P R, SUTER P: Erosion der Zahnhartsubstanz. Epidemiologie, klinisches Erscheinungsbild, Risikofaktoren und Verhaltensregeln. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102: 321-327 (1992)
- LUSSI A, SCHAFFNER M, JAEGGI T, GRÜNINGER A: Erosionen. Befund – Diagnose – Risikofaktoren – Prävention - Therapie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105: 917-935 (2005)
- LUTZ F, KREJCI I, FRISCHKNECHT A: Lichtpolymerisation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102: 575-582 (1992)
- LUTZ F, KREJCI I, SCHÜPBACH P: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 537-549 (1993)

- MANNERBERG F: Saliva factors in cases of erosion. *Odontolisk Revy* 14: 157-166 (1963)
- MANIATOPOULOS C, SMITH D C: A scanning electron microscopic study of the odontoblast process in human coronal dentine. *Arch Oral Biol* 28: 701 (1983)
- MASUHARA E: Über die Chemie eines neuen haftfähigen Kunststoff-Füllungsmaterial. *Dtsch Zahnärztl Z* 46: 620-628 (1969)
- MATZKER J, SCHREIBER J: Synthetischer Speichel zur Therapie der Hyposialen, insbesondere bei der radiogenen Sialadenitis. *Z Laryng Rhinol* 51: 422-428 (1972)
- MILLER W A, EICK J D, NEIDERS M E: Inorganic components of the peritubular dentine in young human permanent teeth. *Caries Res* 5: 264 (1971)
- MITCHEM J C, GRONAS D G: Adhesion to dentin with and without smear layer under varying degrees of wetness. *J Prosthet Dent* 66: 619- 622 (1991)
- MISRA D N: Adsorption of 4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META) on hydroxyapatite and its role in composite bonding. *J Dent Res* 68: 42-47 (1989)
- MJÖR I A: Microradiography of human coronal dentine. *Arch Oral Biol* 11: 225 (1966)
- NAKABAYASHI N, WATANABE A, GENDUSA N J: Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 8: 259-264 (1992)
- NIKAIDO T, BURROW M F, TAGAMI J, TAKATSU T: Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 26: 221-226 (1995)
- NIKAIDO T, PODSZUN W, MÜLLER M, NAKABAYASHI N: Effect of sulfonamides and 4-Met on adhesion to tooth substrates. *Dent Mater* 6: 78-82 (1990)

OILO G: Bond strength testing – what does it mean? *Int Dent J* 43: 492-498 (1993)

PASHLEY D H: The effect of acid etching on the pulp-dentin complex. *Oper Dent* 17: 229-242 (1992)

PETERSEN P E, GORMSEN C: Oral conditions among German battery factory workers. *Community Dent Oral Epidemiol* 19: 104-106 (1991)

PETERSON E A, PHILLIPS R W, SWARTZ M L: A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc* 73: 1324-1336 (1966)

PETZOLD M: The influence of different fluoride compounds and treatment conditions on dental enamel: a descriptive in vitro study of the CaF₂ precipitation and microstructure. *Caries Res* 35: 45–51 (2001)

PRATI C, BIAGINI G, RIZZOLI C, NUCCI C, ZUCCHINI C, MONTANARI G: Shear bond strength and SEM evaluation of dentinal bonding systems. *Am J Dent* 3: 283-288 (1990)

RETIEF D H: Adhesion to dentin. *J Esthet Dent* 3: 106-113 (1991)

ROULET J F: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22 Suppl 1: 9-12 (1994)

RYTÖMAA I, JÄRVINEN V, KANERVA R, HEINONEN O P: Bulimia and tooth erosion. *Acta Odontol Scand* 56: 36-40 (1998)

SANO H, CIUCCHI B, MATTHEWS W G, PASHLEY D H: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 73: 1205-1211 (1994)

SANO H, TAKATSU T, CIUCCHI B, HERNER J A, MATTHEWS W G, PASHLEY D H: Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20: 18-25 (1995)

- SCHÄFER E: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftungsmechanismen der Dentinadhäsive. Teil 1, ZWR 108: 218-225, Teil 2, ZWR 108: 306-311, Teil 3, ZWR 108: 390-396 (1999)
- SCHERER W, KAIM J M, WEINER S, WEINER E, CARUSO J: Third Generation Bonding Agents: A microleakage study. J Esthet Dent 2: 33-38 (1990)
- SCHUTZLER P: Etiology of dental erosion - intrinsic factors. Eur J Oral Sci 104: 178-190 (1996)
- SCHILKE R, LISSON J A, BAUSS O, GEURTSSEN W: Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol 45: 355-361 (2000)
- SCHLUETER N, GANSS C, HARDT M, SCHEGIETZ D, KLIMEK J: Effect of pepsin on erosive tissue loss and the efficacy of fluoridation measures in dentine in vitro. Acta Odont Scand 65: 298-305 (2007)
- SCHMALZ G, HILLER K A, NUNEZ L J, STOLL J, WEIS K: Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. J Endod 27: 23-30 (2001)
- SCHMIDT K P: Intentionell reversible Schmelz-Adhäsivtechnik über ausgewählte Dentin- und Schmelz-Dentin-Adhäsive – eine In-Vitro-Studie. Med Diss, Erlangen (1997)
- SCHRÖDER H E: Orale Strukturbiologie. Stuttgart, Thieme Verlag (1976)
- SCHRÖDER H E: Orale Strukturbiologie: Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. 5. unveränderte Auflage, Stuttgart, Thieme Verlag: 102-123 (2000)
- SCHRÖDER L, FRANK R M: Higher resolution transmission electron microscopy of adult human peritubular dentine. Cell Tiss Res 242: 449 (1985)

- SIVASITHTHAMPARAM K, HARBROW D, VINCZER E, YOUNG W G: Endodontic sequelae of dental erosion. *Aust Dent J* 48: 97-101 (2003)
- SMITH B G, KNIGHT J K: An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J* 156: 435-439 (1984)
- TAO L, PASHLEY D H: Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 4: 371-378 (1988)
- TAY F R: Dentinadhäsive – Status quo und Zukunft. *ZMK* 19: 432-435 (2003)
- TAY F R, GWINNETT A J, PANG K M, WIE S H: Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. *J Dent Res* 73: 629-636 (1994)
- TAY F R, GWINNETT A J, WIE S H: Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *Am J Dent* 10: 77-82 (1997)
- THONEMANN B, FEDERLIN M, SCHMALZ G, GRUNDLER W: Total bonding vs selective bonding: Marginal adaptation of Class II composite restorations. *Oper Dent* 24: 261-271 (1999)
- TJAN A H L, CASTELNUOVO J, LIU P: Bond strength of multi-step and simplified- step systems. *Am J Dent* 9: 269-272 (1996)
- UNESDA-CISDA: www.unesda-cisda.org (2001)
- VAN MEERBEEK B, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Dentinhaftung: Mechanismus und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 977-984 (1994)

- VANUSPONG W, EISENBURGER M, ADDY M: Cervical tooth wear and aensitivity: erosion, softening and rehardening of dentine; effects of pH, time and ultrasonication. *J Clin Periodontol* 29: 351-357 (2002)
- VASILIADIS L, DARLING A I, LEVERS B G H: The histology of selerotic human root dentine. *Arch Oral Biol* 28: 693 (1983a)
- VASILIADIS L, DARLING A I, LEVERS B G H: The amount and distribution of selerotic human root dentine. *Arch Oral Biol* 28: 645 (1983b)
- WEBER D F: Human dentin sclerosis: A microradiographic survey. *Arch Oral Biol* 19: 163 (1974)
- WEGEHAUPT F, GRIES D, WIEGAND A, ATTIN T: Is bovine dentine an appropriate substitute for human dentin in erosion/abrasion tests? *J Oral Rehabil* 35: 390-394 (2008)
- WHITE I, MCINTYRE J, LOGAN R: Studies on dental erosion: an in vitro model of root surface erosion. *Aust Dent J* 46: 203-207 (2001)
- WHITTACKER D K: The enamel-dentin junction of human and electron microscopic study. *J Anat* 125: 175 (1978)
- YASSEN G H, PLATT J A, HARA A T: Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 53, No. 3: 273-282 (2011)
- ZIMMERLI B, DE MUNCK J, LUSSI A, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEECK B: Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clin Oral Invest* 16: 1451-1461 (2012)

11. Danksagung

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin für die Überlassung des Themas bedanken.

Für die stets zuverlässige und kompetente Betreuung bedanke ich mich ganz herzlich bei Dr. med. dent. Florian Wegehaupt.

Vielen Dank auch dem Labor-Team der Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie.

Ein ganz besonderer Dank geht an meinen Ehemann Dr. phil. André Utzinger, der mir stets unterstützend zur Seite stand.