Aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Untersuchung zur Oberflächenresistenz und Eindringtiefe verschiedener In-Office-Produkte zur Behandlung hypersensibler Dentinbereiche

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Martin Jaroch

aus Bromberg/Polen

Gutachter: 1. Prof. Dr. Andrej M. Kielbassa
2. Prof. Dr. Ralf J. Radlanski
3. Prof. Dr. Stefan Zimmer

Datum der Promotion: 14.06.2009

Anzeige einer Publikation

Vorgestellt im Rahmen des DGZMK/BZÄK/Dentsply-Förderpreises 2008

Jaroch M, Müller J, Rieben A, Kielbassa AM. Untersuchung zur Oberflächenresistenz und Eindringtiefe verschiedener In-Office-Produkte zur Behandlung hypersensibler Dentinbereiche. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2008; 63(10): D27

Widmung

Meiner Frau und meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Anzeige einer Publikation III
Widmung IV
1 Einleitung 1
2 Literaturübersicht 3
2.1 Anatomie des Zahnes 3
2.2 Dentin 3
2.3 Die hydrodynamische Theorie 5
2.4 Schmerzleitung 7
2.5 Epidemiologie hypersensibler Zahnhälse 8
2.6 Entstehungsmechanismen nichtkariöser Zahnhalssubstanzdefekte 8
2.7 Therapie freiliegender Zahnhälse 10
2.7.1 Topisch applizierte Desensibilisierungswirkstoffe 11
2.7.2 Einfluss von Putztechnik, Putzkraft und Putzdauer auf hypersensible Zahnhalsregionen 13
3 Ziel der Studie und Arbeitshypothese 15
4 Material und Methoden 16
4.1 Vorbereitung der Proben 16
4.2 Dentinliquor-Simulation 16
4.3 Applikation der Versuchsmaterialien 18
4.3.1 Adhäsive 18
4.3.2 Desensibilisierende Materialien 19
4.3.3 Fissurenversiegler 20
4.3.4 Fluoridhaltiger Lack 20
4.4 In-vitro-Putzapparatur 20
4.5 Zahnpasta-Slurry 21
4.6 Dokumentation der Putzzeiträume 21
4.7 Remineralisierung der Proben 22
4.8 Vorbereitung der Proben für die konfokale Laser-Raster-Mikroskopie 23
4.9 Konfokales Laser-Raster-Mikroskop 23
4.10 Quantitative Auswertung der CLSM-Bilder 26
4.11 Statistische Auswertung 26

5 Ergebnisse 28
5.1 Qualitative Auswertung der Oberflächenschichten und der gefüllten Dentinkanälchen 28
5.2 Quantitative Auswertung 33
5.2.1 Resistenz der Oberflächenschichten 33
5.2.2 Auswertung des Penetrationsvermögens und der Auswascheffekte im Bereich der Dentinoberfläche 36
6 Diskussion 41
6.1 Diskussion von Material und Methoden 41
6.1.1 Zahnproben 41
6.1.2 Dentinliquor-Simulation 42
6.1.3 In-vitro-Putzapparatur 42
6.1.4 Remineralisierung der Proben 45
6.1.5 Konfokales-Laser-Raster-Mikroskop (CLSM) 45
6.2 Diskussion der Ergebnisse 46
6.2.1 Oberflächenschicht 46
6.2.2 Penetrationsvermögen 51
6.2.3 Auswascheffekte im Bereich der Dentinoberfläche 53
7 Schlussfolgerungen und Ausblick 56
8 Zusammenfassung 57
9 Abstract 58
10 Literaturverzeichnis 59
11 Anhang 69
11.1 Abkürzungsverzeichnis 69
11.2 Tabelle und Liste der verwendeten Materialien 70
11.3 Danksagung 74
11.4 Lebenslauf 75
11.5 Eidesstattliche Erklärung 76

1 Einleitung

Die Problematik der freiliegenden und hypersensiblen Zahnhälse hat in der restaurativen, aber auch in der parodontalen Zahnheilkunde in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Durch den Anstieg von Parodontalerkrankungen treten in vielen Fällen Verluste des Zahnhalteapparates auf, die Gingivarezessionen und freiliegende Zahnhälse nach sich ziehen können [Douglass *et al.* 1983; Flores-de-Jacoby *et al.* 1989; Liss *et al.* 1982]. Es konnte gezeigt werden, dass in Finnland bereits 74 % der 17-jährigen Schüler gingivale Rezessionen aufweisen, welche sich im Alter zunehmend verstärken können [Ainamo *et al.* 1986]. Der Ursachenkomplex für das Auftreten von hypersensiblen Zahnhälsen ist jedoch weitaus vielschichtiger als bisher angenommen, wobei insbesondere Zusammenhänge zu lokalen Faktoren in der Literatur diskutiert werden [Kielbassa 2002]. Neben Abrasionsprozessen, Zahnstein- und Konkremententfernung durch den Zahnarzt können auch säurebedingte Erosionen zu einer Freilegung von Wurzeldentin führen. Hinzu kommen das gestiegene ästhetische Bewusstsein in der Bevölkerung und die damit häufig verbundene exzessive Mundhygiene in Kombination mit abrasiven Zahnpasten [Harber *et al.* 1993]. Auch orale Piercings können den Zahnhalteapparat traumatisieren und zu schweren gingivalen Rezessionen mit Dentinfreilegung führen [Dibart *et al.* 2002].

In Folge der vermehrt freiliegenden Zahnhalsbereiche wurde in den letzten Jahren aufgrund der geringeren Härte des Dentins gegenüber dem Schmelz ein Anstieg der Prävalenz von Wurzelkaries bzw. von nicht kariösen Läsionen im Wurzeldentin beobachtet. Dieser zum Teil für Patienten sehr schmerzhafte Zustand kann zu hochgradigen Einschränkungen bei der Nahrungsaufnahme, der Mundhygiene und im Extremfall zu Problemen bei der Respiration führen. Dem praktizierenden Zahnarzt stehen durch die Vielzahl unterschiedlicher Substanzen heute scheinbar geeignete Mittel zur Verfügung, um hypersensible Zahnhälse zu behandeln und diese zusätzlich durch ergänzende Präparate der häuslichen Mundhygiene zu stabilisieren [Harber *et al.* 1993]. Dabei wird eine schonende Behandlung durch chemisch-physikalische Maßnahmen mit dem Ziel der Schmerzfreiheit des Patienten angestrebt [Duran & Sengun 2004; Jain *et al.* 2000; Pereira *et al.* 2002; Sengun *et al.* 2005].

Ein bisher ungelöstes Problem besteht jedoch in der langfristigen Versiegelung der freiliegenden Dentinkanälchen. Dabei unterscheiden sich die auf dem Markt erhältlichen Präparate deutlich im Hinblick auf Applikation, Wirksamkeit sowie den Langzeiterfolg und erschweren somit die Wahl des geeigneten Materials durch den Zahnarzt [Duran & Sengun 2004; Jain *et al.* 2000]. Des Weiteren ist bis heute nicht eindeutig geklärt, ob die Applikation der unterschiedlichen Versiegelungspräparate überhaupt zu einer kennzeichnenden Reduktion der Sensibilität führt oder ob in Fol-

ge des „Eingriffs“ nicht sogar eine gesteigerte Sensibilität zu erwarten ist. Im Fokus der Diskussion stehen Präparate, die eine vorherige Konditionierung der Zahnoberfläche z.B. mit einer Säure erfordern [Dababneh *et al.* 1999]. Zudem kann nicht ausgeschlossen werden, dass das Penetrationsvermögen der meisten Substanzen unzureichend ist und es aufgrund des Bürstens der Zahnoberflächen zu einer erneuten Hypersensibilität kommt.

Das Ziel dieser Studie bestand darin, drei unterschiedliche Adhäsive, zwei desensibilisierende Substanzen, einen Fissurenversiegler und eine fluoridhaltige Suspension hinsichtlich Oberflächenresistenz, Penetrationsvermögen und den Auswaschphänomenen auf freiliegenden Dentinbereichen der Zahnhalsregionen *in vitro* zu untersuchen.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des Zahnes

Durch die Entwicklung unterschiedlicher Verfahrensweisen, die es möglich machten, die Mikrostruktur des Zahnes zu verstehen, wurden zunehmend die grundlegenden Aspekte der Funktion eines Zahnes eruiert [Schroeder 1992]. Das Transmissionselektronenmikroskop ermöglichte die genaue Auswertung der einzelnen Strukturen und die Differenzierung in mineralische und organische Bestandteile. Insbesondere die Dentinstruktur und die Variationsbreite der Anzahl und Größe der Dentinkanälchen (Synonym: Dentintubuli) machen es möglich, klinische Unterschiede in Bezug auf Sensibilität und Kariesentstehung zu erkennen.

2.2 Dentin

Das Dentin (Dentinum, Substancia eburnea) bildet die Hauptmasse des Zahnes, verleit ihm seine Form und seine blassgelbe Eigenfarbe. Topographisch lässt es sich in das Kronendentin und das Wurzeldentin aufteilen [Schroeder 1992]. Es hat eine knochenähnliche Zusammensetzung und ist zu ca. 70 Vol.% anorganisch. Den verbleibenden Teil bilden organische Substanzen (18 Vol.%) und Wasser (12 Vol.%) [Kohlbach 2007]. Dentin wird während der Odontogenese durch die Odontoblasten zunächst als organische Matrix ausgeschieden, welche dann später mineralisiert. Es besitzt eine geringere Härte als Schmelz, ist aufgrund der starken Mineralisation mit Hydroxylapatitkristallen jedoch härter als Knochen. Durch die Komplexe tubuläre Struktur kommt es zudem zu einer hohen Differenzierung in Bezug auf Härte und Stabilität [Sumikawa *et al.* 1999].

Typisches Merkmal des Dentins ist sein Röhrenaufbau mit den darin verlaufenden Odontoblastenfortsätzen. Die Dentinkanälchen erstrecken sich mit einem Durchmesser von etwa 3-5 μm nach außen verjüngend- radial von der Pulpa bis zur Schmelz-Dentin-Grenze, wodurch die radiäre Streifung des Dentins erzeugt wird [Alt & Türp 1997]. Die Dentintubuli sind im Bereich der Pulpa weiter und konzentrieren sich zunehmend im Bereich der Pulpenhörner. Die Zellkörper befinden sich auf der Innenseite des Dentins und die Apposition erfolgt grundsätzlich nach innen, wodurch sich die Pulpahöhle im Alter immer stärker verkleinert und die Sensibilität des Zahnes abnimmt [Pashley 1985].

Grundsätzlich werden drei Arten von Dentin unterschieden: Das Primärdentin, welches bis zum Ende des Wurzelwachstums gebildet wird und gelblich gefärbt erscheint; das Sekundärdentin, das nach Abschluss des Wurzelwachstums gebildet wird und leicht bräunlich eingefärbt ist und das Tertiärdentin, das sich infolge von Primärdentinfreilegung als Reaktion auf verletzte Odontoblastenfortsätze bildet und sich als dunkelste Dentinform darstellt. Zusätzlich wird an der Grenze zur Pulpa eine

Schicht ausgebildet, die nicht vollständig mineralisiert und als Prädentin bezeichnet wird. Durch die Dentinkanäle zieht, von den Zellkörpern ausgehend, jeweils ein zytoplasmatischer Fortsatz (Tomessche Faser) des dazugehörigen Odontoblasten. Entsprechend der Dicke des Dentins und dem Verlauf der Kanälchen können diese Fortsätze bis zu 5 mm lang sein und bis zur Schmelz-Dentin-Grenze reichen [Schroeder 1992]. Das peritubuläre Dentin, das unmittelbar an die Dentinkanälchen angrenzt, ist hoch mineralisiert und enthält keine kollagenen Fasern. Zwischen den jeweiligen Kanälchen befindet sich das so genannte intertubuläre Dentin, das weniger stark mineralisiert ist und mehr kollagene Fasern beinhaltet.

Als Grenzschicht zum Schmelz oder Zement ist das ca. 0,5 mm dicke Manteldentin etabliert, das von starken Dentinkanalverästelungen durchzogen ist und ebenfalls weniger stark mineralisiert wird. Der innere Dentinbereich wird von dem zirkumpulpalen Dentin gebildet. Charakteristisch sind die so genannten Ebner-Linien, die durch unterschiedlich starke Mineralisation in der Entwicklungsphase entstehen. Der weitgehende Vorteil des Dentins ist vor allem die zeitlebens bestehende Odontoblastenkernschicht und die damit verbundene Möglichkeit zur Reaktion auf unterschiedliche Reize. Andererseits kommt es, anders als im Schmelz, zu einer starken Variabilität in der Stabilität der einzelnen Strukturen [Arola & Reprogel 2006; Lertchirakarn *et al.* 2001].

Obwohl das Dentin normalerweise nicht freiliegt, kann es in der Praxis häufig vorkommen, dass man beim Präparieren, Exkavieren (Abtragen von infiziertem Zahnmaterial) oder Entfernen insuffizienter Füllungen bis ins Dentin gelangt. An diesen mit Diamantschleifkörpern oder Rosenbohrern mechanisch bearbeiteten Flächen entsteht eine ein bis zwei Mikrometer dicke Schmierschicht, der so genannte Smear Layer. Er bedeckt das intertubuläre Dentin und ragt sogar bis zu einer Tiefe von 6 µm in die Dentintubuli hinein. Diese Schmierschicht umfasst sowohl eine feste als auch eine flüssige, aus Dentinliquor, Blut- und Speichelelementen bestehende Phase. Die feste Phase zeichnet sich durch einen organischen und einen anorganischen Anteil aus. Die organische Komponente enthält denaturiertes Kollagen sowie Reste von Odontoblastenfortsätzen und umschließt zum Teil die anorganischen Partikel, die aus Dentinverrieb und Schmelzpartikeln mit einer Korngröße zwischen 0,5 bis 50 µm bestehen. Bei der Bearbeitung des Dentins kommt es zu einer Eröffnung der Dentinkanälchen. Dabei fallen innerhalb der Tubuli Plasmaproteine aus. Der Smear Layer senkt gleichzeitig die Dentinpermeabilität und hemmt beim angeschliffenen Dentin den Flüssigkeitsaustritt aus den Tubuli. Das hat wiederum eine geringere Schmerzempfindlichkeit und den Schutz vor unterschiedlichen Noxen zur Folge. Aufgrund des flächenhaften Überzugs ist die Schmierschicht für eine Vielzahl von Materialien problematisch, da dieser schließlich einen Verbund zum Dentin herstellen soll. Die Verbindung zum strukturierten, intakten Dentin kann durch die inhomogene, in sich we-

nig kohärente Beschaffenheit der Schmierschicht geschwächt werden, die zudem häufig mit Speichel kontaminiert und mit Mikroorganismen infiziert ist. Ursprünglich wurde die Benetzbarkeit des Smear Layers durch aufgetragene Substanzen als wichtig angesehen, die im Wesentlichen an die Oberflächenenergie des vorliegenden Materials gebunden ist. Die relativ geringen Oberflächenenergien der Agenzien machen eine gute Benetzung der Schmierschicht problematisch. Somit ist der Smear Layer nicht allein wegen seiner mechanischen Schwäche als Partner für einen adhäsiven Verbund ungeeignet [Pashley & Pashley 1991].

2.3 Die hydrodynamische Theorie

Generalisierter Zahnschmerz entsteht durch die Stimulation von Nozizeptoren, welche in den Zähnen selbst bzw. im benachbarten Hart- und Weichgewebe lokalisiert sind. Die Dentinsegmente werden von den Fortsätzen aus dem subodontoblastischen Nervenplexus durchzogen. Der Dentinschmerz wird über die Aδ-Fasern und die C-Fasern polymodal afferent weitergeleitet [Närhi *et al.* 1994].

Umfangreiche experimentelle Untersuchungen konnten zeigen, dass die Durchgängigkeit der Dentintubuli und der Grad der Erregbarkeit der nozizeptiven Nervenendigungen entscheidend für die Intensität der Empfindung sind. Dentinschmerz wir ausgelöst von mechanischen, chemischen und thermischen Reizen, wobei der kurze, intensive Schmerz in Verbindung mit den Aδ-Fasern der im Prädentin und Dentin liegenden Nervenendigungen in Verbindung gebracht wird und der anhaltende Schmerz vorwiegend mit den C-Fasern der Pulpa assoziiert ist [Narhi *et al.* 1992; Narhi *et al.* 1992]. In den letzten Jahren haben sich vorwiegend drei unterschiedliche Hypothesen herauskristallisiert, um den Mechanismus des Dentinschmerzes zu erklären: die neurale Hypothese, die Übertragungstheorie der Odontoblasten und die hydrodynamische Theorie.

Die neurale Theorie geht davon aus, dass die Nervenendigungen, die im Prädentin-Odontoblasten-Komplex des Dentins lokalisiert sind, direkt durch chemische, thermische oder mechanische Reize stimuliert werden. Dieses Konzept beschreibt näherungsweise Parallelen zu den Situationen, die im Bereich der Mukosa und der Haut bekannt sind, wo Aδ- und C-Nozizeptoren auf unterschiedliche Stimuli direkt reagieren. Somit agiert die Schmelz-Dentin-Kontaktstelle als eine überaus sensible Zone. Allerdings besteht Einigkeit darüber, dass die Nervenfasern die äußerste Dentinschicht und die Schmelz-Dentin-Kontaktstelle nicht penetrieren und somit nicht mit der neuralen Theorie in Einklang gebracht werden können. Die Übertragungstheorie der Odontoblasten beruht auf dieser Problemstellung und stützt sich auf folgenden drei grundsätzlichen Gedankengängen:

1. Der Verlauf der Odontoblastenfortsätze nimmt größtenteils die Dentintubuli ganz ein.
2. Gap junctions (Zell-Zell-Kanäle) konnten zwischen Odontoblasten und zytoplasmatischen Verbindungen beobachtet werden, die als unmyelinisierte Nervenendigungen interpretiert wurden.
3. Es besteht die Möglichkeit, dass die Odontoblastenfortsätze hyperpolarisiert sind und damit die Fähigkeit zur Erzeugung von elektrischen Strömen besitzen.

Obwohl diese Beobachtungen eine Übertragungsrolle der Odontoblasten aufzeigen, gab es bis heute weder eindeutige elektrophysiologische Aufzeichnungen, die eine Übertragungsfähigkeit dieser Zellen belegen, noch konnte die Existenz von elektrotonischen Gap junctions mit Sicherheit dargelegt werden. Zudem spricht die Fähigkeit von Pulpagewebe mit nekrotischen Odontoblasten zur Reaktion auf Stimuli durch Noxen dafür, dass deren Übertragungsfunktion gering ist. In zahlreicher Publikationen wird die hydrodynamische Theorie als die am meisten akzeptierte Theorie beschrieben [Matthews & Hughes 1988; Narhi *et al.* 1994]. Innerhalb der Dentintubuli besteht ein Flüssigkeitsstrom, der durch osmotischen Druck reguliert wird. Dieser kann durch mechanische, thermische und osmotische Reize, die im Dentin bzw. in der benachbarten Zone des Prädentins auftreten können, verändert werden. Die Flüssigkeitsbewegung des Dentinliquors führt zu äußerst schmerzhaften Empfindungen. Man geht davon aus, dass der osmotisch generierte Flüssigkeitsstrom Ionenkanäle der axonalen Plasmamembran aktiviert, wodurch es zu einer Depolarisation und Ausbildung eines Aktionspotentials kommt [Charoenlarp *et al.* 2007; Griffiths *et al.* 1993]. Die Größenordnung der Verschiebung wird als entscheidend für die Aktivierung der Nervenendigungen gesehen [Ahlquist *et al.* 1994]. Klinische Studien konnten zeigen, dass Substanzen, die zu einer Dehydratation, Verdunstung oder Temperaturänderung führten, als noxische Stimuli agierten [Chidchuangchai *et al.* 2007].

Die Entstehung scheint jedoch weitaus komplexer zu sein, denn nicht alle Materialien, die zu einer Veränderung des osmotischen Druckes führen, ziehen Schmerzen nach sich. Ferner werden Substanzen beschrieben, die ohne die Veränderung des osmotischen Druckes zu einer Auslösung von Schmerz auf frisch eröffnetem Dentin führen können. Man geht davon aus, dass diese Substanzen in die Dentintubuli diffundieren und dort zu einer Aktivierung freier Nervenendigungen führen [Olgart 1985]. Es ist ebenfalls denkbar, dass starke Veränderungen des osmotischen Druckes das periphere Pulpagewebe deformieren und indirekt die C-Fasern der Pulpa aktivieren.

2.4 Schmerzleitung

Die Impulse der dentalen und pulpalen Nozizeptoren erreichen über die Aδ- und vermutlich auch über die C-Fasern das Ganglion trigeminale und ziehen von hier aus zu den Nuclei des Nervus trigeminus (fünfter Hirnnerv) [Kohlbach 2007]. Die resultierende Hyperalgesie kann mit strukturellen Veränderungen im Bereich der peripheren Nerven in Verbindung gebracht werden, die während der Heilungsphase entstehen (Abb. 1). Innerhalb von Stunden sprießen neue Nervenendigungen von den Axonen aus ein und versorgen die odontoblastischen und subodontoblastischen Zellschichten im Bereich der geschädigten Zone [Byers 1994].

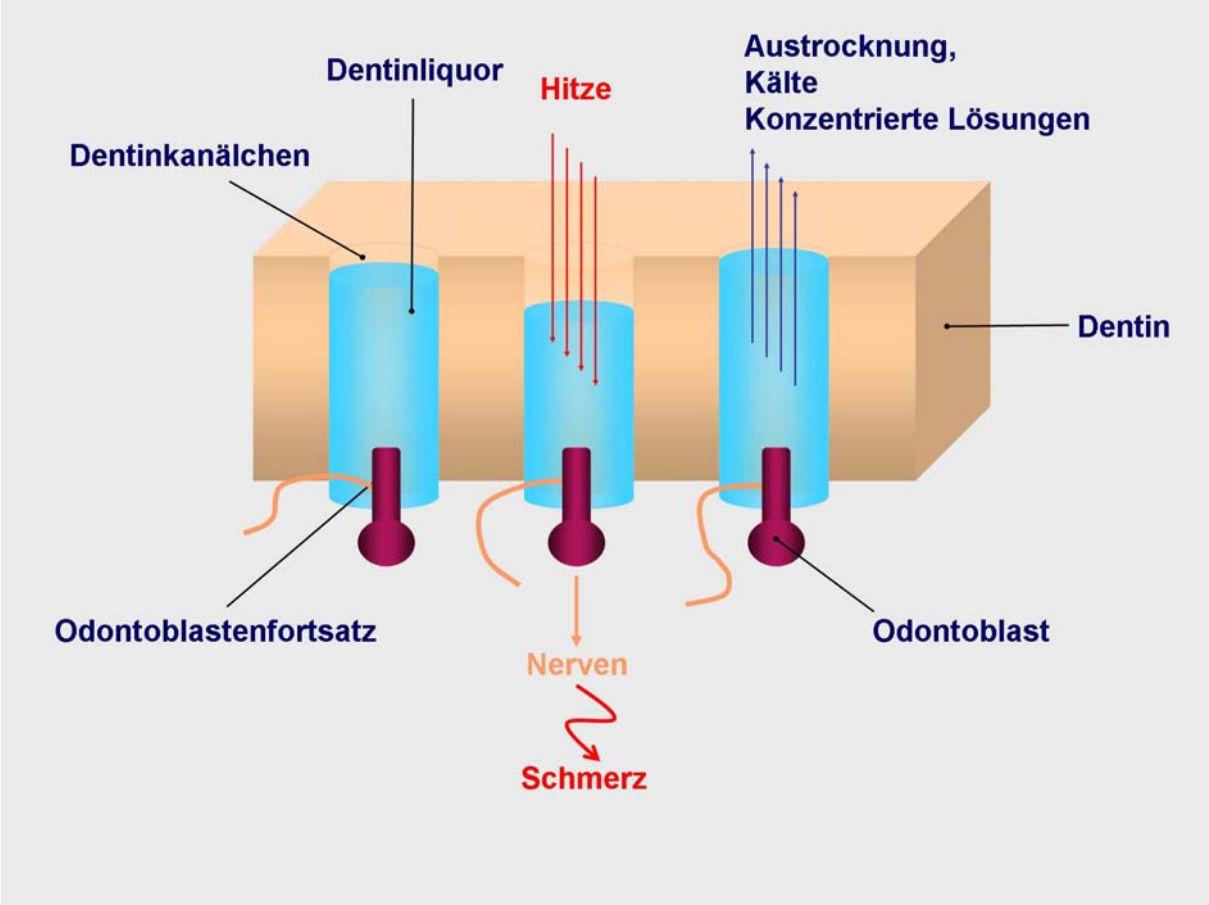

Abb. 1: Schematische Darstellung der Schmerzweiterleitung

Der Anstieg des NGF (Nerval Growth Factor) in den Fibroblasten der subodontoblastischen Schicht scheint als Trigger für das Sprießen im Bereich der Axone zu agieren. Diese Hypothese wird durch das vermehrte Vorhandensein von NGF-Rezeptoren im Bereich der neu gebildeten Nervenendigungen verstärkt [Byers 1994]. Eine potentielle Verbindung zwischen der Theorie der Hyperalgesie und des Anstiegs der NGF besteht in der Beobachtung, dass die Sensibilität von Aδ- Nervenendigungen durch den NGF um ein Vielfaches ansteigt. Die Schädigung der peripheren Nerven führt zudem zu einer chemischen Veränderung in den zentral lokalisierten neu-

ronalen Zellkörpern, vermittelt durch den anterograden Transport vom NGF zu den peripheren Nervenendigungen der betroffenen Gewebe [Ha *et al.* 2001; Kerr *et al.* 1999; Thompson *et al.* 1999; Tonra *et al.* 1998].

2.5 Epidemiologie hypersensibler Zahnhälse

Hypersensible Zahnhälse haben klinisch eine hohe Prävalenz und zeichnen sich durch eine enorme Variationsbreite aus, wodurch in vielen Fällen die Notwendigkeit einer Behandlung nicht eindeutig geklärt ist [Dababneh *et al.* 1999; Flynn *et al.* 1985; Jensen 1964; Orchardson 1993; Orchardson & Collins 1987]. Jeder siebente erwachsene Patient leidet unter empfindlichen Zahnhälsen. Die Freilegung des Dentins infolge von Rezession, Erosion und Abrasion kann langfristig zu starken Einschränkungen bei der Nahrungsaufnahme führen [Banoczy 2002].

Die Prävalenz der hypersensiblen Dentinbereiche wird kontrovers diskutiert, so dass eine genaue prozentuale Zuordnung nicht möglich ist. Der Hauptgrund dieser Variationsbreite liegt in der Untersuchung ungleicher Populationen bzw. der Auswahl der Parameter. In einer Multi-Center-Studie konnte gezeigt werden, dass 57,2 % der untersuchten 30- bis 39-jährigen Personen an sensiblen Zahnhälsen litten [Irwin & McCusker 1997]. Eine vergleichende Untersuchung mit einer Prävalenz von 33-35 % bezog sich auf Patienten, bei denen die oberen Prämolaren auf Kältereize reagierten [Gillam *et al.* 2002; Rees & Addy 2002]. Andererseits wurde in diversen weiteren Veröffentlichungen ein weitaus niedrigerer Wert festgestellt, der ebenfalls mit lokalen Faktoren in Zusammenhang steht. In Querschnittsstudien wurde eine durchschnittliche Prävalenz von 3,8 % bzw. 4,1 % ermittelt [Rees 2000; Rees & Addy 2002]. Diese große Spannbreite hängt insbesondere mit den Rahmenbedingungen der Untersuchung und mit dem untersuchten Patientenklientel zusammen, denn es bestehen signifikante Unterschiede zwischen den sozialen Gesellschaftsschichten [Rees & Addy 2002]. Patienten mit chronischen parodontalen Erkrankungen können Prävalenzen zwischen 72,5 % und 98 % aufweisen, die anders als bei den involutiven Formen des freiliegenden Dentins mit bakteriellen Invasionen und Penetrationen in die Dentintubuli erklärt werden können [Chabanski *et al.* 1997]. Die ansteigende Zahnzahl bei älteren Patienten kann zusätzlich zu einem Anstieg der Prävalenz in diesem Bereich führen [Irwin & McCusker 1997].

2.6 Entstehungsmechanismen nichtkariöser Zahnhalssubstanzdefekte

Neben der bakteriell bedingten Zahnhalskaries und traumatischen Ereignissen können unterschiedliche destruktive Prozesse zu freiliegenden Zahnhälsen führen. Diese Prozesse werden in der Literatur zumeist als Abrasion, Abfraktion oder Erosion klassifiziert [Imfeld 1996]. In den meisten Fällen ist eine eindeutige ätiologische Zuweisung allerdings nicht möglich und die auslösenden Prozesse können sich überla-

gern.

Abrasion

Die Abrasion beschreibt den allgemeinen Zahnhartsubstanzverlust infolge eines weiteren Mediums (z.B. Partikel aus Zahnpasta, Staub oder Nahrungsbestandteilen) [Levitch *et al.* 1994; Pollmann *et al.* 1987]. Zahnabrasionen stellen sich häufig als konkave Vertiefungen mit einer glatten Oberfläche dar [Kaidonis *et al.* 1992]. Im zervikalen Zahnbereich werden sie meist einer intensiven Zahnpflege mit zu kräftiger Anwendung der Zahnbürste zugeschrieben [Knight 1969]. Zahlreiche Faktoren bestimmen das Ausmaß der Bürstabrasion. So nehmen Anpressdruck der Bürste, Putzmethode und verwendete Zahnpasta Einfluss auf die Menge des Zahnhartsubstanzverlustes. Die Stärke der Abrasion hängt zudem vor allem von der gebürsteten Zahnoberfläche ab, die je nach Region unterschiedliche Widerstandskräfte gegenüber lokal angreifenden mechanischen Kräften aufweist. Dentin und Zement reagieren deutlich empfindlicher auf Abrasivkräfte [Barbakow *et al.* 1989; Hotz 1983].

Abfraktion

Der Begriff Abfraktion beschreibt das klinische Bild eines keilförmigen Defektes aufgrund exzentrischer Zahnüberbelastungen, der sich vorwiegend im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze befindet. Durch diese Überbelastung wird der Zahn im Bereich des Zahnhalses gestaucht, wodurch Mikrofrakturen innerhalb des Zahnschmelzes und Dentins ausgelöst werden. Es wird angenommen, dass es bei weiterer Belastung zu einem Herausbrechen von Zahnhartsubstanzfragmenten kommt [Lee & Eakle 1996]. Die genaue Ätiologie keilförmiger Defekte ist jedoch bis heute nicht vollständig geklärt.

Erosion

Der Begriff Erosion beschreibt definitionsgemäß einen oberflächlichen, durch chemische Prozesse hervorgerufenen Zahnhartsubstanzverlust, der ohne Beteiligung von Mikroorganismen entsteht [Eccles 1982]. Erosionen entwickeln sich durch häufigen Kontakt der Zahnoberfläche mit Säuren, die extrinsischer (z.B. Nahrung) bzw. intrinsischer (z.B. Magensäure) Herkunft sein können [Jarvinen *et al.* 1991]. Dadurch kommt es zu einer Etablierung von schüsselförmigen, nicht verfärbten, flachen Vertiefungen mit abgerundeten Begrenzungen. Diese werden je nach Ätiologie der Läsion sowohl auf oralen als auch auf vestibulären freien Zahnoberflächen beobachtet [Eccles 1982; Jarvinen *et al.* 1992]. In seltenen Fällen liegen die Läsionen auch subgingival [Balanko & Jordan 1990; Jordan & Balanko 1990].

2.7 Therapie freiliegender Zahnhälse

Die Anwendung unterschiedlicher desensibilisierender Substanzen verfolgt im großen Maße das gleiche Ziel. Als entscheidend für eine langfristige Schmerzfreiheit wird einerseits die Alteration des Dentinliquors durch den Verschluss der Dentintubuli gesehen, andererseits versucht man gezielt die Reizweiterleitung im pulpalen Gewebe chemisch durch Agenzien wie Kalium zu modifizieren oder zu blocken [Rees *et al.* 2003].

Das Anwendungsspektrum reicht von topisch applizierten Desensibilisierungswirkstoffen über die Anwendung von Dentinadhäsiven und Primersystemen sowie mukogingivalchirurgischen Maßnahmen zur Deckung der Wurzeloberfläche bis hin zur koventionellen Füllungstherapie und Endodontologie als Ultima Ratio. Die größte praktische Bedeutung nehmen hierbei die topisch applizierten Desensibilisierungswirkstoffe ein. Dazu zählen unter anderem Fluoride, Calcium- und Kaliumverbindungen, Strontiumchloride, Hydroxylapatit, Oxalate, Glutaraldehyd, Formalin und Chlorhexidinpräparate, die meist in Form von Zahnpasten, Mundspüllösungen, Gelen, Touchierlösungen, Suspensionen, Kügelchen, Lacken und Pasten direkt appliziert, per Kaugummi oder Iontophorese (medizinisches Verfahren zur Resorption von Arzneistoffen) auf die Zahnoberfläche aufgebracht werden. Grossman formulierte bereits 1935 eine Reihe auch heute noch gültiger Kriterien, die ein desensibilisierendes Agens erfüllen sollte [Grossman 1935]:

- keine Irritation des Pulpagewebes
- relativ schmerzlose Applikation
- einfache Applikation
- schnelle Wirksamkeit
- hinreichende Effektivität
- keine Nebenwirkungen
- dauerhafte Wirksamkeit

Die überwiegende Zahl der erhältlichen Präparate führt zwar zu einer raschen Milderung der Symptome; diese ist jedoch häufig nur von kurzer Dauer. Ein Verschluss der Dentintubuli ist mit konservativen Methoden bisher nicht dauerhaft zu erreichen [Absi *et al.* 1995; Ahmed *et al.* 2005]. Durch den Einsatz von Lasern unterschiedlichster Wellenlängen und Energiedichten allein oder in Kombination mit den genannten Mitteln konnten bis heute ebenfalls keine langfristigen Therapieergebnisse erziehlt werden. Unabhängig von der angewandten Methode und den jeweiligen Wirkstoffen spielt die Vermeidung möglicher Triggerfaktoren (atraumatische Mundhygiene, Vermeidung von Erosiva), die für die Entstehung des Schmerzreizes verantwortlich sind, eine wichtige Rolle in der Therapie.

2.7.1 Topisch applizierte Desensibilisierungswirkstoffe

Zahnpasten

Eine der einfachsten Methoden ist die Modifikation der Zusammensetzung diverser Zahnpasten, die durch Zusätze den gewünschten Effekt der Desensibilisierung erzielen können. Zahnpasten sind definitionsgemäß Zahn- und Mundpflegemittel. Sie werden der Gruppe der Kosmetika zugeordnet und sind keine Arzneimittel. Eine Verschreibungspflicht besteht nur, wenn die Dosis des zugelassenen Wirkstoffs bei längerem Gebrauch unerwünschte Nebenwirkungen auslösen kann. So sind z.B. Zahnpasten mit einem Fluoridgehalt von über 0,15 % verschreibungspflichtig.

Das grundlegende Ziel einer Zahnpasta bestand lange Zeit in der Verstärkung des Reinigungseffektes der Zahnbürste, der hauptsächlich auf die Wirkung der Putzkörper zurückzuführen ist [Plagmann 1982]. Diese machen einen Anteil von 20-40 % am Gesamtanteil aus und bestehen heute meist aus hydratisierten Silika. Dabei ist zu beachten, dass die Form und die Härtegrade der Putzkörper nur ein Minimum an Abrasion bewirken sollen. Die RDA (Radioactive Dentin Abrasion) und die REA (Radioactive Enamel Abrasion) wurden als internationale Vergleichswerte eingeführt. Sie liegen zwischen 30 und 120 für Dentin sowie zwischen 20 und 90 für Schmelz. Insgesamt scheint eine hohe Abrasivität von Zahnpasten kein Risiko für die Zähne darzustellen, wenn die richtige Putztechnik entsprechend schonend umgesetzt wird [Hickel 1997].

Therapeutische Wirkstoffe sind vor allem in ausreichendem Maß ionisierbares Fluorid [Clarkson & McLoughlin 2000; Einwag *et al.* 1995; Featherstone 1999; Saxer 1991]. Zum Schutz von überempfindlichen Zahnhälsen spielen antibakterielle Substanzen wie zum Beispiel Chlorhexidin, Triclosan, Xylit und Strontium- bzw. Kaliumchlorid eine wichtige Rolle [Hickel 1997]. Zinnfluorid wird als mögliches Agens zur Desensibilisierung diskutiert, unklar ist jedoch, in welchem Maße die Applikation langfristig desensibilisierend wirkt und der Effekt auch bei Patienten mit starken multiplen Rezessionen ausreichend erzielt werden kann [West *et al.* 1998]. In zahlreichen Studien konnte gezeigt werden, dass es bei regelmäßigem Gebrauch spezieller Zahnpasten zu einer Verringerung der Sensibilität kommt [Kuroiwa *et al.* 1994; Martens & Surmont 1991; West *et al.* 1998].

Eine mögliche Methode zur Blockade der hypersensiblen Nervenendigungen könnte die Bildung einer Schmierschicht auf der Dentinoberfläche sein, die durch zusätzliche Füllkörper erreicht werden könnte. Im Falle der Etablierung einer oberflächlichen Schmierschicht durch die Zahnpasta kommt es zu einem partiellen Verschluss offener Dentintubuli, die jedoch durch die Penetration oral zugeführter Säuren erneut eröffnet werden [Absi *et al.* 1995]. Spezielle Zahnpasten (z.B. Elmex Sensitive, GABA, Lörrach, Deutschland) versprechen durch ihren Zusatz von Olaflur

(zählt zur Stoffgruppe der Aminfluoride) die Ausbildung einer kalziumfluoridhaltigen Deckschicht, die zusätzlich durch ein spezielles Putzkörpersystem aus Polyethylen und Silica vor einer raschen Abrasion schützen soll.

Fluoride

Die Erfolgsrate bei der Behandlung hypersensibler Zahnhälse mittels Zahnpasta kann nur zu geringem Ausmaß oder in vielen Fällen gar nicht beobachtet werden, so dass häufig topisch applizierte dentinadhäsive Substanzen eingesetzt werden. Diese sollen einerseits eine sofortige desensibilisierende Wirkung erzielen, andererseits durch den direkten Verbund am Dentin für eine langfristige Beschwerdefreiheit sorgen. Zahlreiche Untersuchungen belegen, dass Produkte, die speziell für die Behandlung überempfindlicher Zahnhälse entwickelt wurden, zu einer signifikanten Schmerzreduktion führen [Duran & Sengun 2004]. In Form von Gelen, Lösungen und Lacken werden vor allem Natriumfluorid, Zinnfluorid, Natriummonofluorphosphat und Aminfluoride oder Kombinationen aus unterschiedlichen Fluoridformen eingesetzt [Collaert & Fischer 1991]. Der therapeutische Effekt der auf die freiliegenden Dentinoberflächen applizierten Fluoridpräparate liegt in der Obliteration der Tubuli, die durch einen verstärkten Remineralisationsprozess und das Ausfällen von schwer löslichen Fluoridkristallen erzielt werden [Ellingsen & Rolla 1987; Gangarosa 1994]. Es konnte gezeigt werden, dass eine 0,7 % Zinnfluoridlösung nach zweimaliger Applikation für je eine Minute die Dentinüberempfindlichkeit signifikant reduzieren kann [Thrash *et al.* 1992]. In einer Vergleichsstudie wurde zudem in vivo festgestellt, dass bei der Anwendung von 0,7 % Zinnfluorid nach einem Monat bei 80 % der Probanden eine positive therapeutische Wirkung auftrat, während bei der Placebogruppe keine Abnahme der Dentinüberempfindlichkeit zu erkennen war [Thrash *et al.* 1994]. Mithilfe neuer Systeme wie dem IFRD (intraoral fluoride releasing device; Reservoir zur kontrollierten, stufenweisen Fluoridabgabe, welches an den vestibulären Flächen der Molaren adhäsiv angebracht wird) wird versucht, das durch die Fluoride erzielte Ergebnis so lange wie möglich zu erhalten, wobei der desensibilisierende Effekt bei dieser Methode ebenfalls nur auf die Applikationsdauer beschränkt bleibt [Marini *et al.* 2000].

Adhäsive

Zahlreiche Untersuchungen verdeutlichten, dass Adhäsive in der Lage sind, Dentin zu versiegeln [Breschi *et al.* 2008; Carrilho *et al.* 2007; Daneshmehr *et al.* 2008]. Eine Hybridschicht, die durch Dentinadhäsive erzeugt wird, soll die Dentinoberfläche mechanisch verschließen, das Auftreten von Mikrorissen und damit die Zirkulation von Dentinliquors verhindern und so die Dentinüberempfindlichkeit reduzieren. Die Wirksamkeit der Dentinimprägnierung wurde in verschiedenen klinischen Studien

untersucht [Al-Turki & Akpata 2002; Eick *et al.* 1991; Gwinnett *et al.* 1996; Hashimoto *et al.* 2004; Schupbach *et al.* 1997]. Dentinadhäsivsysteme scheinen eine nachhaltige Lösung der Problematik überempfindlicher Zahnhälse zu sein; allerdings ist auch hier der Versiegelungseffekt nicht dauerhaft, weil die Oberflächenpräzipitate mit der Zeit abradiert werden [Martens & Surmont 1991].

Restaurative Maßnahmen

Ein weiterer (aber invasiver) Behandlungsschritt bei persistierenden Beschwerden stellt eine Klasse-V-Restauration (Zahnhalsfüllungen) mit einem Komposit dar, wobei der therapeutische Effekt und die Langlebigkeit dieser Restaurationsart kontrovers diskutiert werden [Christensen 2002; Nilgun Ozturk *et al.* 2004; Oberholzer *et al.* 2004; Toledano *et al.* 2000].

Laserapplikationen

Im Rahmen der Behandlung von Dentinüberempfindlichkeit stellt sich die Frage, ob die bereits in anderen Teilgebieten der Zahnmedizin eingesetzten Lasersysteme auch für eine Dentindesensibilisierung geeignet sind und laserinduzierte Effekte wie die Stimulation der Sekundärdentinbildung oder die Versiegelung von Dentinoberflächen Vorteile auf diesem Gebiet bieten. Sollten Dentinüberempfindlichkeiten vom Fluid Flow (Fließen des Dentinliquors) abhängen, kann die Verschmelzung der Tubuli zu einer voraussagbaren Reduktion der Sensibilität führen [Naylor *et al.* 2006]. Sowohl In-vitro- als auch In-vivo-Studien belegen eine zum Teil sehr hohe Effektivität und vergleichsweise lang anhaltende Schmerzbeseitigung [Gerschman *et al.* 1994; van der Sluis & Wesselink 2001; Wilder-Smith 1988].

2.7.2 Einfluss von Putztechnik, Putzkraft und Putzdauer auf hypersensible Zahnhalsregionen

In der Literatur wird eine Vielzahl von Faktoren beschrieben, die bei der mechanischen Reinigung der Zahnoberflächen zu deren Veränderungen und damit zu einem Auftreten bzw. einem Verstärken von Symptomen hypersensibler Zahnhälse führen können. Dabei lassen sich vorwiegend Unterschiede bei den Putztechniken, der Putzkraft und der Putzdauer feststellen.

Putztechniken

Zahlreiche Putztechniken wie die Schrubbtechnik, die Stillmann-Technik, die Rotationsmethode nach Fones oder die vertikale Rot-nach-Weiß-Methode nach Leonard wurden bereits in der Zahnmedizin beschrieben. Als effektive und gleichzeitig schonende Putztechnik gilt heute die modifizierte Bass-Technik. Sie kann zur Karies- und Parodontitisprophylaxe bei Patienten empfohlen werden, bei denen die Interden-

talpapillen erhalten sind und die marginale Gingiva nahe der Schmelz-Zement-Grenze endet [Bass 1954]. Es gibt eine Vielzahl von Studien die durchgeführt wurden, um die Überlegenheit der einen oder anderen Zahnputztechnik zu demonstrieren. Die Effektivste lässt sich dennoch nicht benennen [Bergenholtz *et al.* 1984; Disyam 1987; Frandsen *et al.* 1972]. Elektrische Zahnbürsten könnten diese Problematik durch die vorgegebenen Bewegungsmuster übergehen. Eine Zuordnung der Bewegung zu einer bestimmten Technik wird jedoch durch die programmierten Rotationen schwierig bzw. macht Bewegungsmuster wie die der Bass-Technik nicht möglich.

Putzkraft

Zahnbürsten wurden nicht nur in Bezug auf das Borstenfeld weiterentwickelt. Durch falsche und mit zu viel Kraft ausgeübte Putztechniken kann es zu Putzdefekten und Traumatisierungen von Gingiva und Mukosa kommen [Jaeggi *et al.* 1999]. In der Literatur findet man unterschiedliche Angaben zur Anpresskraft. Die Angaben schwanken dabei erheblich und die Werte liegen meist zwischen 1 N und 5 N [Jaeggi *et al.* 1999]. Untersuchungen konnte zeigen, dass keine bedeutsame Beziehung zwischen Anpresskraft und Reinigungswirkung von unterschiedlichen Handzahnbürsten festzustellen ist [Van der Weijden *et al.* 1998]. Um Rezessionen, McCall-Girlanden und Bürstläsionen zu vermeiden, gaben Kramer et al. eine mittlere Kraft von 2 N an [Kramer E. 1995]. Die Gruppe um Völk war der Meinung, dass bei einer mittleren Kraft unter 2 N Putzläsionen vermieden werden könnten [Völk W. 1987]. Die Kontrolle des Anpressdrucks und die genaue Dosierung sind für die Patienten jedoch im Normalfall nicht möglich.

Putzdauer

Weitere wichtige Aspekte sind die Häufigkeit und die Dauer des Zähneputzens. Eine repräsentative Untersuchung aus dem Jahre 1999 ergab, dass nur 13 % der Senioren, 20 % der Erwachsenen und 27 % der Jugendlichen zweimal täglich putzen. Die Angaben zur empfohlenen Putzdauer schwanken zwischen 2-3 Minuten [Kremers 1978; Sauerwein 1985], wobei eine Putzzeit von mindestens 2 Minuten eingehalten werden sollte [Micheelis 1999]. Die Festlegung einer idealen Zahnputzdauer erscheint jedoch schwierig. In einer Untersuchung konnte gezeigt werden, dass zwischen einer Zahnputzdauer von 30, 90 und 150 Sekunden keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf die Reinigungswirkung festgestellt werden konnten. Eine kennzeichnende Plaquereduktion wurde nur bei einer minimalen Putzdauer von 5.1 min in Verbindung mit zusätzlichen interdentalen Maßnahmen (Zahnseide) beobachtet [Hawkins *et al.* 1986].

3 Ziel der Studie und Arbeitshypothese

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Oberflächenresistenz, das Penetrationsvermögen und die Auswaschphänomene an den Dentinkanälchen von drei verschiedenen Adhäsiven, zwei desensibilisierenden Produkten, einem Fissurenversiegler und einer fluoridhaltigen Suspension auf freiliegenden Dentinbereichen der Zahnhalsregionen extrahierter Zähne in Abhängigkeit von der Dauer des Zähneputzens (Zahnputzintervalle von 2, 7, 14, 28 und 86 d) mit dem konfokalen Laser-Raster-Mikroskop (CLSM) zu untersuchen.

Für die vorliegende Studie wurden folgende Fragen aufgestellt:

1. Sind die untersuchten Materialien in der Lage, einer Bürstabrasion von 86 Tagen standzuhalten?
2. Sind die Penetrationseigenschaften für eine stabile Blockade der Dentinkanälchen ausreichend?
3. Können Auswaschphänomene im Bereich der gefüllten Dentinkanälchen beobachtet werden?
4. Besteht ein Zusammenhang zwischen der Resistenz der Oberflächenschicht und der Stabilität der penetrierten Materialbestandteile?

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

1. Die untersuchten Materialien können resistente Oberflächenschichten und ausreichend tiefe Penetrationen sicherstellen.
2. Die in die Dentinkanälchen penetrierten Materialbestandteile zeigen keine Auswaschphänomene.

Folgende Alternativhypothesen wurden aufgestellt:

1. Die untersuchten Materialien können weder resistente Oberflächenschichten noch ausreichend tiefe Penetrationen sicherstellen.
2. Die in die Dentinkanälchen penetrierten Materialbestandteile zeigen Auswaschphänomene.

4 Material und Methoden

4.1 Vorbereitung der Proben

Aus 32 frisch extrahierten humanen Molaren und Prämolaren wurden 64 Proben (zwei Flächen/Zahn) gewonnen. Nach Reinigung wurden die Proben unter Verwendung eines ethylenoxidhaltigen Kohlendioxidgases (3 h, 45-50 °C; 15 % Ethylen und 85 % Kohlendioxid; AE Fischer Chemie, Wiesbaden, Deutschland) sterilisiert (DMB-Sterilisator, Wiesbaden, Deutschland). Nachfolgend erfolgte das Planschleifen und Polieren der Zahnhalsbereiche (Schleif- und Poliermaschine Phoenix Alpha, Wirtz-Buehler, Düsseldorf, Deutschland) in aufsteigender Reihenfolge der Korngrößen (Schleifpapier Körnung: #1200 > #2500 > #4000; Exakt Apparatebau, Deutschland). Jeder Zahn erhielt somit zwei gegenüberliegende plane Flächen in welche jeweils im Abstand von 1 mm fünf Rillen präpariert wurden (Trennscheibe; Gebr. Brassler, Lemgo, Deutschland), um eine Abgrenzung der späteren Putzzeitintervalle zu gewährleisten (Abb. 1).

Abb. 1: Planschleifen und Politur zweier gegenüberliegender Zahnhalsbereiche. Installation eines dichten okklusalen Zugangs zum Pulpakavum für die nachfolgende Dentinliquorsimulation.

Die feucht gelagerten Zähne (0,9%ige NaCl-Lösung; DeltaSelect, Pfullingen, Deutschland) wurden im apikalen Bereich mit einem kaltpolymerisierenden Kunststoff (Technovit 4071; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) abgedichtet, um das Abfließen der simulierten Liquorflüssigkeit zu vermeiden. Der für die Dentinliquorsimulation benötigte Zugang wurde durch das Trepanieren der Zähne mit anschließender Darstellung der Kanäle und Entfernung des Pulpagewebes erreicht.

4.2 Dentinliquor-Simulation

In die Trepanationsöffnung wurde das Nadel- und Schlauchende eines Blutentnahmesets (Vacutainer Brand, Blood Collection Sets 0,8x19 mm; Becton Dickinson, Franklin Lakes, New Jersey, USA) mit Komposit (Tetric EvoCeram; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dicht eingeklebt. In einem Gefäß wurde Pferdeserum mit

Phosphatpuffer (Pferdeserum und Phosphatpuffer; Biochrom, Berlin, Deutschland) gemischt (Verhältnis 1:4). Der Einsatz von verdünntem Pferdeserum wurde bereits in zurückliegenden Untersuchungen zur Simulation der chemisch-/physikalischen Eigenschaften des Dentinliquors beschrieben [Jain *et al.* 2000].

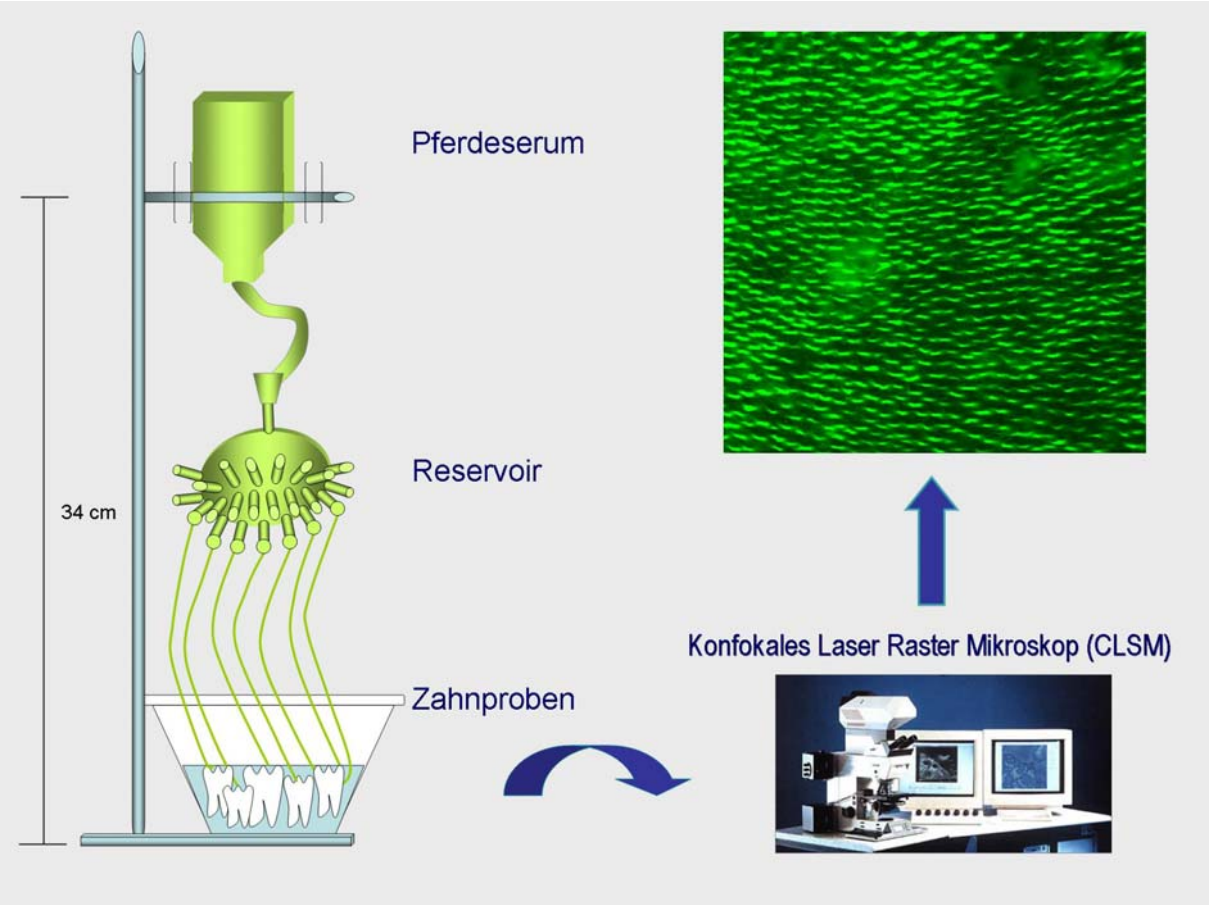

Abb. 2: Schematische Darstellung zur Prüfung der Funktionalität der Dentinliquorsimulation

Die künstliche Dentinliquorlösung wurde in eine Infusionsapparatur gefüllt (Abb. 2), welche sich 34 cm oberhalb der angeschlossenen Versuchszähne befand, um den physiologischen pulpalen Innendruck von 25 mmHg zu simulieren [Mitchem *et al.* 1988; Tao & Pashley 1989]. Die Zähne wurden zuvor entlüftet (800 mbar, 15 min; Vakuumpumpe; KNF Neuberger, Freiburg, Deutschland) und 48 Stunden vor Versuchsbeginn an die Dentinliquor-Simulations-Apparatur angeschlossen.

Die Funktionalität der Apparatur wurde in einem Vorversuch mit Fluorescein-Isothiocyanat-gefärbtem Pferdeserum (FITC, Sigma-Aldrich Chemie, Steinheim, Deutschland) durch konfokal-laser-raster-mikroskopische Aufnahmen dokumentiert (TCS NT - CLSM; Leica, Wetzlar, Deutschland). Hierzu wurde der künstliche und mit FITC eingefärbte Dentinliquor durch vier angeschlossene Versuchszähne geleitet (48 h; Abb. 2, Abb. 3).

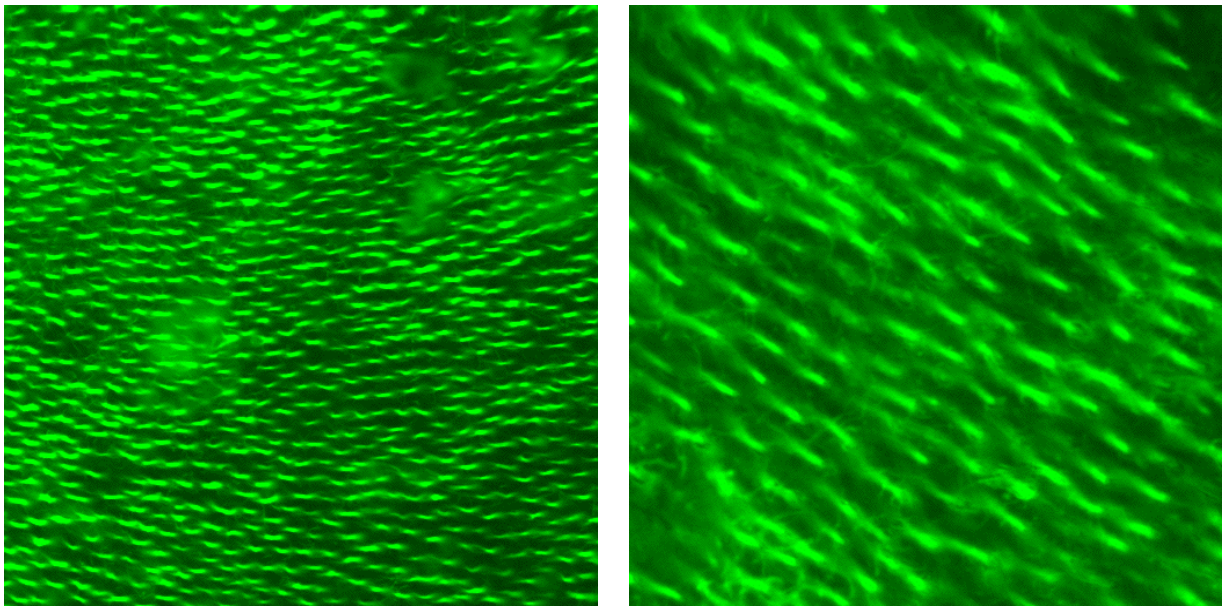

Abb. 3: Darstellung der Perfusion des Pferdeserums durch die offenen Dentintubuli (Farbstoff: Fluorescein-Isothiocyanat). Die punktförmig hellgrün eingefärbten Bereiche zeigen den Austritt des verdünnten Pferdeserums an der Dentinoberfläche.

4.3 Applikation der Versuchsmaterialien

Die vorbereiteten Versuchszähne wurden auf acht Gruppen randomisiert verteilt. Auf jede Einzelprobe wurde nun eines von sieben unterschiedlichen Materialien (drei Adhäsive, zwei Desensibilisierer, ein Fissurenversiegler und ein Fluoridlack) entsprechend den Herstellerangaben appliziert (Microbrush; Ivoclar Vivadent). Die achte Gruppe diente als Kontrolle, die Zahnproben blieben unbehandelt. Um eine spätere Visualisierung am konfokalen Laser-Raster-Mikroskop zu ermöglichen, wurde den Materialien der Farbstoff Rhodamin-B-Isothiocyanat (RITC, Sigma-Aldrich Chemie) beigemengt. Um den Farbstoffanteil definieren zu können (100 µmol), wurde dieser in 96%igem Ethanol gelöst, die gewünschte Menge (20 µl) pipettiert, auf eine Glasplatte verteilt und die vollständige Verdunstung des Ethanols abgewartet, bevor die Vermengung mit dem Versuchsmaterial erfolgte.

4.3.1 Adhäsive

Excite

Das ethanolhaltige Adhäsiv (Excite, Ivoclar Vivadent) wurde nach gesonderter Ätzung der Dentinoberfläche mit 37%iger Orthophosphorsäure (20 s, anschließend 60 s Abspülen mit Wasser) und Trocknung (5 s) mit einem Luftstrom im Abstand von 2 cm auf der Probenoberfläche appliziert (Microbrush; Ivoclar Vivadent). Am Ende der Einwirkzeit (60 s) wurden flüssiger Überschusse mit einem kleinen Abziehgummi (Gummikelch; Gebr. Brasseler) vorsichtig per Hand parallel zur Probenoberfläche

entfernt und das Adhäsiv abschließend lichtgehärtet (60 s, Translux CL; Haereus Kulzer).

Solobond M

Das acetonhaltige Adhäsiv (Solobond M, Voco, Cuxhaven, Deutschland) wurde nach vorheriger Ätzung mit 37%iger Orthophosphorsäure (20 s, anschließend 60 s abspülen mit Wasser) und Trocknung mit einem Luftstrom (5 s; Abstand 2 cm) auf die Dentinoberfläche appliziert (Microbrush; Ivoclar Vivadent). Überschüsse konnten mit einem kleinen Abziehgummi (Gummikelch; Gebr. Brasseler) entfernt werden. Das Material wurde entsprechend der Herstellerangaben lichtgehärtet (60 s, Translux CL; Haereus Kulzer).

Xeno V

Das tert-Butanol-haltige, selbstätzende Adhäsiv (Xeno V, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) wurde auf die mit einem Luftstrom getrocknete (5 s; Abstand 2 cm) Probenoberfläche appliziert (60 s, Microbrush; Ivoclar Vivadent). Das Material wurde zur gleichmäßigen Verteilung in einem Abstand von 2 cm verblasen (5 s) und im Anschluss polymerisiert (60 s, Translux CL; Haereus Kulzer).

4.3.2 Desensibilisierende Materialien

Gluma

Das auf Glutaraldehyd/HEMA-basierende Material (Gluma; Heraeus Kulzer) wurde direkt auf die mit einem Luftstrom getrocknete (5 s) Oberfläche appliziert. Der Desensibilisierer wurde in die Dentinoberfläche einmassiert (30 s, Microbrush; Ivoclar Vivadent). Die Applikation wurde wiederholt und überschüssiges Material wurde mit einem Luftstrom verblasen (5 s; Abstand 2 cm).

Vivasens

Die Probenflächen wurden vor der Applikation mit einem Luftstrom im Abstand von 2 cm getrocknet (5 s). Im Anschluss wurde Vivasens (Vivasens; Ivoclar Vivadent) mit dem integrierten Einwegapplikator in die Dentinoberfläche einmassiert (15 s). Die Überschüsse wurden mit einem Luftstrom gleichmäßig verblasen (5 s). Die Applikation wurde ein weiteres Mal wiederholt.

4.3.3 Fissurenversiegler

Dyract Seal

Der Kompomer-Fissurenversiegler (Dyract Seal; Dentsply DeTrey) wurde nach gesondeter Ätzung mit 37%iger Orthophosphorsäure (20 s, anschließend 60 s abspülen mit Wasser) und Trocknung mit einem Luftstrom (5 s; Abstand 2 cm) auf die Probenoberfläche appliziert (Microbrush; Ivoclar Vivadent). Überschusse konnten mit einem kleinen Abziehgummi (Gummikelch; Gebr. Brasseler) entfernt werden. Im Anschluss wurde das Material lichtgehärtet (60 s, Translux CL; Haereus Kulzer).

4.3.4 Fluoridhaltiger Lack

Duraphat

Die fluoridhaltige Suspension (Duraphat, Colgate-Palmolive, Hamburg, Deutschland) wurde gleichmäßig auf die gesamte Probenoberfläche (Microbrush; Ivoclar Vivadent) appliziert. Anschließend erfolgte die Trocknung des Materials mit einem Luftstrom im Abstand von 2 cm (20 s).

4.4 In-vitro-Putzapparatur

Um eine Vergleichbarkeit der Putzbewegungen und des Anpressdrucks sicherzustellen, wurde ein Zwei-Achsen Roboter eingesetzt (Abb. 4), wodurch nur eine rein horizontale oder vertikale Bürstbewegung möglich war [Arnold & Trost 1972].

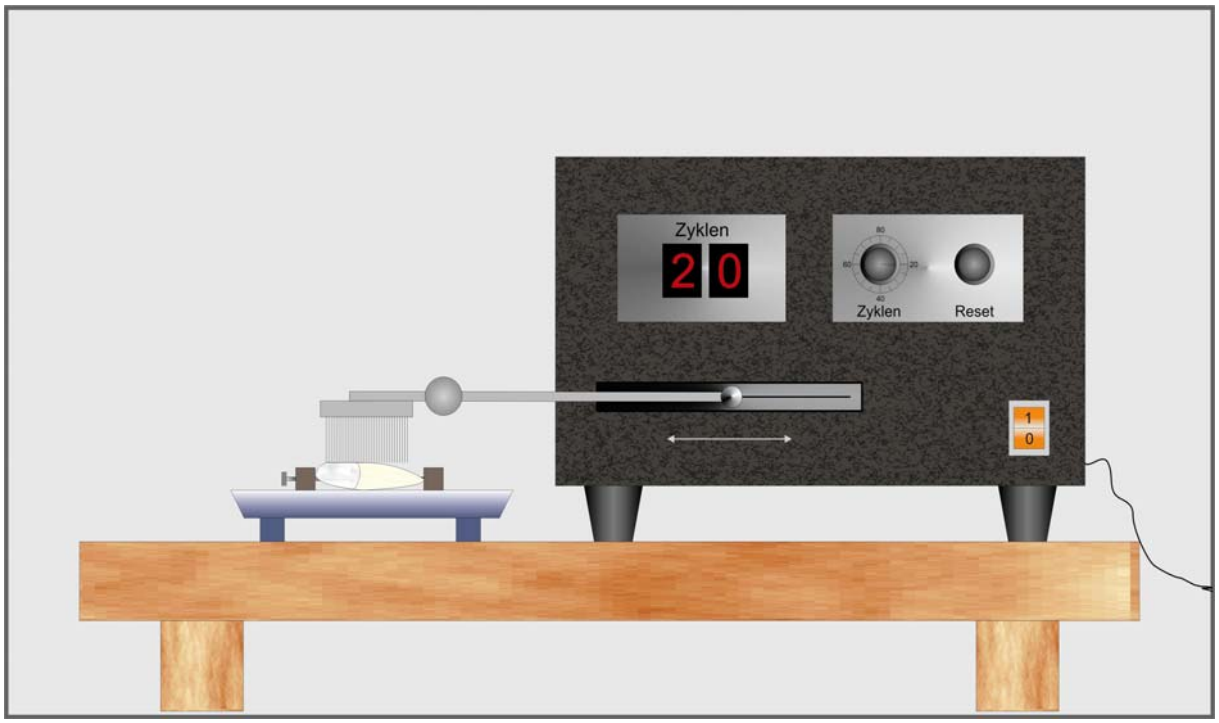

Abb. 4: Schematische Darstellung des Putzroboters

Im Bereich der plan geschliffenen Probenflächen wurde auf diese Weise eine gleichmäßige und sichere Führung gewährleistet. Auf der X-Achse konnten lineare Vor- und Zurückbewegungen mit einer Auslenkung von 30 mm durchgeführt werden. Für die genaue Bestimmung des Nullpunktes wurde eine Markierung auf dem Probenträger angebracht, damit der Putzweg der Zahnbürste reproduzierbar blieb. Es wurde eine handelsübliche Zahnbürste eingespannt und fixiert (Elmex, mittlere Härte; GABA, Lörrach, Deutschland). Der 30 mm hohe Objektträger wurde bei den Versuchen starr befestigt und mit einer Fixiervorrichtung für den jeweiligen Probenzahn versehen (Abb. 4). Entsprechend der Bewegungsmöglichkeiten des Putzroboters war nur die reine „Schrubbtechnik“ möglich.

Zur Bestimmung der Putzkraft wurde der PVC-Block gegen eine Briefwaage, die ebenfalls die Höhe von 30 mm hatte, ausgetauscht. Darauf wurde ein exemplarischer Probezahn fixiert und die Waage auf den Nullwert gestellt. Nun erfolgte die Belastung der Zahnbürste, bis die Waage eine Masse von 104 g anzeigte. Nach der Bestimmung der Masse wurde anstelle der Waage wieder der PVC Block eingebracht, um eine stabile Unterlage für die Putzversuche zu gewährleisten. Vor jedem Putzdurchgang erfolgte eine Messung der Masse zur Sicherstellung des Anpressdrucks der Zahnbürste.

In der vorliegenden Studie wurden zwei Mal täglich 10 Bürstzyklen (20 Bürstbewegungen pro Probe) durchgeführt, die einer Zeitspanne von 15 s entsprachen und anhand eines Zählers am Motor registriert werden konnten.

4.5 Zahnpasta-Slurry

Der Zahnpasta-Slurry wurde durch Mischen von 1 g Zahnpasta mit 4 ml gepooltem Speichel hergestellt. 1 g Zahnpasta entspricht nach Heintze der Menge, die üblicherweise beim Zähneputzen verwendet wird [Heintze *et al.* 1983]. Die Verwendung eines Zahnpasta-Slurrys mit einem Verhältnis von 1:4 wurde bereits in zurückliegenden Untersuchungen beschreiben [Dyer *et al.* 2000]. Die zu bürstenden Zähne wurden nacheinander in der Putzapparatur fixiert und die feuchte Zahnbürste wurde mit einer erbsengroßen Menge an Zahnpasta-Slurry (Elmex Sensitive; GABA), die speziell für hypersensible Zahnhälse entwickelt wurde, benetzt.

4.6 Dokumentation der Putzzeiträume

Die auf den Probeabschnitten applizierten Materialien sollten nur entsprechend der festgelegten Putzzeiträumen durch die Zahnbürste mechanisch belastet werden. Zur Sicherstellung des jeweiligen Putzeffektes erfolgte die Abdeckung des entsprechenden Bereiches unmittelbar nach Beendigung des Putzintervalls (Abb. 5; Komposit, Tetric Flow; Ivoclar Vivadent). Somit wurden die einzelnen durch die Orientie-

rungsrillen voneinander abgegrenzten Probenbereiche sukzessiv nach der Applikation bei Tag null (t_0), nach Tag 2 (t_2), Tag 7 (t_7), Tag 14 (t_{14}), Tag 28 (t_{28}) und Tag 86 (t_{86}) mit einer dünnen Kompositschicht geschützt (Abb. 5; Translux CL; Haereus Kulzer).

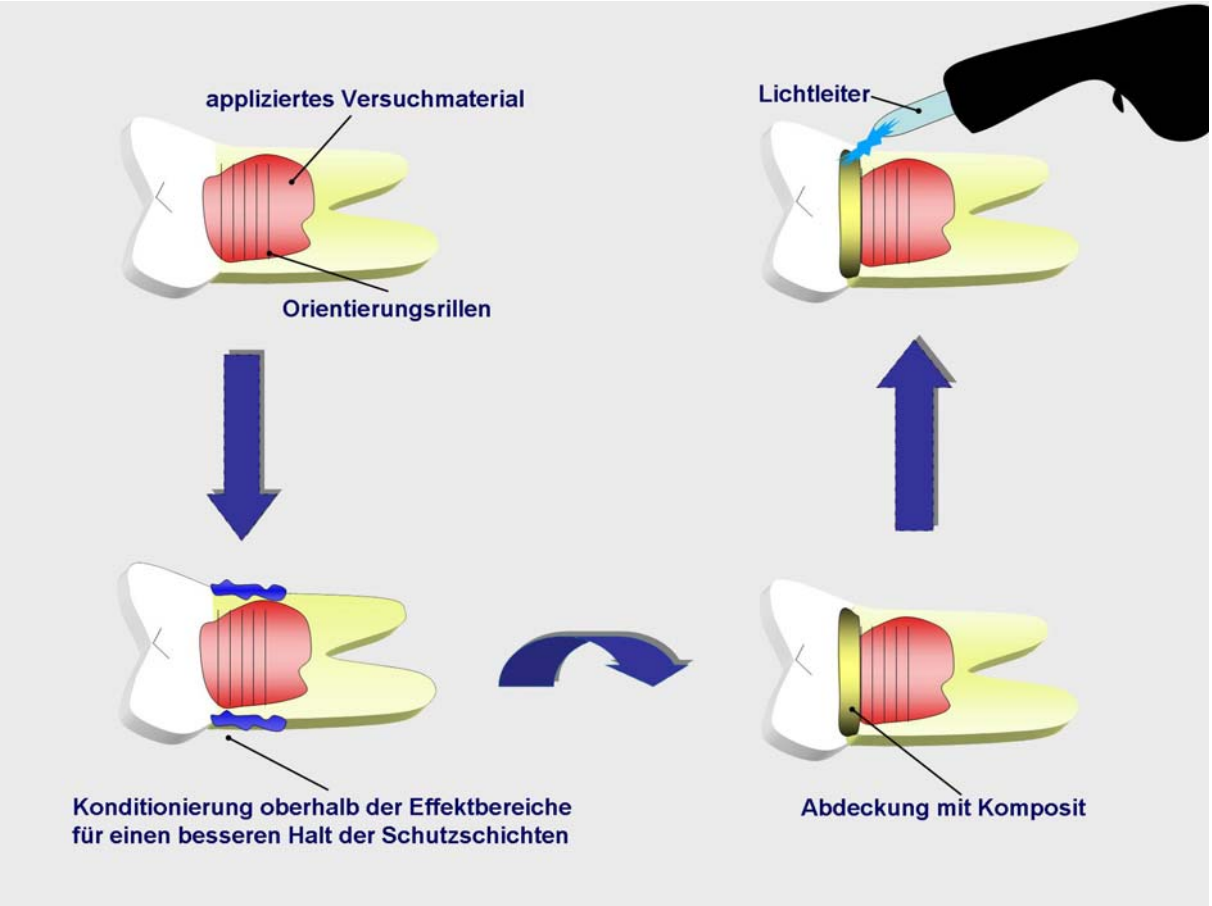

Abb. 5: Vorbereitung zur Dokumentation der Effektbereiche (Tag 0, 2, 7, 14, 28, 86).

4.7 Remineralisierung der Proben

Die Proben wurden während der gesamten Versuchszeit von 86 Tagen in 10 l Remineralisationslösung [Buskes *et al.* 1985] inkubiert (Tab. 1). Die Remineralisationslösung wurde alle sieben Tage erneuert.

Tab.1: Zusammensetzung der Remineralisationslösung (5 Liter) nach Buskes et al. (1985)

Konzentration	Inhaltsstoff	Mengen
1,5 mM	Kalziumchlorid-2-hydrat ($CaCl_2 \cdot 2\ H_2O$)	1103,00 mg
0,9 mM	Kaliumdihydrogenphosphat (KH_2PO_4)	612,00 mg
20 mM	HEPES 1M	100 ml
10 M	Kalilauge ad pH 5 (KOH)	~ 15 ml
	aqua dest. (H_2O)	ad 5 Liter

4.8 Vorbereitung der Proben für die konfokale Laser-Raster-Mikroskopie

Nach Beendigung des längsten Putzintervalls (Tag 86) wurden die Proben von der Apparatur getrennt. Anschließend wurden die Proben senkrecht zur Probenoberfläche mit Hilfe einer Bandsäge (Bandsäge Exakt 300cl; Exakt Apparatebau) getrennt, so dass pro Zahn zwei Querschnitte der behandelten Probenoberflächen resultierten. Die Querschnitte wurden in aufsteigender Reihenfolge der Korngrößen plan geschliffen und poliert (Schleifpapier Körnung: #600 > #1200, Schleifsystem Exakt 400cs; Exakt Apparatebau). Die Befestigung an dem Objektträger erfolgte mittels Sekundenkleber (Cyanoacrylatkleber; Omnident, Rodgau, Deutschland). Die Zähne wurden stets in einem feuchten Milieu gelagert (0,9 % NaCl-Lösung) Um eine spätere Visualisierung der nicht durch die Materialien infiltrierten Bereiche am CLSM zu ermöglichen, wurden die Proben in einer Fluorescein-Isothiocyanat (FITC; Sigma-Aldrich Chemie) enthaltenden wässrigen Lösung gelagert (100 µmol).

4.9 Konfokales Laser-Raster-Mikroskop

In der konfokalen Mikroskopie werden Strukturen visualisiert, indem das von einer Probe emittierte oder reflektierte Licht aus einer einzigen Fokalebene gebündelt und sämtliches Licht, das nicht aus dieser Ebene stammt, unterdrückt wird.

Bei einem konfokalen Punktscanner fokussieren die Linsen des Mikroskops das Laserlicht auf einen einzelnen Punkt der Probe, den Fokalpunkt. Der Laser tastet die Probe Punkt für Punkt ab und erzeugt so das gescannte Bild. Fluoreszenzlicht und Reflexionslicht der Probe werden durch das Objektiv zurückgeleitet. Das Mikroskop und das optische System des Scan-Moduls fokussieren das vom Fokalpunkt emittierte Licht auf einen zweiten Punkt, den Konfokalpunkt. Durch die am Konfokalpunkt befindliche winzige Öffnung (sog. Pinhole), kann das Licht vom Fokalpunkt in den Detektor gelangen. Außerfokales Licht gelangt nicht durch die Öffnung (Abb. 6). Die Scan-Auflösung ist auf das maximale optische Auflösungsvermögen beschränkt. Das analoge Ausgangssignal wird digitalisiert und an einen Computer weitergeleitet. Für das Fluorochrom Rhodamin-B-Isothiocyanat und Fluorescein-Isothiocyanat wurde als Anregungslicht ein Ar-Kr-Laser, welcher Licht mit den definierten Wellenlängenmaxima von 488, 568 und 633 nm emittierte, verwendet. Durch Filterung bzw. Umlenkung bestimmter Wellenlängenanteile des Laserlichtes mit Hilfe des akusto-optischen einstellbaren Filters (AOTF) und der Einstellung am halbdurchlässigen Spiegel (beam splitter) wurde nur das monochromatische Licht mit dem angepassten Wellenlängenmaximum für das jeweilige Fluorochrom appliziert, wobei durch den Dual-Fluoreszenz-Modus der Software (CLSM Leica TCS NT; Leica, Heidelberg, Deutschland) eine Darstellung des emittierten Lichtes beider Fluorochrome in einem Bild möglich war.

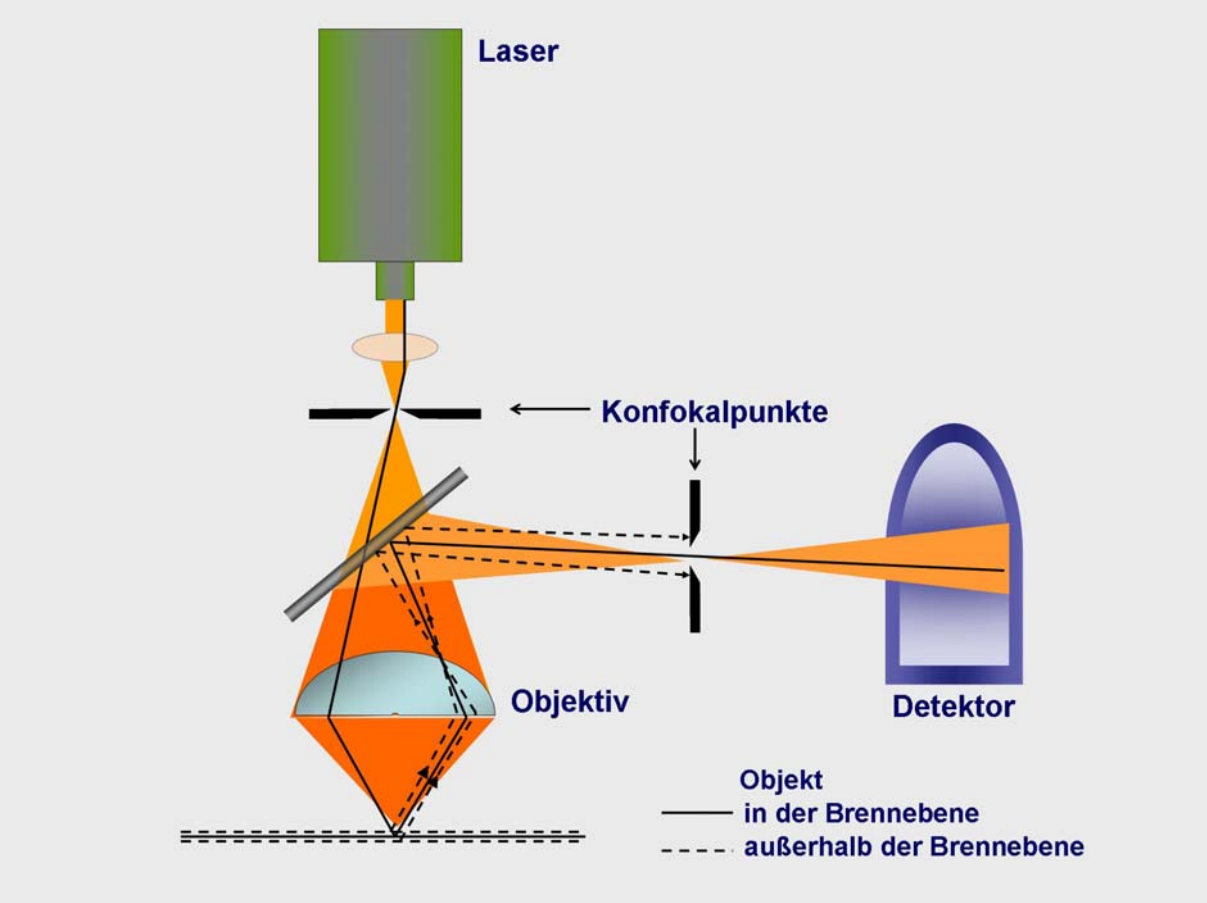

Abb. 6: Die Funktionsweise des CLSM

Rhodamin-B-Isothiocyanat (RITC)

Monochromatisches Licht mit einem Wellenlängenmaximum bei 568 nm wurde als Anregungslicht verwendet, da dieses bei RITC eine starke Fluoreszenzlichtemission (Emissionsmaximum liegt bei einer Wellenlänge von 565 nm) bewirkt. Das Wellenlängenmaximum des von RITC emittierten Lichtes lag bei 610 nm, weshalb ein Langpassfilter (LP 590 nm) eingesetzt wurde, um kurzwelligeres Reflexionslicht (< 590 nm) zu eliminieren.

Fluorescein-Isothiocyanat (FITC)

Monochromatisches Licht mit einem Wellenlängenmaximum bei 488 nm wurde als Anregungslicht verwendet, welches bei Fluorescein-Isothiocyanat eine starke Fluoreszenzlichtemission (Emissionsmaximum liegt bei 520 nm Wellenlänge des Anregungslichtes) auslöste. Das emittierte Licht wurde mit Hilfe eines zwischengeschalteten Kurzpassfilters (RSP 580 nm) und eines Bandpassfilters (BP 525/50 nm) auf die entsprechende Wellenlänge eingegrenzt. Mit dem CLSM wurden Aufnahmen mit einer Kantenlänge von 250 × 250 µm (40-faches Objektiv, Auflösung 1024 × 1024 Pixel, entspricht 1,02 Pixel/µm) und mit 256 Graustufen je Farbkanal angefertigt. Mit RITC gefärbte Probenbereiche wurden rot, die mit FITC gefärbten Anteile hingegen

grün dargestellt. Bereiche, die weder RITC noch FITC enthielten, erschienen schwarz.

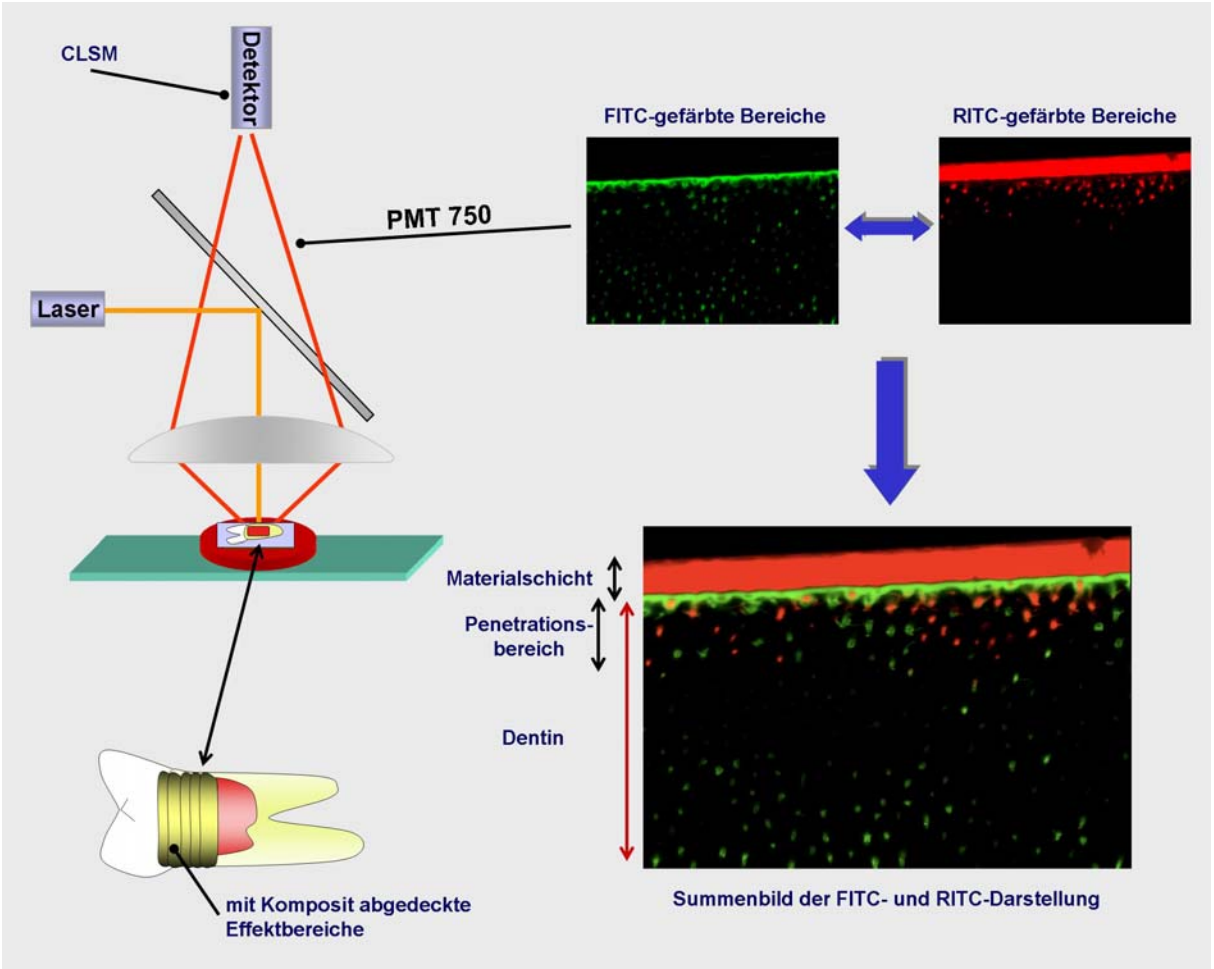

Abb. 7: Vereinfachte Darstellung der Auswertung mit Hilfe des konfokalen Laser-Raster-Mikroskops (CLSM).

Die Abtastung der Proben erfolgte auf der Oberfläche des Probenlängsschnitts, um Artefakte zu vermeiden. Mit Hilfe der Pinhole-Einstellung konnte geregelt werden, wie viel Streulicht blockiert wird und wie viel Licht auf den Detektor gelangt. Die Erzeugung vergleichbarer Bilder wurde durch eine definierte Einstellung des Pinhole-Wertes (für alle Proben auf den Wert 1,0) sichergestellt. Die fünf parallel zueinander präparierten Rillen dienten bei der Bildbetrachtung zur Identifizierung unterschiedlicher Putzintervalle. Ein exemplarisches Bild wurde pro Probentag und Gruppe mit einer fest eingestellten Detektorempfindlichkeit (PhotoMultiPlier-Wert: 750) angefertigt. Die Software ermöglicht zur Auswertung der Bilder sowohl die separate Darstellung der beiden Fluoreszenzfarbstoffe als auch das Summenbild der FITC- und RITC-Darstellung.

4.10 Quantitative Auswertung der CLSM-Bilder

Die quantitative Auswertung wurde mit einem horizontalen Linienraster durchgeführt, welches über das Summenbild gelegt wurde. Der Abstand zwischen den Linien betrug 10 µm und ihr Verlauf war parallel zur Probenoberfläche.

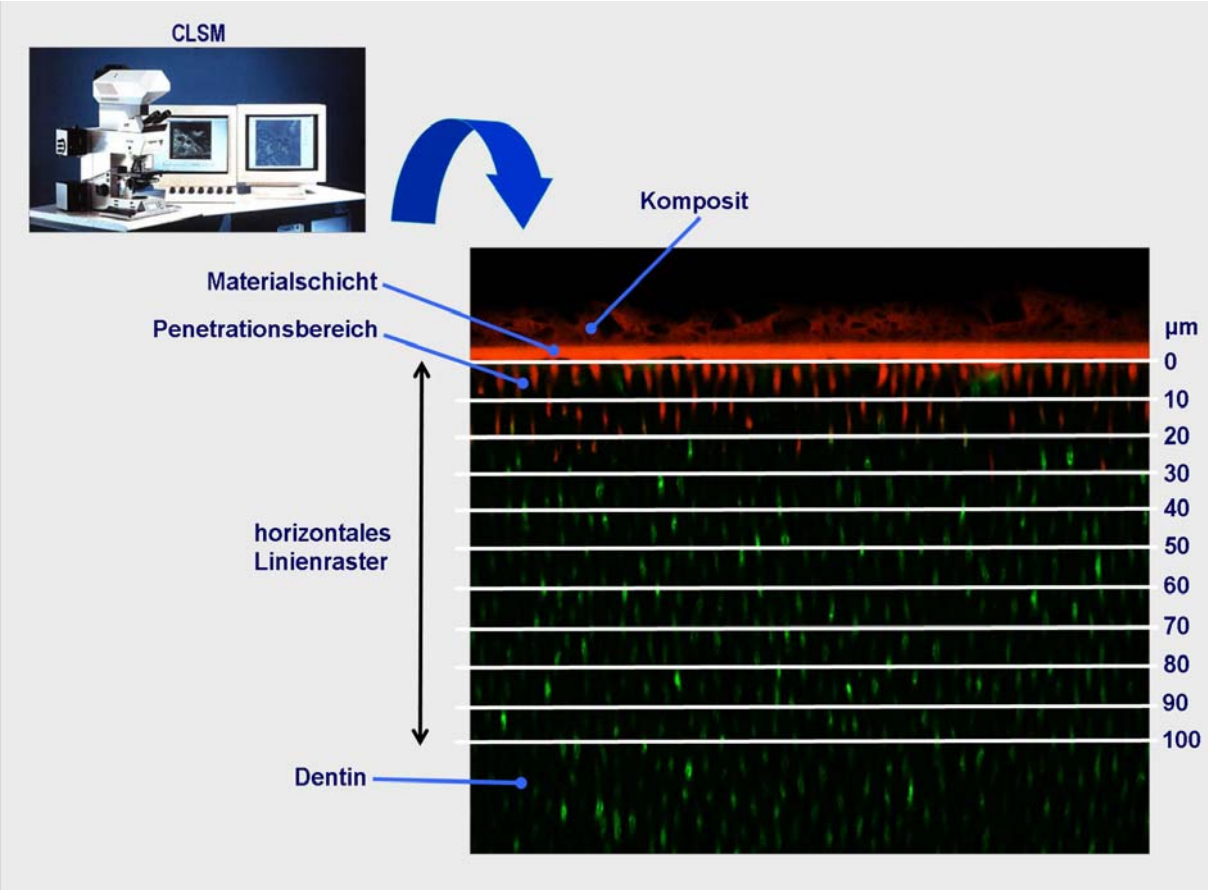

Abb. 8: Schematische Darstellung der qualitativen Auswertung am CLSM-Bild.

Die durch die Fluorochrome visualisierten – und somit als gefüllt oder ungefüllt dargestellten – Dentinkanälchen wurden entlang der horizontalen Linien ausgezählt, wobei das Verhältnis zwischen der Gesamtzahl und den gefüllten Kanälchen bestimmt wurde (Abb. 8). Die Vermessung der Oberflächenschicht erfolgte an drei artefaktfreien Bereichen im Abstand von jeweils 60 µm (Leica Confocal Software; Leica Microsystems Heidelberg, v.1.4, Deutschland).

4.11 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte unter fachlicher Anleitung durch Dr. K. Neumann aus der Abteilung für Biometrie und klinische Epidemiologie der Charité – Universitätsmedizin Berlin. Die Daten wurde mit dem Computerprogramm SPSS analysiert (Version 11.5.1 für Windows; SPSS GmbH, München, Deutschland). Der Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest wurde zur Testung einer Abweichung von

der Normalverteilung durchgeführt. Abweichungen zwischen den Schichtdicken und den Penetrationstiefen zwischen den Gruppen wurden mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA, post-Hoc-Test nach Bonferroni) mit nachgeschaltetem post hoc-Test nach Bonferroni auf Signifikanz getestet. Das Signifikanzniveau wurde auf 1 % festgelegt.

5 Ergebnisse

5.1 Qualitative Auswertung der Oberflächenschichten und der gefüllten Dentinkanälchen

Ein Ausdünnen bis hin zum vollständigen Verlust der auf der Dentinoberfläche aufliegenden Materialschichten konnte in Abhängigkeit von der Putzdauer bei allen untersuchten Materialien beobachtet werden. Hinsichtlich des Penetrationsvermögens am Tag der Applikation (t_0) waren keine deutlichen Unterschiede zwischen den Produkten feststellbar. Vergleichbare Auswaschphänomene konnten unabhängig von den unterschiedlichen Materialzusammensetzungen bis zum Ende der Untersuchung nach 86 Tagen Zähneputzen beobachtet werden.

Excite

Die Schichtdicke des Adhäsivs an der Dentinoberfläche nahm vom Tag der Applikation (t_0) bis zum letzten Putztag (t_{86}) kontinuierlich ab (Abb. 9).

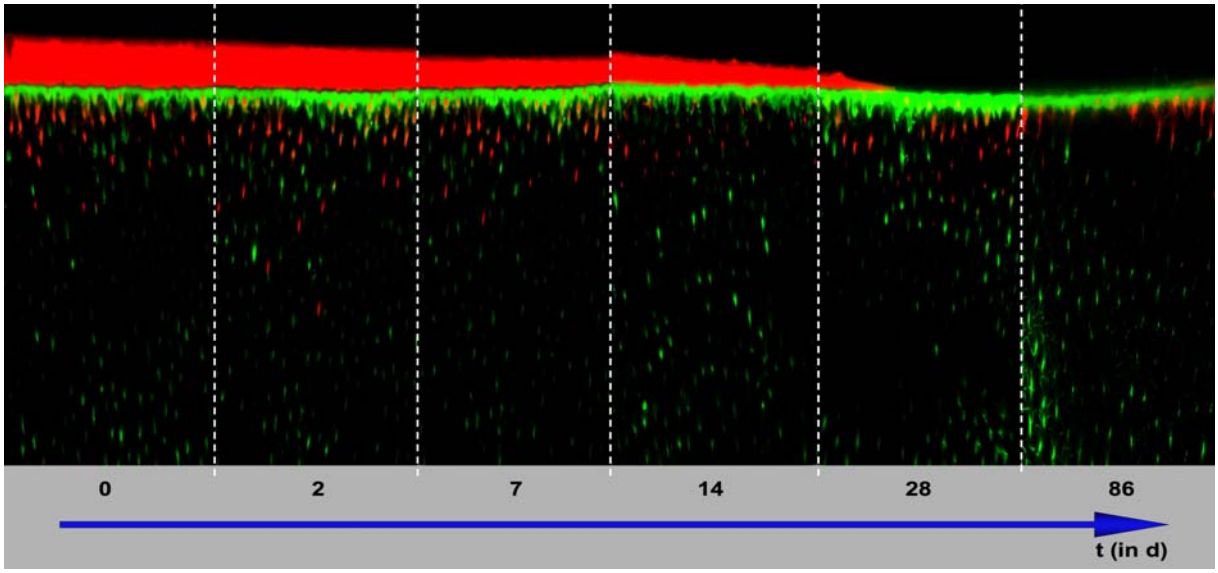

Abb. 9: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Adhäsivs Excite in Abhängigkeit von der Putzdauer. Die Oberflächenschicht ist bis zum Tag 28 erkennbar. Nach 86 Tagen sind die Dentinkanälchen nur noch oberflächlich gefüllt.

Die Adhäsivschicht zeigte innerhalb der ersten Woche kaum sichtbare Veränderungen (t_0, t_2, t_7) Nach 14 Tagen wurde eine gut erkennbare Reduktion der Adhäsivschicht festgestellt. Nach 28 Tagen (t_{28}) waren vereinzelte Reste der Adhäsivschicht noch vorhanden, während nach einem Putzintervall von 86 Tagen (t_{86}) keine Adhäsivschicht mehr visualisiert werden konnte. Die Anzahl der an der Oberfläche gefüllten Dentinkanälchen nahm vom Tag der Applikation (t_0) bis zu dem letzten Putztag (t_{86}) ab.

Solobond M

Vom Tag der Applikation (t_0) bis zum Ende der Untersuchung (t_{86}) konnte ein kontinuierlicher Verlust des Adhäsivs beobachtet werden (Abb. 10).

Die Darstellung der ersten Putzintervalle (t_0, t_2) lies keine Veränderung der oberflächlichen Adhäsivschicht erkennen. Innerhalb der darauf folgenden fünf Putztage erfolgte eine deutliche Reduzierung der an der Oberfläche befindlichen Materialanteile.

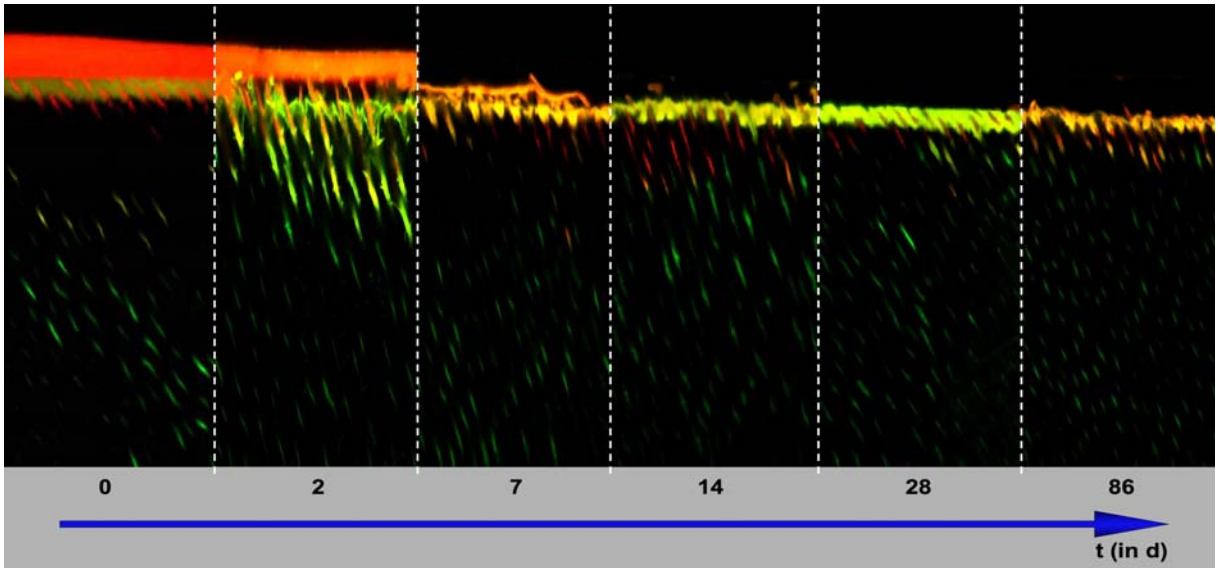

Abb. 10: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Adhäsivs Solobond M in Abhängigkeit von der Putzdauer. Die Adhäsivschicht war bereits nach 14 Tagen nicht mehr durchgehend visualisierbar. Bis zum Ende der Untersuchung nach 86 Tagen konnte ein Verlust des in die Deninkanälchen penetrierten Adhesivs beobachtet werden.

Nach einem Putzintervall von 14 Tagen (t_{14}) konnten nur vereinzelt Reste der Adhäsivbestandteile auf der Probenoberfläche beobachtet werden. Die vom Solobond M penetrierten Dentinkanälchen ließen sich nach einem Putzintervall von 86 Tagen nur noch oberflächlich darstellen.

Dyract Seal

Eine deutliche Reduktion der oberflächlichen Kompomerschicht konnte bereits nach 2 Tagen Zähneputzen beobachtet werden. Nach einem Putzintervall von 14 Tagen (t_{14}) war keine durchgehende Kompomerschicht mehr auf der Probenoberfläche sichtbar. Eine deutliche Abnahme der Dentinkanaleingänge wurde zwischen dem Tag der Applikation (t_0) und dem Ende der Putzintervalle nach 86 Tagen (t_{86}) beobachtet.

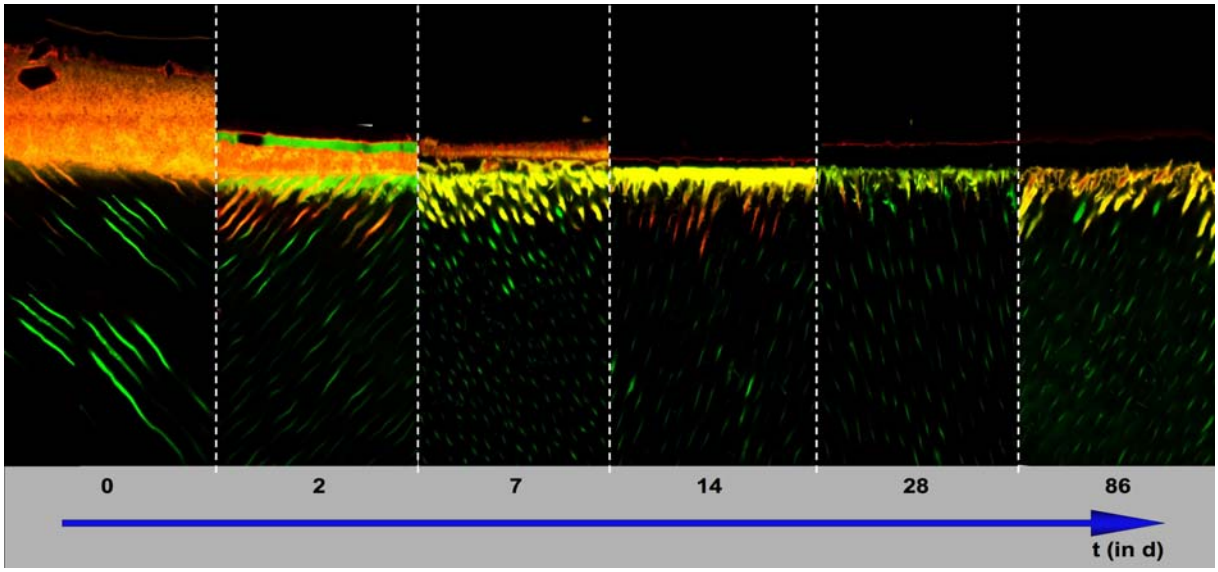

Abb. 11: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Fissurenversieglers Dyract Seal in Abhängigkeit von der Putzdauer. Die Kompomerschicht ist nach 14 Tagen Zähneputzen nicht mehr durchgehend erkennbar. Nach 86 Putztagen lassen sich nur vereinzelt gefüllte Dentinkanälchen darstellen.

Gluma

Bereits zwei Tage nach der Applikation (t_2) konnte bei dem Desensibilisierer Gluma eine deutliche Reduktion der Oberflächenschicht beobachtet werden (Abb. 12).

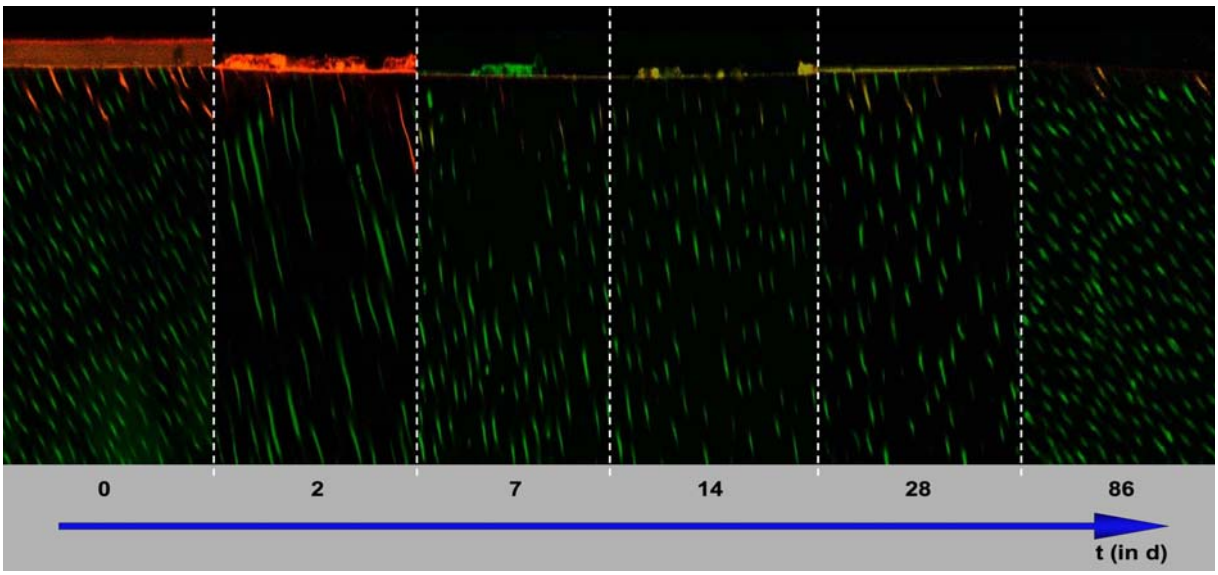

Abb. 12: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Desensibilisierers Gluma in Abhängigkeit von der Putzdauer. Die oberflächliche Glumaschicht wurde bereits nach 2 Tagen deutlich reduziert und konnte nach 7 Putztagen nicht mehr dargestellt werden. Die Dentinkanälchen erschienen nach 86 Tagen ungefüllt.

In den nachfolgenden fünf Tagen kam es zu einem weiteren Materialverlust und nach sieben Tagen (t_7) wurde nur noch teilweise Gluma an der Dentinoberfläche vorgefunden. Auf den Probenoberflächen konnte nach 14 Tagen (t_{14}) keine Glumaschicht mehr festgestellt werden. Die oberflächlichen Dentinkanälchen wiesen am

Ende der Putzzeiträume nach 86 Tagen (t_{86}) deutlich weniger gefüllte Bereiche als am Tag der Applikation (t_0) auf.

Duraphat

Die oberflächliche Materialschicht des Fluoridlacks wurde bis zum siebten Putztag (t_7) bereits vollständig abgetragen (Abb. 13). Darüber hinaus konnte eine Abnahme der Anzahl oberflächlich gefüllter Dentinkanälchen zwischen dem Tag der Applikation (t_0) und dem letzten Putztag (t_{86}) beobachtet werden.

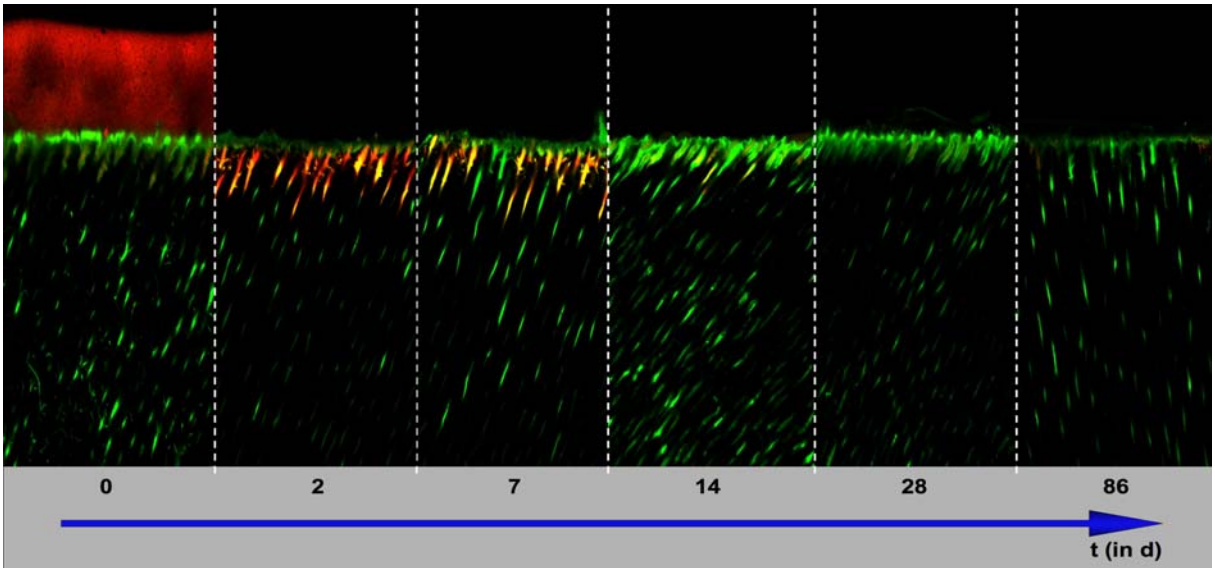

Abb. 13: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Fluoridlacks Duraphat in Abhängigkeit von der Putzdauer. Der Fluoridlack war bereits nach 2 Putztagen abgetragen. Gefüllte Detinkanälchen konnten nach 86 Putztagen nur vereinzelt dargestellt werden.

Vivasens

Die kontinuierliche Abnahme der Schichtdicke des Desensibilisierers an der Dentinoberfläche konnte während der Putzintervalle (t_0-t_{86}) beobachtet werden (Abb. 14). Der Vergleich der Schichtdicken zwischen dem Tag der Applikation (t_0) und dem siebten Putztag (t_7) ergab keinen deutlich erkennbaren Materialabtrag. Nach 14 Tagen (t_{14}) konnten nur noch partielle Desensibilisiererbestandteile dargestellt werden, so dass die Probenoberflächen bereits nach 28 Tagen (t_{28}) und nach 86 Tagen (t_{86}) keine Desensibilisiererschicht mehr aufwiesen. Die Anzahl der im Bereich der Oberfläche gefüllten Dentinkanälchen nahm entsprechend der Putzintervalle (t_0-t_{86}) kontinuierlich ab.

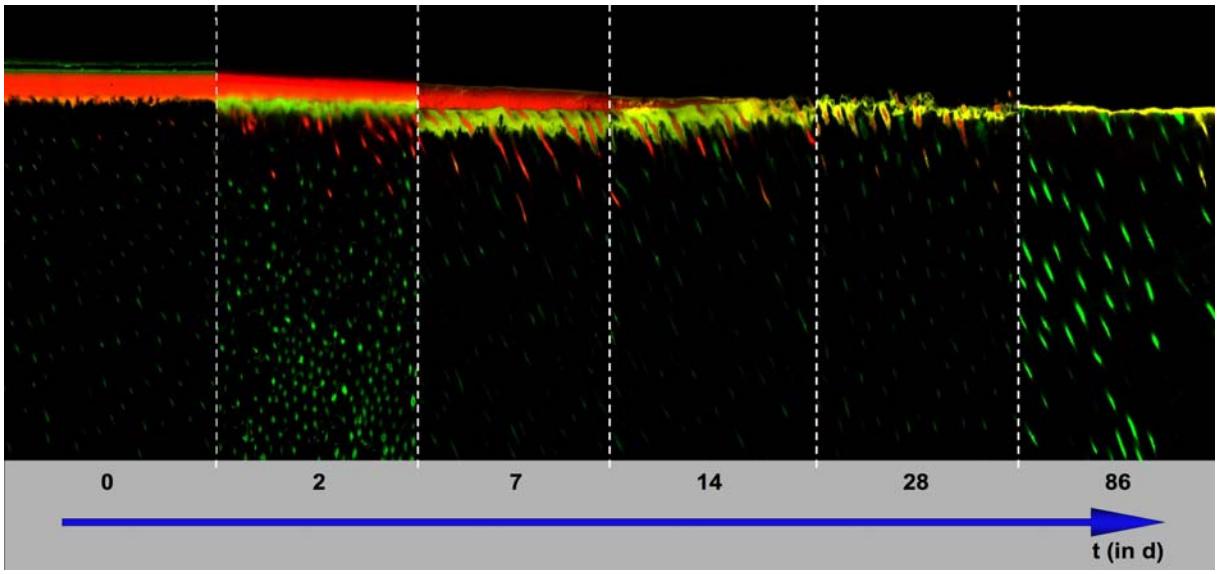

Abb. 14: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Desensibilisierers Vivasens in Abhängigkeit von der Putzdauer. Die Oberflächenschicht von Vivasens konnte bis zum 14 Putztag nicht abgetragen werden. Die Anzahl gefüllter Dentinkanälchen nahm zum letzten Putztag hin (t_{86}) deutlich ab.

Xeno V

An der Dentinoberfläche zeigte die Adhäsivschicht von Xeno V innerhalb der ersten Woche keine sichtbaren Veränderungen (t_0-t_7; Abb. 15).

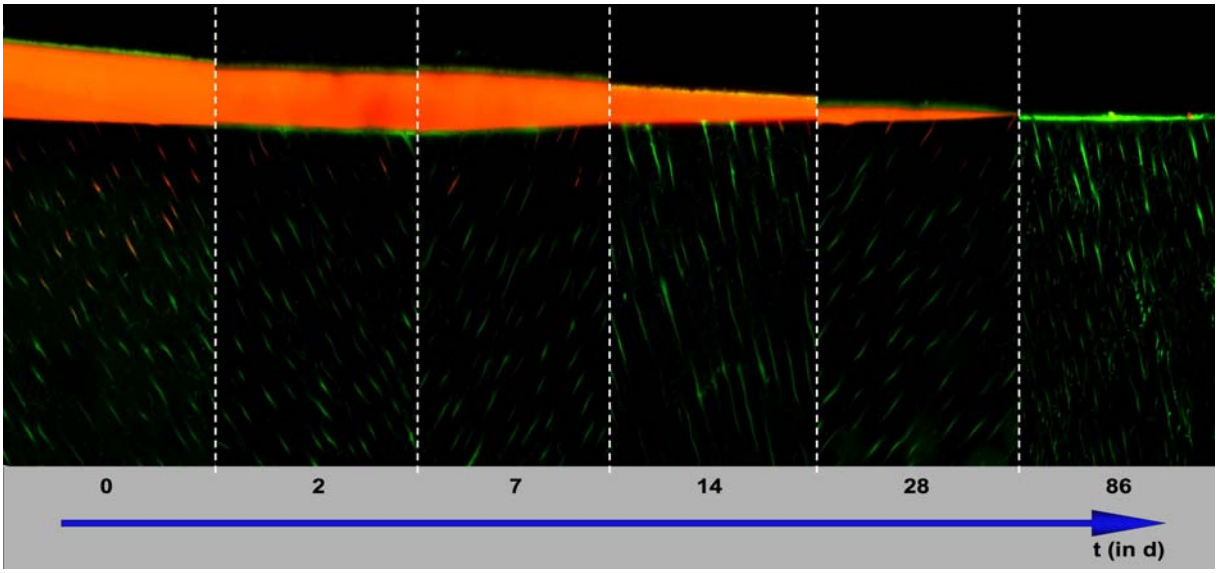

Abb.15: Resistenz der Oberflächenschicht sowie das Penetrationsvermögen des Adhäsivs Xeno V in Abhängigkeit von der Putzdauer. Die Oberflächenschicht bedeckte bis zum 28 Tag die Probenoberfläche. Gefüllte Dentinkanälchen konnten nach 28 Putztagen nur noch vereinzelt dargestellt werden.

Die kontinuierliche Abnahme der Schichtdicke konnte ab dem siebten Tag beobachtet werden. Nach 28 Tagen (t_{28}) wurde eine durchgehende Oberflächenschicht dargestellt, die nach 86 Tagen vollständig entfernt worden war. Die Dentinkanälchen

wiesen nach dem letzten Putztag (t_{86}) weniger gefüllte Bereiche als am Tag der Applikation auf (t_{86}).

5.2 Quantitative Auswertung

5.2.1 Resistenz der Oberflächenschichten

Die Messwerte zu den Schichtdicken zeigten innerhalb der jeweiligen Putzintervalle keine Hinweise auf eine Abweichung von der Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest). Die Schichtdicken unterschieden sich jedoch zum Teil signifikant zwischen verschiedenen Gruppen und unterschiedlichen Putzintervallen innerhalb einer Gruppe (Abb. 16 und 17-22; einfaktorielle ANOVA, post hoc Bonferroni).

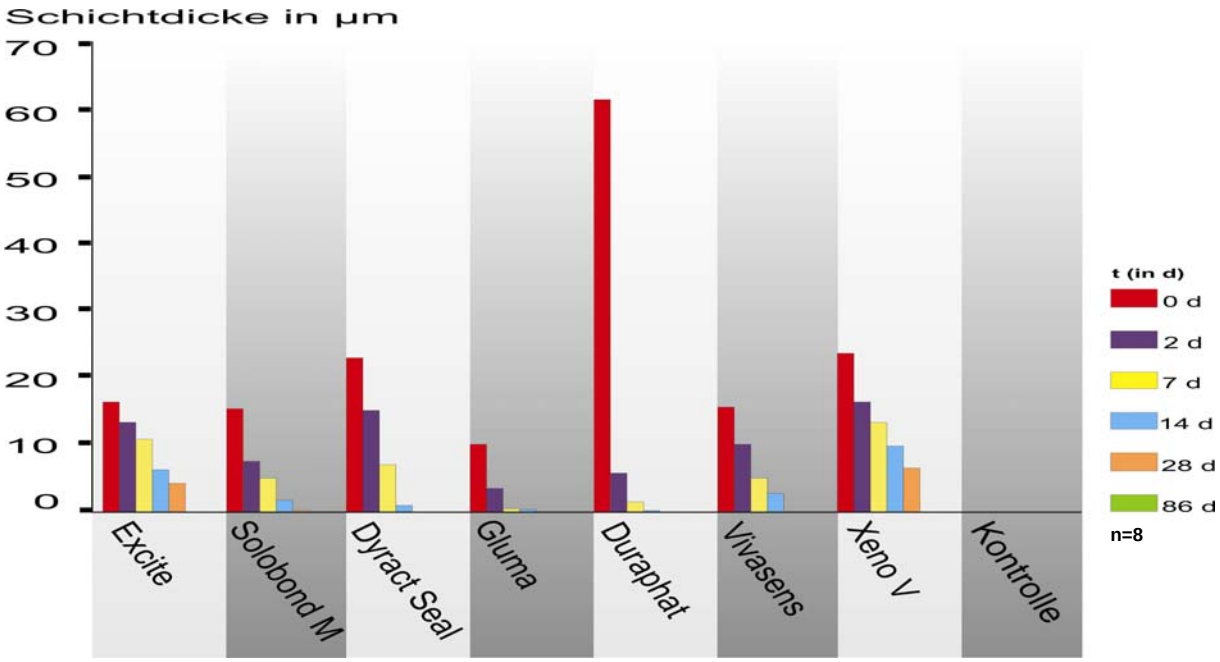

Abb.16: Übersicht der Schichtdicken (Mittelwert; µm) der verarbeiteten Materialien auf der Dentinoberfläche, in Abhängigkeit von den Putzintervallen (t_0, t_2, t_7, t_{14}, t_{28}, t_{86}).

Am Tag der Applikation (Abb. 17; t_0) wurden bei Excite, Solobond M, Dyract Seal, Vivasens und Xeno V vergleichbare Oberflächenschichten beobachtet [$p>0,01$; Excite (16 µm ± 4 µm), Solobond M (16 µm ± 9 µm), Dyract Seal (23 µm ± 10 µm), Vivasens (16 µm ± 4 µm), Xeno V (24 µm ± 3 µm)]. Der Fluoridlack Duraphat wies zu Beginn der Untersuchung (t_0) im Vergleich zu den übrigen Materialien die dickste Oberflächenschicht (62 µm ± 12 µm) auf (Abb. 17; $p<0,01$). Die dünnste Schicht wurde bei dem Desenibilisierer Gluma (10 µm ± 2 µm) beobachtet, die sich kennzeichnend von Xeno V (24 µm ± 3 µm) unterschied ($p<0,01$).

Nach einem Putzintervall von zwei Tagen (Abb. 18) zeigten die Adhäsive Excite und Xeno V sowie das Kompomer Dyract Seal erheblich dickere Oberflächenschich-

ten als Gluma und Duraphat [p<0,01; Xeno V (17 µm ± 2 µm), Dyract Seal (15 µm ± 5 µm), Gluma (3 µm ± 2 µm), Duraphat (6 µm ± 5 µm)]. Solobond M wies eine kennzeichnend dünnere Schicht (8 µm ± 4 µm) im Vergleich zu Xeno V und Dyract Seal auf [p<0,01; Solobond M (8 µm ± 4 µm), Xeno V (17 µm ± 2 µm), Dyract Seal (15 µm ± 5 µm)].

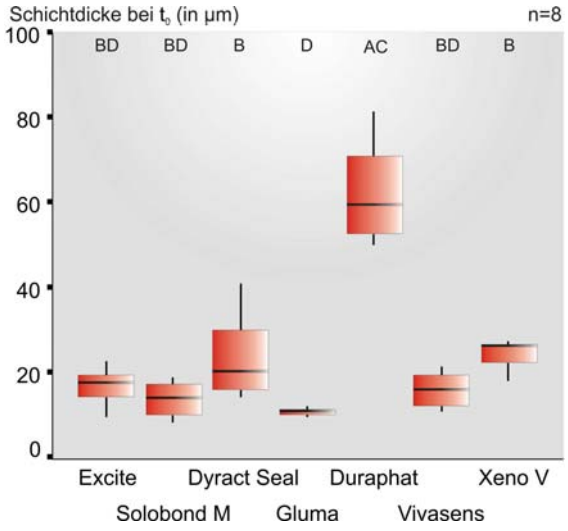

Abb. 17: Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken der Materialien am Tag der Applikation (t_0). Gruppen mit keinem gemeinsamen Buchstaben unterscheiden sich signifikant voneinander (p<0,01; ANOVA, post hoc Bonferroni).

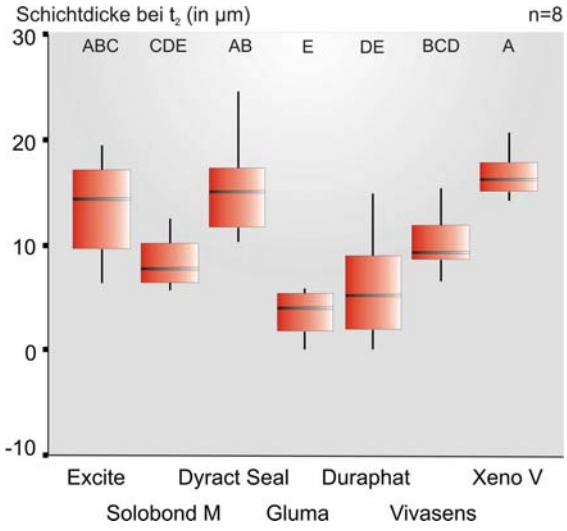

Abb. 18: Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken der Materialien nach einem Putzintervall von 2 Tagen (t_2). Gruppen mit keinem gemeinsamen Buchstaben unterscheiden sich signifikant voneinander (p<0,01; ANOVA, post hoc Bonferroni).

Die Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken nach einem Putzintervall von sieben Tagen (t_7; Abb. 19) verdeutlicht, dass die Adhäsive Excite und Xeno V erheblich dickere Oberflächenschichten als die Produkte Solobond M, Duraphat, Gluma und Vivasens aufwiesen [p<0,01; Excite (11 µm ± 3 µm), Xeno V (13 µm ± 2 µm), Solobond M (5 µm ± 4 µm), Duraphat (1 µm ± 3 µm), Gluma (1 µm ± 1 µm), Vivasens (5 µm ± 2 µm)]. Der Fissurenversiegler Dyract Seal unterschied sich mit einer deutlich dickeren Materialschicht (7 µm ± 4 µm) von Gluma und Duraphat (p<0,01).

Nach einem Putzintervall von 14 Tagen (t_{14}; Abb. 20) war die Oberflächenschicht des Adhäsivs Xeno V deutlich dicker (10 µm ± 2 µm) als die von Solobond M, Dyract Seal, Gluma, Duraphat und Vivasens [p<0,01; Solobond M (2 µm ± 2 µm), Dyract Seal (1 µm ± 2 µm), Gluma (0 µm ± 1 µm), Duraphat (0 µm ± 1 µm), Vivasens (3 µm ± 2 µm)]. Excite wies im Vergleich zu Solobond M, Dyract Seal, Gluma und Duraphat ebenfalls eine dickere Schicht auf [p<0,01; Excite (6 µm ± 4 µm), Solobond M (2 µm ± 2 µm), Dyract Seal (1 µm ± 2 µm), Gluma (0 µm ± 0 µm), Duraphat (0 µm ± 1 µm)].

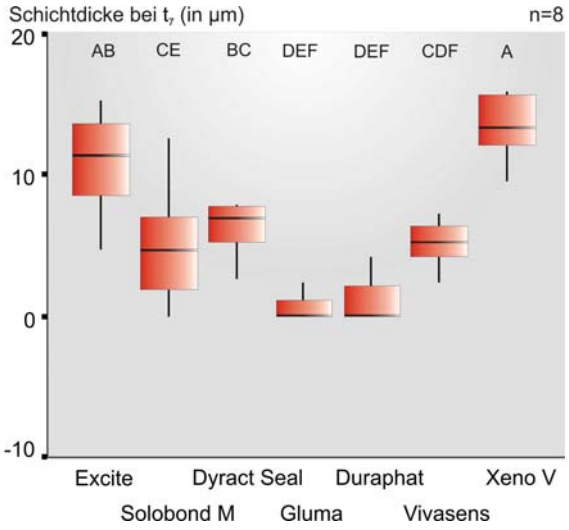

Abb. 19: Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken der Materialien nach einem Putzintervall von 7 Tagen (t_7). Gruppen mit keinem gemeinsamen Buchstaben unterscheiden sich signifikant voneinander ($p<0,01$; ANOVA, post hoc Bonferroni).

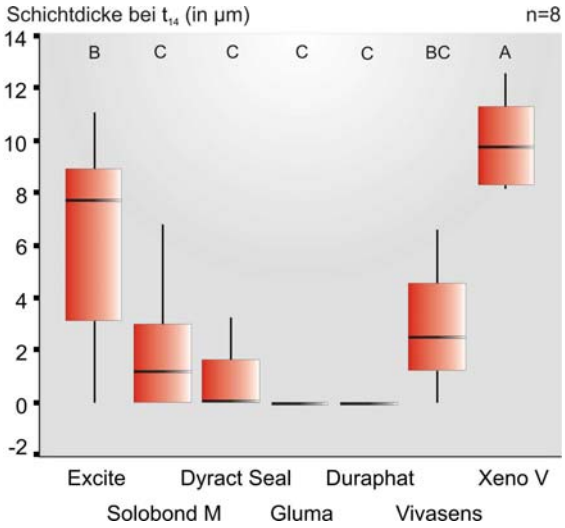

Abb. 20: Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken der Materialien nach einem Putzintervall von 14 Tagen (t_{14}). Gruppen mit keinem gemeinsamen Buchstaben unterscheiden sich signifikant voneinander ($p<0,01$; ANOVA, post hoc Bonferroni).

Eine die Dentinoberfläche bedeckende Materialschicht war nach 28 Tagen (t_{28}; Abb. 21) nur bei den Adhäsiven Excite und Xeno V messbar [$p<0,01$; Excite (4 µm ± 3 µm), Xeno V (7 µm ± 1 µm)]. Solobond M, Dyract Seal, Gluma, Duraphat und Vivasens wiesen hingegen keine Oberflächenschicht mehr auf und unterschieden sich somit deutlich von den Adhäsiven Excite und Xeno V ($p<0,01$).

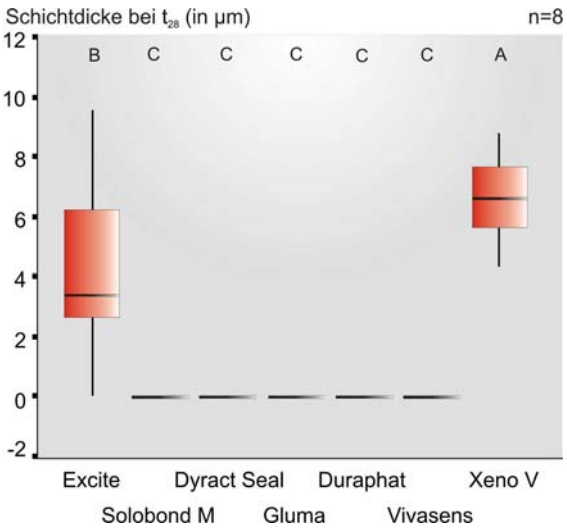

Abb. 21: Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken der Materialien nach einem Putzintervall von 28 Tagen (t_{28}). Gruppen mit keinem gemeinsamen Buchstaben unterscheiden sich signifikant voneinander ($p<0,01$; ANOVA, post hoc Bonferroni).

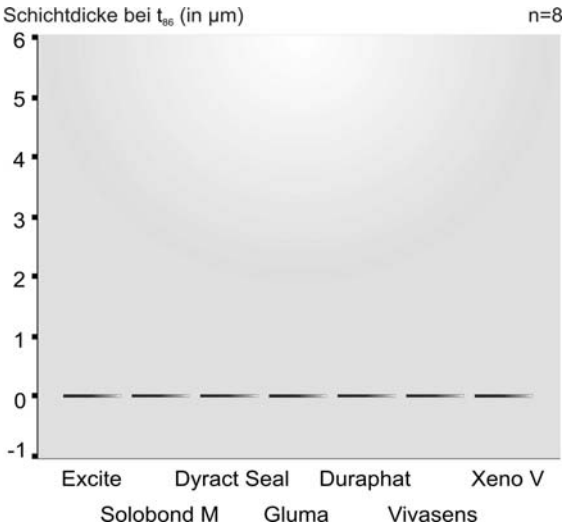

Abb.22: Box-und-Whisker-Plot-Darstellung zu den Schichtdicken der Materialien nach einem Putzintervall von 86 Tagen (t_{86}). Gruppen mit keinem gemeinsamen Buchstaben unterscheiden sich signifikant voneinander ($p<0,01$; ANOVA, post hoc Bonferroni).

Nach einem Putzintervall von 86 Tagen (t_{86}) zeigte keines der verwendeten Produkte eine Oberflächenschicht (Abb. 22).

5.2.2 Auswertung des Penetrationsvermögens und der Auswascheffekte im Bereich der Dentinoberfläche

Im Bereich der Probenoberfläche (Abb. 23) zeigten am Tag der Applikation nur 4 Materialien mehr als 80 % gefüllte Dentinkanälchen [Excite (92 % ± 15 %), Solobond M (88 % ± 35 %), Dyract Seal (100 % ± 0 %) und Vivasens (84 % ± 30 %) bei t_0]. Zwei Produkte erreichter hingegen nur knapp unter 70 % gefüllter Dentintubuli [Duraphat (66 % ± 43 %), Xeno V (69 % ± 37 %) bei t_0]. Gluma zeigte den niedrigsten Füllungsgrad im Bereich der Dentinoberfläche (36 % ± 30 % bei t_0). Die Unterschiede waren jedoch zu diesem Zeitpunkt nicht signifikant ($p>0,01$; einfaktorielle ANOVA, post hoc Bonferroni). Der Desensibilisierer Gluma wies lediglich nach 7 und 86 Tagen (t_7, t_{86}) deutlich weniger gefüllte Kanälchen auf als das Adhäsiv Excite ($p<0,01$). Darüber hinaus wurden bei Duraphat nach 28 Tagen (t_{28}) deutliche Auswascheffekte festgestellt (4 % ± 12 % bei t_{28}) und der Fluoridlack unterschied sich signifikant von den Materialien Excite, Solobond M, Dyract Seal, Vivasens und Xeno V ($p<0,01$).

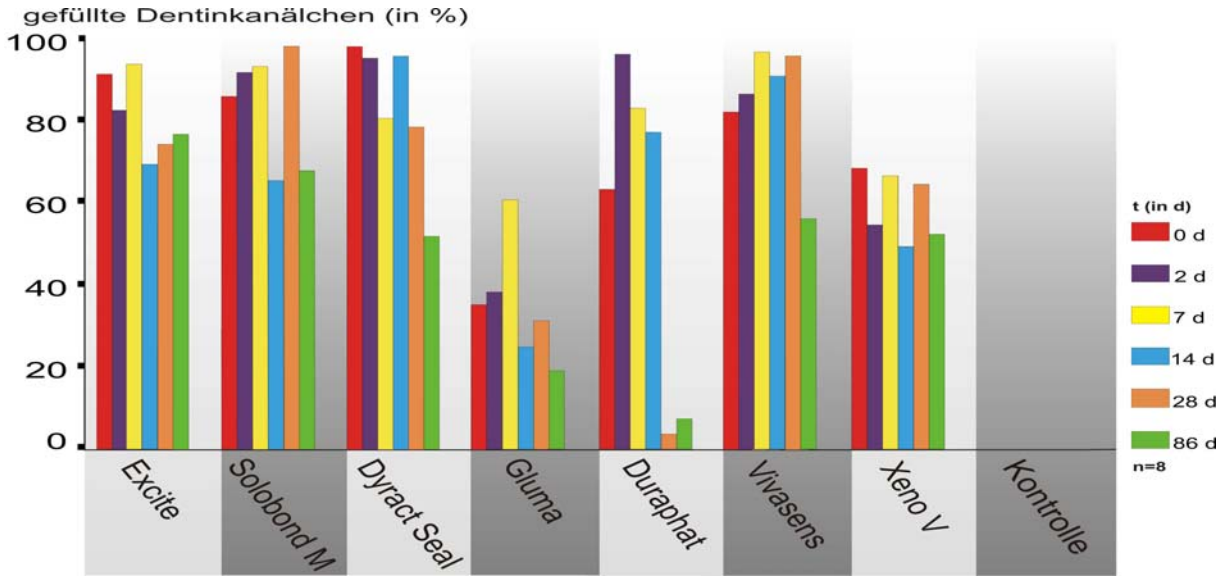

Abb.23: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten an der Probenoberfläche (0 µm), in Abhängigkeit vom Putzintervall.

Das Penetrationsvermögen verringerte sich tendenziell bei fast allen untersuchten Materialien bereits kurz unterhalb der Dentinoberfläche (10 µm; Abb. 24). Die meisten gefüllten Dentinkanälchen wurden am Tag der Applikation in dieser Tiefe bei Excite (63 % ± 26 %), Solobond M (73 % ± 46 %), Dyract Seal (100 % ± 0 %), Duraphat (71 % ± 34 %) und Vivasens (73 % ± 32 %) festgestellt. Die Materialien Excite und Solobond M zeigten darüber hinaus eine höhere Resistenz gegenüber der mechano-chememischen Putzwirkung, so dass nur geringe Auswascheffekte beobach-

tet wurden [Excite (51 % ± 32 %), Solobond M (59 % ± 49 %) bei t_{86}]. Gluma stellte den geringsten Füllungsgrad dar (41 % ± 31 % bei t_0), wobei ein Auswascheffekt nach 28 Putztagen kaum beobachtet werden konnte (30 % ± 14 % bei t_{86}). Ein signifikanter Unterschied zu den verbliebenen Materialien wurde nur vereinzelt festgestellt [$p<0,01$; t_2 (Solobond M, Dyract Seal, Duraphat), $t_{7,28}$ (Solobond M), t_{14} (Dyract Seal)]. Der Fluoridlack Duraphat wies Auswaschphänomene auf und nach 28 Tagen (t_{28}; Abb. 24) war die Anzahl gefüllter Dentinkanälchen im Vergleich zu Excite, Solobond M, Dyract Seal und Vivasens deutlich geringer [$p<0,01$; Duraphat (3 % ± 8 %), Excite (57 % ± 27 %), Solobond M (94 % ± 9 %), Dyract Seal (66 % ± 35 %), Vivasens (59 % ± 14 %) bei t_{28}].

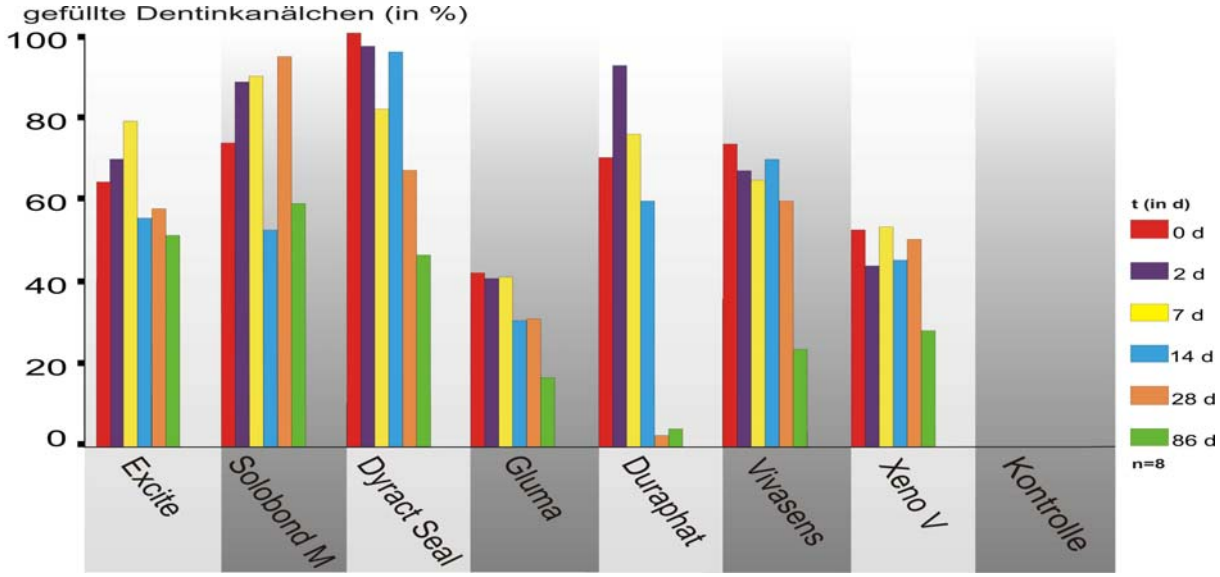

Abb.24: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten in einer Probentiefe von 10 µm, in Abhängigkeit vom Putzintervall.

In einer Penetrationstiefe von 20 µm (Abb. 25) zeigten nur zwei Materialien am Tag der Applikation mehr als 80 % gefüllter Dentinkanälchen [Dyract Seal (84 % ± 27 %), Vivasens (83 % ± 18 %)]. Excite, Solobond M und Duraphat konnten die Dentinkanälchen zu diesem Zeitpunkt nur knapp über 60 % füllen [Excite (60 % ± 23 %), Solobond M (66 % ± 43 %), Duraphat (68 % ± 23 %)]. Diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant ($p>0,01$). Das Penetrationsvermögen von Gluma und Xeno V war vergleichbar niedrig [Gluma (36 % ± 16 %), Xeno V (46 % ± 43 %) bei t_0]. Gluma wies zudem Auswascheffekte im Bereich der Dentinkanälchen auf, die in noch stärkerer Form bei Duraphat beobachtet werden konnten [Gluma (6 % ± 16 %), Duraphat (1 % ± 4 %) bei t_{86}]. Der Fluoridlack zeigte nach 28 und 86 Putztagen ($t_{28,86}$) signifikant geringere Füllwerte der Dentinkanälchen auf als Excite, Solobond M und Dyract Seal ($p<0,01$).

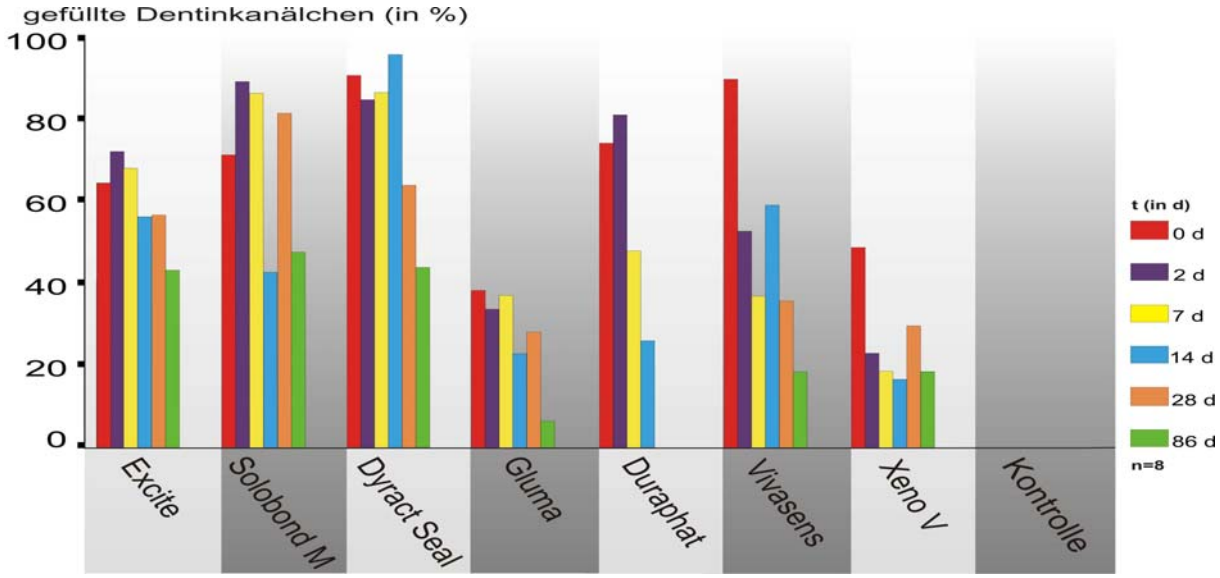

Abb.25: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten in einer Probentiefe von 20 µm, in Abhängigkeit vom Putzintervall.

Die meisten gefüllten Dentinkanälchen (>60 %) konnten am Tag der Applikation in einer Tiefe von 30 µm (Abb. 26) bei Solobond M, Dyract Seal und Vivasens festgestellt werden [Solobond M (61 % ± 48 %), Dyract Seal (61 % ± 36 %), Vivasens (66 % ± 30 %)]. Gluma und Xeno V zeigten zum gleichen Zeitpunkt den niedrigsten Füllungsgrad [Gluma (18 % ± 18 %), Xeno V (32 % ± 31 %)]. Kennzeichnende Unterschiede konnten am Tag der Applikation nicht festgestellt werden (p>0,01). Eine geringe Resistenz gegenüber der mechano-chemischen Putzwirkung wiesen nach einer Putzdauer von 28 Tagen die Materialien Duraphat, Vivasens und Xeno V auf [Duraphat (0 % ± 0 %), Vivasens (28 % ± 21 %), Xeno V (7 % ± 14 %) nach t_{28}].

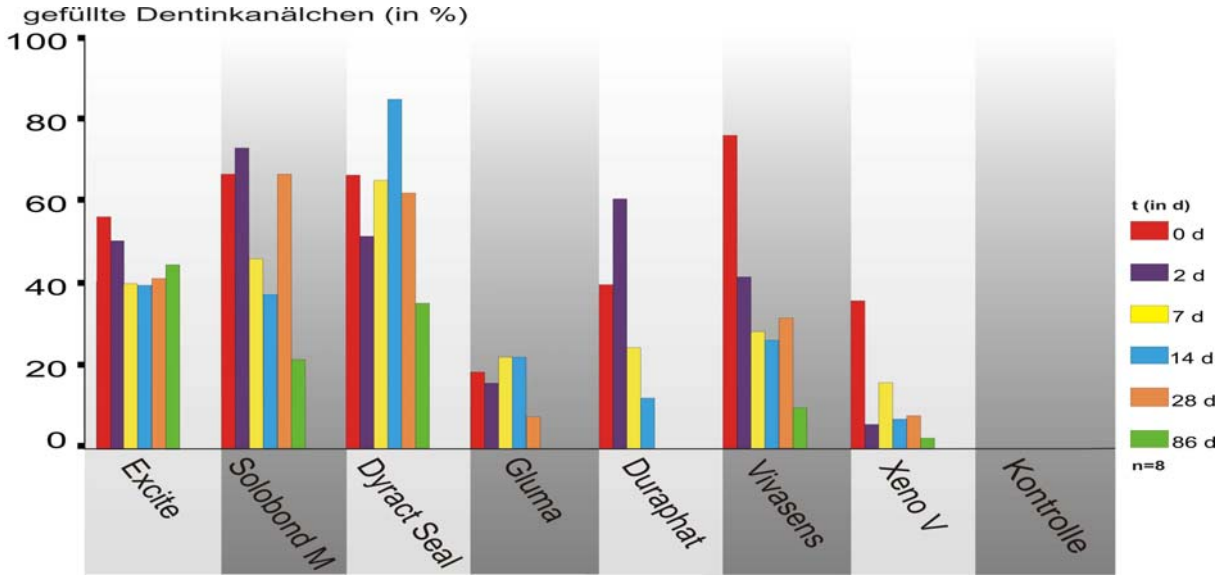

Abb.25: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten in einer Probentiefe von 30 µm, in Abhängigkeit vom Putzintervall.

Auswaschphänomene konnten bei allen untersuchten Materialien beobachtet werden. Nach dem Putzintervall von 28 Tagen (t_{28}) war der Fissurenversiegler Dyract Seal und das Adhäsiv Solobond M jedoch weiterhin stärker gefüllt (61 % ± 22 %) als Gluma, Duraphat und Xeno V ($p<0,01$).

In einer Penetrationstiefe von 40 µm (Abb. 26) zeigten am Tag der Applikation (t_0) nur zwei Materialien zu mehr als 50 % gefüllte Dentinkanälchen [Solobond M (58 % ± 42 %), Vivasens (56 % ± 24 %)]. Excite und Dyract Seal erreichten zu diesem Zeitpunkt hingegen nur knapp über 40 % gefüllter Dentintubuli [Excite (44 % ± 32 %), Dyract Seal (40 % ± 29 %)]. Die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Auswaschphänomene konnten insbesondere bei Gluma, Duraphat und Xeno V festgestellt werden. Nach 28 Untersuchungstagen (t_{28}) sonderte sich das Adhäsiv Solobond M deutlich von Gluma, Duraphat und Xeno V ab, die die Dentinkanälchen nur vereinzelt oder nicht ausfüllten [$p<0,01$; Solobond M (41 % ± 28 %), Gluma (1 % ± 3 %), Duraphat (0 % ± 0 %), Xeno V (0 % ± 0 %) nach t_{28}].

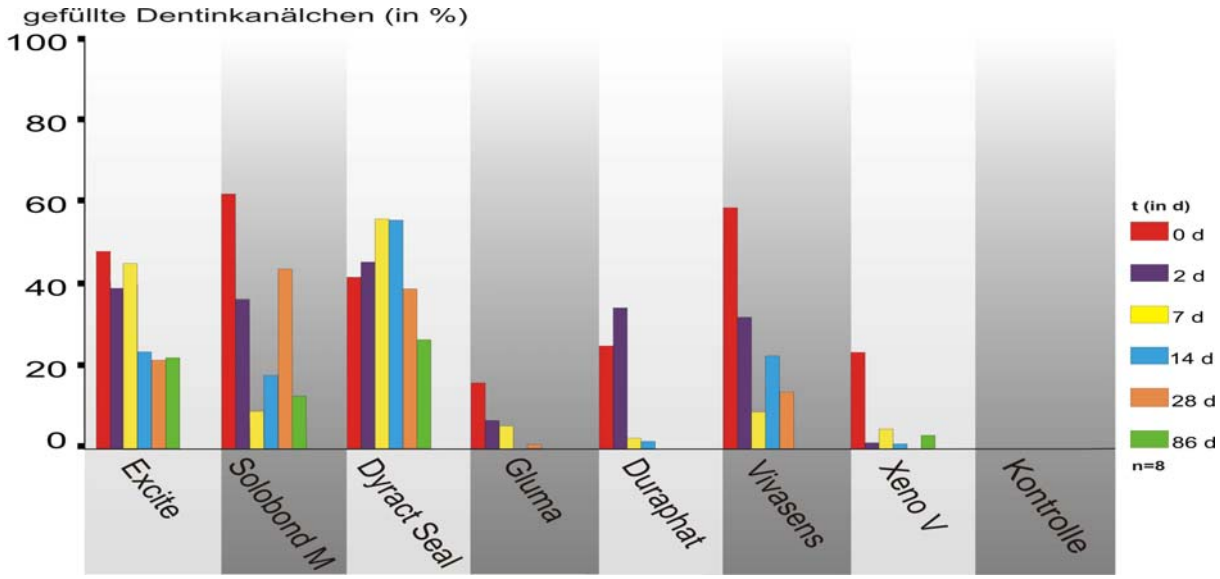

Abb. 26: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten in einer Probentiefe von 40 µm, in Abhängigkeit vom Putzintervall.

Im Bereich der Penetrationstiefe von 50 µm (Abb. 27) konnten am Tag der Applikation nur bei Solobond M knapp 50 % gefüllte Dentinkanälchen beobachtet werden (50 % ± 38 %). Gluma zeigte den geringsten Füllungsgrad im Bereich der Dentinoberfläche (1 % ± 4 %). Nach einem Putzintervall von 86 Tagen konnte bei allen Materialien ein Auswascheffekt beobachtet werden und die Dentinkanälchen waren unter 20 % gefüllt. Signifikante Unterschiede konnten jedoch nicht festgestellt werden ($p>0,01$).

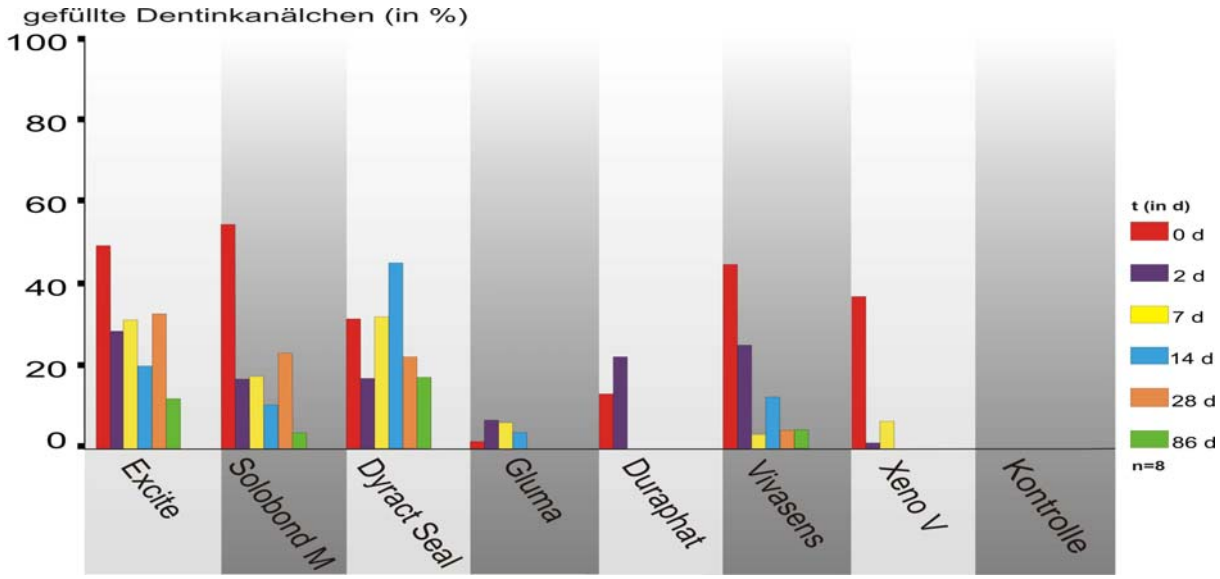

Abb.27: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten in einer Probentiefe von 50 µm, in Abhängigkeit vom Putzintervall.

In Abbildung 28 wird die Anzahl gefüllter Dentinkanälchen exemplarisch für die verbliebenen Eindringtiefen dargestellt, da die Materialien bei einer Penetrationstiefe von 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm und 100 µm vergleichbare Füllwerte der Dentinkanälchen aufwiesen (p>0,01). Die untersuchten Materialien penetrierten nur geringfügig in die Dentintubuli, so dass es ab einer Tiefe von 60 µm zu keinem Zeitpunkt zu einer Füllung der Dentinkanälchen von über 20 % kam. Die Dentinkanälchen waren nach einem Putzintervall von 14 Tagen (t_{14}) bei fast allen untersuchten Materialien vollständig eröffnet (p>0,01).

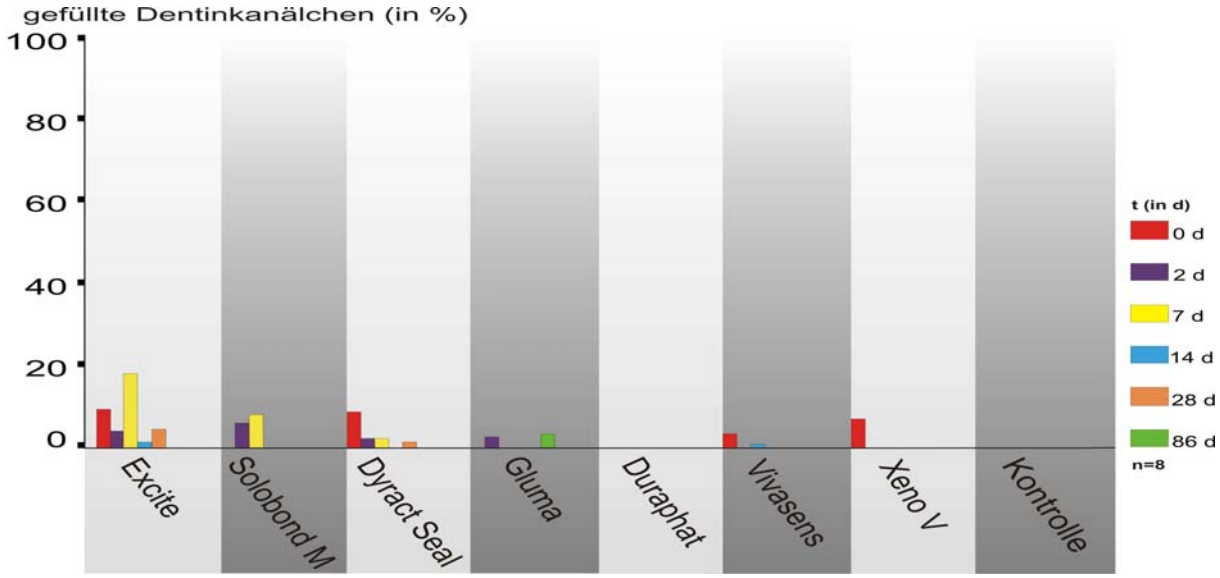

Abb.28: Balkendiagramm zum Penetrationsvermögen (%) und den Auswascheffekten in einer Probentiefe von 100 µm, in Abhängigkeit vom Putzintervall.

6 Diskussion

6.1 Diskussion von Material und Methoden

6.1.1 Zahnproben

Für die Studie wurden frisch extrahierte humane Zähne verwendet. Die Auswahl humaner Zähne ermöglicht eine stärkere Annäherung an die physiologische Situation. Dennoch bestehen durch das nicht zu klärende Alter und die Vielzahl vorangegangener Behandlungen der Zähne Unterschiede im Bezug auf die Struktur der Dentinoberflächen [Cooley & Dodge 1989]. Die strengeren Auswahlkriterien erschweren es oftmals, die geeignete Menge an Proben zu sammeln [Gente *et al.* 1985; Mellberg 1992]. Durch individuell unterschiedliche Fluoridexpositionen oder desensibilisierende Behandlungen in der klinischen Vorgeschichte könnten die extrahierten Zähne die Oberflächenresistenzen und Penetrationstiefen der aufgetragenen Materialien verfälschen. Zur Minimierung der Gefahr verschlossener Dentinkanälchen und individuell veränderter Dentinoberflächen wurde 1 mm der Dentinoberfläche durch das Planschleifen während der Probenpräparation entfernt.

Die Zähne wurde vor Versuchbeginn sterilisiert und anschließen in physiologischer Kochsalzlösung (pH 7) aufbewahrt. In unterschiedlichen Studien konnte gezeigt werden, dass die Wahl der Lagerungslösung Einfluss auf die nanomechanischen Eigenschaften der Zähne haben kann [Habelitz *et al.* 2002; Jameson *et al.* 1994]. Die Lagerung in entionisiertem Wasser oder einer $CaCl_2$-Lösung kann durch den niedrigen pH-Wert von 6,5 zu einer Demineralisation der Zahnhartsubstanzen führen [Habelitz *et al.* 2002]. Des Weiteren konnte aufgezeigt werden, dass Lösungen wie Ethanol, Formalin oder Wasser/Thymol-Kombinationen Auswirkungen auf die Permeabilität haben können [Goodis *et al.* 1991]. In der vorliegenden Studie sollte die Kochsalzlösung lediglich Mikrorisse und die Denaturierung der Kollagenstrukturen sowie mögliche Wechselwirkungen durch andere Lösungsmittel verhindern.

Aufgrund der unklaren Herkunft der Zähne mussten diese sterilisiert werden, um eine mögliche Kontamination während der Versuchsdurchführung zu vermeiden. Die Sterilisation erfolgte mit ethylenoxidhaltigem Kohlendioxidgas, da eine Niedrigtemperatur-Gassterilisation die Kollagenstrukturen im Dentin nicht verändert [Friess & Schlapp 2006].
Alle Schleif- und Poliervorgänge an den Zahnproben erfolgten unter Wasserkühlung. Zwischen den Bearbeitungsschritten wurden die Proben in physiologischer Kochsalzlösung gelagert, um Verfälschungen der Messergebnisse durch Austrocknung zu vermeiden [Herkstroter *et al.* 1989].

6.1.2 Dentinliquor-Simulation

Um eine möglichst physiologische Umgebung zu simulieren, wurden die Versuchszähne an eine mit einer Pferdeserum-Phosphatpufferlösung gefüllte Dentinliquor-Simulationsapparatur geschlossen. In zurückliegenden Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass ein simulierter pulpaler Druck Einfluss auf die applizierten Materialien haben kann [Mitchem *et al.* 1988; Rosales-Leal *et al.* 2007; Tao & Pashley 1989]. Die Auswirkungen auf die Festigkeit der Materialien und das Penetrationsvermögen konnten bislang nicht eindeutig geklärt werden [Krejci *et al.* 1993]. Der Vergleich zwischen In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen zeigte morphologische Unterschiede der aufgebrachten Materialien. Viele der klinisch eingesetzten Agenzien durchlaufen während der Entwicklungsphase In-vitro-Versuche, die mit den klinischen Bedingungen, unter denen die Produkte verwendet werden, nicht vergleichbar sind [Mitchem *et al.* 1988]. Durch die Simulation des Dentinliquors soll ein annährend physiologischer Flüssigkeitsstrom innerhalb der Dentintubuli erzeugt werden. Von der klinischen Situation abweichende Haftwerte können so minimiert werden [Tao & Pashley 1989]. Des Weiteren kann verhindert werden, dass die Materialien ohne Gegendruck entlang der Dentinkanälchen – die sich ohne simulierten pulpalen Druck wie ein offenes Kapillarsystem verhalten – ungehindert bis in die Pulpa vordringen und so die Penetrationseigenschaften verfälschen. Die Anwendung von reinem Phosphatpuffer wäre ebenfalls denkbar gewesen; jedoch könnte in diesem Fall die bei den Desensibilisierern entscheidende Präzipitation der Plasmaproteine nicht erfolgen [Jain *et al.* 2000]. Ein Nachteil der Pferdeserum-Phosphatpufferlösung könnte die Denaturierung und das Ausfällen von Plasmaproteinen in den Dentinkanälchen sein, die zu einer Blockade führen. Der pulpale Gegendruck und das Vorhandensein der Serumproteine spielt allerdings nur in den ersten Tagen nach der Applikation der Materialien eine entscheidende Rolle. Eine Denaturierung der Proteine ist dagegen erst nach längerer Versuchdauer zu erwarten. Ungeachtet dessen scheint die Verwendung von Lösungen mit Serumproteinen für die in der vorliegenden Studie getesteten Desensibilisierer ausschlaggebend zu sein [Goodis *et al.* 1994; Goodis *et al.* 1992; Tagami *et al.* 1994].

6.1.3 In-vitro-Putzapparatur

Bei der Frage, mit welcher Methode validierbare Ergebnisse bezüglich der Abrasion der aufgetragenen Materialien gewonnen werden können, musste zunächst entschieden werden, ob die Versuche *in vivo* oder *in vitro* durchgeführt werden sollten. In der Literatur konnten zahlreiche Beispiele für beide Arten der Versuchsdurchführung bei der Prüfung des Dentinverschleißes gefunden werden. So verfolgte Pintado et al. die Veränderung nicht kariöser Läsionen an Zahnhälsen *in vivo* am Einzelprobanden über einen Zeitraum von 14 Jahren [Pintado *et al.* 2000]. Die überwiegende

Mehrheit der Quellen ergab sich jedoch aus In-vitro-Studien [Parry *et al.* 2008; Philpotts *et al.* 2005; Sorensen & Nguyen 2002].

In der vorliegenden Untersuchung wurde der Materialverschleiß *in vitro* getestet. Die Ergebnisse sollten in einem überschaubaren Zeitraum gewonnen werden, nicht zuletzt auch, um die Aktualität zu wahren. Schließlich dürften die meisten getesteten Materialen nach einem längeren Zeitraum nicht mehr im Handel zu erhalten bzw. durch innovative Entwicklungen ersetzt worden sein. Ein weiterer Grund war die Minimierung äußerer Einflüsse auf die Ergebnisse. Es wäre theoretisch möglich gewesen, intraorale Schienen mit Dentinplättchen einzusetzen und diese zu putzen. Zum einen könnte so die Dentinliquorsimualtion nicht erfolgen und zum anderen wäre es unmöglich gewesen, die Probanden beim Zähneputzen so zu kalibrieren, dass sich die Ergebnisse anschließend miteinander vergleichen ließen; zu groß sind die Unterschiede in der Putztechnik, der ausgeübten Anpresskraft oder der Ernährung. Viel Aufwand und ein hoher Zeitbedarf für ein unsicheres Ergebnis ließen allein schon aus diesem Grunde eine In-Situ-Studie nicht sinnvoll erscheinen.

Bei der Analyse der Abrasionsresistenz unterschiedlicher Materialien *in vitro* müssen die Faktoren, die die Abrasion beeinflussen können, standardisiert werden. Es konnte gezeigt werden, dass die unterschiedlichen Eigenschaften der Zahnbürste und der Zahnpasten Auswirkungen auf die Abrasion von Dentin, und damit auch auf die applizierten Materialien haben können [Kodaka *et al.* 2001; Parry *et al.* 2008; Philpotts *et al.* 2005]. In der vorliegenden Untersuchung wurde während des gesamten Putzzeitraumes eine marktübliche Zahnbürste mittlerer Härte in Kombination mit einer marktüblichen Zahnpasta verwendet, um einen Vergleich der Proben untereinander zu gewährleisten. Eine automatische Zahnputzmaschine erlaubt zudem ein standardisiertes Bürsten der Zahnproben und somit eine kontrollierte Abrasion am aufgetragenen Material. Die Putzapparatur führte eine reziproke Vor- und Zurückbewegung einer eingespannten Zahnbürste durch. Der Einsatz einer solchen Zahnputzmaschine konnte zuvor in Studien dokumentiert werden, in denen die Abrasion von Zahnhartsubstanzen überprüft wurde [Hotz 1985; Slop & Arends 1987]. Vergleichstudien wiesen darauf hin, dass zur Evaluation der Abrasionsresistenz der Zahnhartsubstanz einzelne Borstenbüschel bzw. einer stabilen Abrasionsspitze verwendet werden sollten [Ashmore *et al.* 1972; Craig & Powers 1976]. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass nicht nur die Härte und Konfiguration der Borsten einer Zahnbürste die Abrasion bestimmen [Dyer *et al.* 2000].

Putzmaschinen, die bis zu drei Freiheitsgrade besitzen, ermöglichen die Durchführung von komplexen Putztechniken und können zur In-vito-Simulation der täglichen Mundhygiene eingesetzt werden. Die Erhöhung der Freiheitsgrade erschwert eine standardisierte Bürstbewegung der Zahnbürste auf kleinen Zahnproben. Die Gefahr, dass die Ergebnisse durch schlecht kontrollierbare Bewegungsmuster ver-

fälscht werden könnten, erschien bei der vorliegenden Studie zu hoch. Eine Untersuchung mit rotierenden Bürsten und unterschiedlichen Bürstenköpfen sollte dieser Studie folgen, um den Einfluss von dreidimensionalen Bürstbewegungen zu prüfen.

Die Befestigung der Zahnbürste erfolgte mit einem Gewicht von 104 g. Der Wert entsprach den unteren Grenzen der gefundenen Literaturangaben von 1 N [Sarker *et al.* 1997]. Putzkräfte zwischen 2,6 – 13,1 N, wie in Studien von Fraleigh et al. und Wiegand et al. beschrieben, erschienen hierbei zu hoch, denn das Material sollte möglichst ohne Berücksichtigung übermäßiger Krafteinwirkung durch die Bürstbewegungen belastet werden [Fraleigh *et al.* 1967; Wiegand *et al.* 2007]. Geht man davon aus, dass der Großteil der Patienten Putzkräfte von mehr als 1 N aufbringen, so ist klinisch ein noch schnellerer Abtrag der aufgetragenen Materialien als in der vorliegenden Studie zu erwarten. Dies erscheint plausibel, da nur rotierende Bürstsysteme eine Druckkontrolle über Sensoren ermöglichen. Die Gruppe um Parry konnte aufzeigen, dass Variablen wie die Zahl der Oszillationen der Zahnbürsten, der Anpressdruck und die Temperatur bestimmende Faktoren für die Abrasion der Zahnhartsubstanzen sind [Parry *et al.* 2008].

In der vorliegenden Studie betrug die Bürstzeit 15 Sekunden pro Probe zwei Mal täglich, was 20 Putzzyklen (40 Bürstbewegungen) entsprach. Bei einer durchschnittlichen Bürstzeit von 1 Minute, bei der sich die Bewegungen vorwiegend auf die Bukkalflächen konzentrieren, wurde in der Gruppe um Dyer eine Putzzeit von 5 Sekunden pro Zahn beschrieben [Dyer *et al.* 2000]. Im In-situ-Versuch zeigten Jaeggi und Lussi, dass für die Bukkalflächen der Zähne eine Bürstzeit von 30 Sekunden pro Quadrant zur Simulation einer guten Mundhygiene angebracht erscheint [Jaeggi & Lussi 1999]. Geht man jedoch von der Annahme aus, dass Patienten mit hypersensiblen Zahnhälsen häufiger und exzessiv Mundhygiene betreiben, kann eine Putzzeit von bis zu 3 Minuten angenommen werden. Von den 5 Flächen des Zahnes (mesial, distal, vestibulär, oral, okklusal bzw. inzisal) sind lediglich 3 Bereiche der Zahnbürste zugänglich (vestibulär, oral, okklusal bzw. inzisal), so dass sich bei 28 Zähnen und einer Bürstzeit von 3 Minute eine effektive Putzzeit von 2 Sekunden pro erreichbare Zahnfläche ergeben würde. Ausgehend von der Annahme, dass sich die Bewegungen vorwiegend auf die Bukkalflächen konzentrieren, könnten knapp 4 Sekunde Bürstzeit pro Zahn (8 Sekunden am Tag) angenommen werden. Die in der vorliegenden Studie durchgeführte Bürstzeit von 15 Sekunden zwei Mal täglich über einen Zeitraum von 86 Tagen würde demnach eine tatsächliche Putzzeit von 322 Tagen (10 Monaten) pro Zahn ergeben. Beachtet man jedoch, dass Faktoren wie die Anzahl der Putzzyklen ebenfalls einen Einfluss auf die Berechnung der tatsächlichen Putzzeit haben können, ist eine Übertragung der In-vitro-Putzzeit auf die klinische Situation schwierig. Es ist denkbar, dass die in der vorliegenden Studie angegeben 20 Bürstbewegungen pro Zähneputzen klinisch

bereits nach 4 Sekunden erreicht werden könnten. Daraus würde sich bei 20 Putzzyklen pro Tag (8 Sekunden pro Zahn) eine tatsächliche Bürstzeit von lediglich 86 Tagen ergeben.

Die Zahnbürste wurde vor jeder Versuchreihe angefeuchtet und mit einer erbsengroßen Menge Zahnpasta-Slurry benetzt, um intraorale Verhältnisse zu simulieren. Ohne zusätzliche Verdünnung der Zahnpasta mit Speichel – die zu einer Änderung der Konsistenz und der Benetzbarkeit führt – könnte die Abrasionskraft erhöht werden [Kielbassa *et al.* 2005].

6.1.4 Remineralisierung der Proben

In der vorliegenden Versuchsreihe wurden die Proben in einer Remineralisationslösung gelagert, die den physiologischen mineralhaltigen Speichel simulieren sollte [Buskes *et al.* 1985]. Die remineralisierende Wirkung der Lösung konnte in zahlreichen Studien bestätigt werden [Preston *et al.* 2008; Tschoppe *et al.* 2008; Turssi *et al.* 2006]. Eine zusätzliche Demineralisation erfolgte nicht, da von einer optimalen Mundhygiene des Patienten ausgegangen wurde, bei der die Zeit der Demineralisation vernachlässigbar gering erscheint. Geht man davon aus, dass gerade Patienten mit einer guten Mundhygiene und gesunder Ernährung – die mit dem verstärkten Konsum von Zitrusfrüchten korreliert – an hypersensiblen Zahnhälsen leiden, spielt die Zufuhr von Säure mit Sicherheit eine wichtige Rolle [Jaeggi & Lussi 1999; Jaeggi *et al.* 1999]. Die Dauer von erosiven Säureangriffen, die bei guter Mundhygiene vorwiegend nahrungsbedingt sind, variieren sehr stark und wurde in der Untersuchungsreihe nicht berücksichtigt.

6.1.5 Konfokales-Laser-Raster-Mikroskop (CLSM)

Die Visualisierung der aufgetragenen Materialien erfolgte am Konfokalen Laser-Raster-Mikroskop (CLSM) in Verbindung mit Fluoreszenzfarbstoffen [Zhang & Li 2007]. Das Verfahren hat den Vorteil, dass die zu untersuchenden Proben nicht getrocknet werden müssen und somit Schrumpfungs- oder andere Trocknungsartefakte vermieden werden können [Duschner *et al.* 1997; Pioch *et al.* 1996]. Die Wissenschaftler Watson und Boyde nutzten das CLSM erstmals im Jahre 1987, um Adhäsivstrukturen auf der Dentinoberfläche darzustellen [Watson & Boyde 1987]. Das Einfärben von Adhäsivkomponenten mit einem Fluoreszenzfarbstoff wurde bereits 1991 beschrieben [Watson 1991] und nachfolgend von anderen Autoren angewendet [Pioch *et al.* 1996; Watson & Wilmot 1992].

Grundlage dieser Verfahren ist die Darstellung der oberflächlichen Adhäsivschichten und der in das Dentin penetrierten Anteile, die durch fluoreszierende Farbstoffe sichtbar gemacht werden können. Die am häufigsten verwendeten Farbstoffe

sind Rhodamin B und Fluorescein sowie deren Thiocyanate. Der Grundfarbstoff Rhodamin B, der sich nur in Lösungsmitteln auf Aceton- und Ethanolbasis löst, besitzt im Vergleich zu Rhodamin-B-Isothiocyanat schlechtere hydrophobe Eigenschaften und eignet sich daher weniger für das Einfärben von Adhäsiven. Eine Bewegung von Rhodamin B aus den Materialien in das wässrige Medium erscheint zwar unwahrscheinlich [Pioch *et al.* 1997], ist aber aufgrund der vorhandenen Hydrophilie möglich. Die verbesserten hydrophoben Eigenschaften von Rhodamin-B-Isothiocyanat, wie auch von Fluorescein-Isothiocyanat, ermöglichen sowohl eine gleichmäßig Einfärbung der Materialien wie auch eine homogene Gegenfärbung der Dentinstrukturen. Aufgrund der hydrophoben Vorteile des Rhodamin-B-Isothiocyanat wird angenommen, dass die Affinität zum Bonding so hoch ist, dass kein nennenswerter Übergang des Farbstoffes in die mit Dentinliquor gefüllten Kanälchen zu erwarten ist.

Die Möglichkeit der Einfärbung von unterschiedlichen Adhäsiven konnte bereits in der Studie von Pioch et al. gezeigt werden [Pioch *et al.* 1997]. In der vorliegenden Untersuchung bestand jedoch die Schwierigkeit, dass es sich bei den zu untersuchenden Materialien nicht ausschließlich um Adhäsive handelte. Somit bleibt bei der CLSM-Darstellung, bei der nur der Farbstoff sichtbar wird, unklar, ob die eingefärbten Bereiche den tatsächlichen Eindringtiefen der Substanzen entsprechen. Bei den lösungsmittelhaltigen Haftvermittlern könnte es möglich sein, dass nur die im Lösungsmittel befindlichen Farbstoffe die Penetrationstiefe definieren. Ein weiterer Nachteil könnte darin gesehen werden, dass sich die Penetrationseigenschaften durch die Zugabe der Farbstoffe ändern könnten. Substanzen wie Gluma und Vivasens, bei denen von einer chemischen Reaktion im Dentin ausgegangen wird, könnten durch die Zugabe von Fluoreszenzen ihre Eigenschaften ändern. Diese Unsicherheit betraf ebenfalls den Fluoridlack Duraphat, der nicht vollständig und dauerhaft erhärtet und so während der Putzintervalle die Farbstoffe ausgewaschen werden könnten.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Seit vielen Jahren werden Materialen angewandt, die speziell für die Behandlung hypersensibler Zahnhälse entwickelt wurden. Bis heute ist jedoch nicht abschließend geklärt, ob die Desensibilisierer in ihrer Wirksamkeit den konservativen Füllungsmaterialien überlegen sind und ob diese nicht ebenfalls desensibilisierend auf freiliegende Dentinwunden wirken könnten.

6.2.1 Oberflächenschicht

Die verwendeten Adhäsive Excite, Solobond M und Xeno V bildeten unterschiedlich dicke Oberflächenschichten aus. Xeno V erzeugte im Vergleich zu Excite stets

eine dickere Adhäsivschicht, unterschied sich jedoch nicht signifikant von Excite. Betrachtet man die einzelnen Putzintervalle, so wird deutlich, dass Xeno V und Excite die stabilsten Adhäsivschichten ausgebildet haben und als einzige Materialien nach 28 Putztagen noch auf der Dentinoberfläche vorhanden waren. Solobond M wies im Vergleich zu den oben genannten Adhäsiven eine dünnere Oberflächenschicht auf und unterschied sich nach 2, 7, 14 und 28 Putztagen deutlich von Xeno V. und nach 14 und 28 Putztagen von Excite. Die Unterschiede könnten mit der Zusammensetzung und den abweichenden Haftmechanismen zusammenhängen. Excite besitzt im Gegensatz zu Xeno V und Solobond M eine patentierte Phosphorsäureverbindung, die wesentlich stabiler ist als die meist verwendeten Phosphorsäureesterverbindungen, weil das Phosphoratom direkt an ein Kohlenstoffatom gebunden wird. Die Phosphorsäureverbindung hat den Vorteil, dass sie eine stärkere Hydrolysestabilität aufweist und Excite dementsprechend eine stabilere Oberflächenschicht ausbilden kann [Moszner *et al.* 2005; Salz *et al.* 2005]. Zudem zeichnet sich Excite durch einen hohen Gehalt an Monomeren (>79%) und einen niedrigen Gehalt an Lösungsmittel (20%) aus, was zu einer gut polymerisierten Adhäsivschicht führt. Als Lösungsmittel besitzt Excite Ethanol, wodurch eine frühzeitige Verdunstung und Phasenseparation verhindert werden kann [Tay *et al.* 1996; Tay *et al.* 1997]. Es kommt im Vergleich zu Solobond M zu einer besseren Benetzung des Dentins und folglich zu einer stärkeren und resistenteren Oberflächenschicht. Xeno V scheint durch das vorhandene tertiäre Butanol (tert-Butanol), dessen chemische Struktur wesentlich beständiger ist als die von Aceton oder Ethanol, eine noch stabilere Adhäsivschicht als Excite und Solobond M auszubilden. Die Alkoholgruppe in tert-Butanol wird von den umgebenden Methylgruppen der tertiären Gruppe abgeschirmt. Die Benetzbarkeit wird durch die stabile Struktur des tertiären Butanols um ein vielfaches erhöht [Braem 2007]. Zudem besteht Xeno V aus Amidgruppen und inversen Methacrylesterfunktionen anstelle von Esterfunktionen. Die Molekularstruktur von Amiden in einer wässrigen, sauren Lösungsmittelumgebung ist stabiler als die Molekularstruktur von Estern. Die Amide scheinen in der Lage zu sein, die Oberflächenschicht zu stabilisieren [Braem 2007]. Die geringere mechano-chemische Resistenz von Solobond M kann mit der unzureichenden Stabilität der Adhäsivschicht erklärt werden, die von der Zusammensetzung aus polyfunktionellen Monomeren und dem Aceton als Lösungsmittel beeinflusst wird [Tay *et al.* 1996; Tay *et al.* 1997]. Eine zu starke Trocknung des Dentins bei der Verwendung acetonhaltiger Adhäsive kann sich negativ auf die Ausbildung einer ausreichend stabilen Hybridschicht auswirken. Zudem kann der hohe Lösungsmittelanteil von 60-65% bei Solobond M der Grund dafür sein, dass keine ausreichend polymerisierte Adhäsivschicht ausgebildet wird und die Abrasion durch die Zahnbürste entsprechend stärker erfolgt.

Es ist denkbar, dass die Stabilität der Oberflächenschichten der Adhäsivsysteme durch die verwendete Dentinliquorsimulation beeinflusst wird. Der simulierte pulpale

Druck wirkt dem Penetrationsvermögen der Adhäsive entgegen. Vergleichende Untersuchungen konnten zeigen, dass auf das freiliegende Dentin aufgebrachte Adhäsivsysteme die Dentinoberfläche nur kurzfristig schützen [Azzopardi *et al.* 2004]. Adhäsive werden aufgrund ihrer geringen Penetrationstiefe und dem direkten Kontakt mit Feuchtigkeit in ihrem Adaptationsverhalten beeinflusst und während der Putztage frühzeitig abgesprengt. In einer Untersuchung von Blunck und Roulet konnte gezeigt werden, dass eine Lagerung in Wasser Einfluss auf die marginale Adaptation von Adhäsivmaterialien haben kann [Blunck & Roulet 1999]. Zudem wurde festgestellt, dass selbstkonditionierende Adhäsivsysteme, wie auch aus den Ergebnissen des Adhäsivs Xeno V ersichtlich, eine zuverlässigere und stabilere Oberflächenschicht ausbilden können.
Neben den Adhäsivmaterialien war lediglich die Oberflächenschicht des Fissurenversieglers Dyract Seal nach einer Versuchdauer von 2 Tagen mit der von Excite und Xeno V vergleichbar. Ab dem siebten Putztag konnte eine signifikant dünnere Schicht als bei dem Adhäsiv Xeno V festgestellt werden, die nach 28 Tagen nicht mehr vorhanden war. Das Kompomer ähnelt mit seiner Monomerstruktur den Adhäsiven, enthält jedoch vorwiegend Makromonomere. Das im Dyract Seal enthaltene Strontium-Alumino-Silikat-Glas soll die Säure-Base-Reaktion in Gang bringen, die für einen chemischen Verbund vermutet wird. Zusätzlich soll eine mögliche Fluoridfreigabe die versiegelten Bereiche schützen und die Remineralisation fördern. Das Material scheint im Gegensatz zu den Adhäsivsystemen durch die Größe der Füllstoffpartikel, die unter mechano-chemischer Beanspruchung herausgesprengt werden können, nicht in der Lage zu sein, in freigelegten Dentinbereichen eine stabile Oberflächenschicht zu bilden. Die bis zu einem Putzintervall von 14 Tagen geringen Unterschiede zu Excite liegen womöglich an der partiellen Ähnlichkeit zu Adhäsiven, die eine Abrasionsfestigkeit erhöht. Ein Vorteil der Säure-Base-Reaktion mit anschließender Polymerisation konnte gegenüber den rein polymerisierten Adhäsive in Bezug auf die Stabilität der Oberflächenschicht in der vorliegenden Untersuchung nicht erkannt werden.

Aus dem Materialverlust der Adhäsive und des Kompomers kann nicht geschlussfolgert werden, dass die Materialien die Sensibilität des Dentins herabsetzten können. In der Gruppe um Brännström wurde bereits 1979 die Imprägnierung der überempfindlichen Dentinkanälchen mit Kunststoffmaterialien beschrieben [Brannstrom *et al.* 1979]. Diejenigen Materialien, die in der vorliegenden Studie eine über 28 Putztage stabile Oberflächenschicht ausbilden, könnten demnach die Diffusion von Toxinen und die Invasion von Bakterien verhindern. Die lokale Entzündung der Pulpa und die darauf folgende schmerzhafte immunologische Reaktion bleiben aus. Die Schmerzschwelle wird angehoben und die Odontoblastenschicht kann eine Hartgewebsbarriere ausbilden, die die Dentinkanälchen eventuell langfristig blockiert [Brannstrom *et al.* 1979]. In klinischen Studien konnte bei einem experimentell einge-

setzten Versiegelungsmaterial im Wurzelbereich eine Reduktion der Sensibilität nach Untersuchungszeiträumen von 6 und 19 Monaten festgestellt werden [Baysan & Lynch 2003; Swift *et al.* 2001]. Die Gruppen um Ferrari und Stewardson konnte nach einer klinischen Untersuchungszeit von drei Monaten bei Einflaschen-Bondingsystemen ebenfalls eine Reduktion der Sensibilität aufzeigen [Ferrari *et al.* 1999; Stewardson *et al.* 2004]. Die Ergebnisse der vorwiegend einfach-verblindeten Studien scheinen aber eher pragmatisch zu sein, denn die stetig wachsenden Problematik hypersensibler Zahnhälse und die langfristige Desensibilisierung ist bis heute nicht nachgewiesen worden [Orchardson & Gillam 2006]. Die Studien konnten zwar darstellen, dass es zu einer kurzfristigen Hemmung der Reitweiterleitung kommen kann, jedoch wird bei genauer Betrachtung deutlich, dass die desensibilisierenden Effekte nach spätestens drei Monaten abnehmen [Baysan & Lynch 2003; Swift *et al.* 2001]. Der Verlust der Oberflächenschicht kann als Ursache dafür gesehen werden, dass zum einen Bakterien und Säuren erneut die Nervenendigungen reizen und zum anderen die penetrierten Materialbestandteile ausgewaschen werden können [Brannstrom *et al.* 1979].

Der Fluoridlack Duraphat konnte im Gegensatz zu den Adhäsiven und dem Kompomer nur am Applikationstag (t_0) eine signifikant dickere Schicht als die übrigen Materialen aufweisen. Duraphat ist harzhaltig und besitzt dadurch eine zähe, klebrige Konsistenz, die ein dünnes verstreichen unmöglich machte. Am zweiten Untersuchungstag war die Fluoridschicht abgetragen und die Dentinoberfläche zum größten Teil freigelegt. Bei Duraphat war nicht zu erwarten, dass ein desensibilisierender Effekt über die Ausbildung einer festen Oberflächenschicht entstehen könnte. Die Einlagerung der Kalziumfluoridpartikel in den Oberflächenschichten des Dentins und die damit verbundenen Abdichtungseffekte sind eher als Grund für eine Desensibilisierung zu sehen [de Assis Cde *et al.* 2006; Merika *et al.* 2006]. Die Gruppe um Kielbassa konnte in einer Doppelblind-Studie aufzeigen, dass hochkonzentrierte Fluoridapplikationen die stärkste desensibilisierende Wirkung innerhalb der ersten vier Wochen aufweisen, wobei die Reduzierung der Sensibilität während des gesamten Untersuchungszeitraums von zwölf Monten beobachtet werden konnte [Kielbassa *et al.* 1997].

Der Desensibilisierer Vivasens zeigte deutlich geringere Oberflächenschichten als die Adhäsive Excite und Xeno V. Ein Unterschied zu dem aus der gleichen Stoffgruppe der Adhäsive stammenden Solobond M konnte nicht beobachtet werden. Beide Materialien waren nach 14 Putztagen noch partiell auf der Dentinoberfläche vorhanden. Vivasens unterschied sich damit von dem Desensibilisierer Gluma, der gemeinsam mit Duraphat die geringsten Oberflächenschichten aufzeigte. Gluma soll in der Lage sein, Proteine zu fixieren und innerhalb der Dentinkanälchen Präzipitate zu bilden, einer mechanischen Reinigung durch Zähneputzen kann das Material nicht

widerstehen [Felton *et al.* 1991]. In auf drei Monate ausgelegten Untersuchungsreihen wurde der desensibilisierende Effekt von Gluma belegt [Duran & Sengun 2004; Singal *et al.* 2005]. Aus diesen Ergebnissen könnte geschlussfolgert werden, dass es zwar zu einem sehr raschen Verlust der Oberflächenschicht kommt, dieser aber nur einen geringen Einfluss auf die desensibilisierende Wirkung von Gluma zu haben scheint. Betrachtet man die Ergebnisse jedoch genauer, wird deutlich, dass die stärkste Desensibilisierende Wirkung innerhalb einer Woche erreicht wird. Bereits nach 10 Tagen steigt die Erregbarkeit der freien Nervenendigungen wieder an [Duran & Sengun 2004; Singal *et al.* 2005]. Die Ergebnisse ähneln der in der vorliegenden Untersuchung dargestellten Abrasionsresistenz von Gluma und verdeutlichen, dass ein dichter Verschluss über Zeiträume von mehr als drei Monaten nicht möglich scheint. Die im Vergleich zu Gluma dickeren Schichten auf den mit Vivasens behandelten Dentinoberflächen können mit den selbstätzenden Eigenschaften des Materials, die die Oberfläche vergrößern und eine mechanische Entfernung erschweren, erklärt werden. Vorteile des Desensibilisierers Vivasens gegenüber den Adhäsiven und Kompomeren konnten jedoch nicht festgestellt werden. Die Wirkung von Vivasens soll auf der Präzipitation von Kalziumionen und Proteinen im Dentinliquor beruhen, die aber bis heute nicht als langfristig stabil erscheint [Orchardson & Gillam 2006]. In einer Studie von Zantner et al. wurde bei der Untersuchung eines neuen Lacks zur Behandlung hypersensibler Zahnhälse, der die gleiche Zusammensetzung wie Vivasens aufwies, kein deutlicher Unterschied zu der Placebogruppe festgestellt [Zantner *et al.* 2006]. Ungeachtet dessen könnte eine mögliche Ursache für den raschen Verlust der Desensibilisierer in dem Einsatz der Dentinliquorsimulation gesehen werden. Der künstlich erzeugte Filtrationsdruck unterscheidet sich deutlich von dem physiologisch schwankenden Pulpadruck, wodurch die empfindlichen Proteinpräzipitate schneller herausgespült werden könnten und zu einer Unterbewertung des eigentlichen Resistenzvermögens führen [Ciucchi *et al.* 1995]. Zudem erscheint es möglich, dass es durch einen zu starken Auswärtsstrom des künstlichen Dentinliquors zu einer Verdünnung der organischen Säuren des Materials kommt und eine Präzipitation der Proteine nicht induziert werden kann [Zantner *et al.* 2006].

Die vorliegende Studie konnte zeigen, dass nach einer Untersuchungsdauer von 28 Tagen nur noch zwei Adhäsive, Excite und Xeno V, eine Abdeckung der Dentinoberfläche bewirken. Unklar bleibt jedoch, ob die verbleibenden, dünnen Oberflächenschichten einen desensibilisierenden Einfluss haben können. Des Weiteren wird deutlich, dass die untersuchten Materialien einer Bürstabrasion von 86 Tagen nicht standhalten können.

6.2.2 Penetrationsvermögen

Als treibende Kraft für die Penetration der Materialien in die Dentinkanälchen werden vor allem die Kapillarkräfte angenommen. Die Gravitation kann in diesem Zusammenhang vernachlässigt werden, da die Mengen an eingebrachter Materie zu gering erscheinen. In der Annahme, dass es sich bei dem Dentin um ein Bündel offener, zum grüßten Teil paralleler Kapillaren in Form von Dentinkanälchen handelt, kann die Penetration mithilfe der Washburn-Gleichung [Buckton 1995] beschrieben werden (Gleichung 1).

$$x^2 = \left(\frac{y \cos \theta}{2\eta} \right) r \cdot t \qquad \text{Gleichung 1}$$

Der Term

$$\left(\frac{y \cos \theta}{2\eta} \right)$$ stellt den Penetrationskoeffizienten dar [Fan *et al.* 1975].

Der Penetrationskoeffizient, als Teil der Washburn-Gleichung, beschreibt in diesem Fall die für die Penetration bestimmenden Eigenschaften der Flüssigkeit. So sollten Flüssigkeiten, die in die Dentinbereiche eindringen, möglichst einen geringen Kontaktwinkel (benetzende Eigenschaften), eine hohe Oberflächenspannung sowie eine geringe Viskosität aufweisen. Da es aber im pulpalen Bereich durch die Dentinliquorsimulation zu einem Gegendruck nach außen kommt, kann nicht von einem System offener, sondern von einem System geschlossener Kapillaren ausgegangen werden. Somit wirkt dem von der Flüssigkeit entwickelten Penetrationsdruck des pulpalen Liquorflusses entgegen.

Eine hohe Oberflächenspannung, wie sie bei Adhäsiven in der Regel vorliegt, wirkt sich theoretisch günstig auf die Penetration in die Dentinkanälchen aus. Grundvorrausetzung dafür sind jedoch vollständig von Lufteinschlüssen freie Dentinbereiche, um zu verhindern, dass bei der hohen Oberflächenspannung die Luft nicht entweichen kann und der Druck zwischen Adhäsiv, Gas und Flüssigkeit enorm ansteigt. Da dieses nicht vollständig ausgeschlossen werden kann, sind die Parameter geringe Viskosität und kleiner Kontaktwinkel zum Dentin die Größen, welche das Penetrationsverhalten von Adhäsiven am Dentin am wahrscheinlichsten beeinflussen. In der vorliegenden Studie wurden weder Messungen von Kontaktwinkel, Oberflächenspannung und Viskosität vorgenommen, noch gab es Angaben von Seiten der Hersteller. Die Überlegungen müssten nachfolgend experimentell bestätigt werden, um eventuell über eine Veränderung der chemischen Zusammensetzung der Materialien eine Optimierung der Penetrationseigenschaften zu erzielen.

Am Applikationstag (t_0) konnten zwischen den Materialien keine signifikanten Unterschiede des Penetrationsvermögens festgestellt werden. Das Ergebnis kann mit der chemischen Zusammensetzung und der Applikationsart erklärt werden, die für die Oberflächenspannung und somit das Penetrationsverhalten verantwortlich sind. Damit ein Material auf die Dentinoberfläche aufgetragen werden kann, muss seine Oberflächenspannung geringer als die freie Oberflächenenergie der Unterlage sein. Dentin besitzt nur eine geringe Oberflächenenergie, weshalb es oftmals notwendig ist, die Oberfläche chemisch zu behandeln und so dessen freie Oberflächenenergie zu erhöhen. Die untersuchten Materialien erfüllen diese Aufgabe auf unterschiedliche Weise. Von den verwendeten Substanzen wurde bei Excite, Solobond M und Dyract Seal eine chemische Vorbehandlung der Dentinoberfläche mit Säure durchgeführt. Xeno V benötigte zur Erhöhung der freien Oberflächenenergie des Dentins aufgrund der selbstätzenden Eigenschaften keine separate Konditionierung. Der Desensibiliserer Vivasens enthält zur Proteinausfällung im Dentinliquor organische Säuren, die in Verbindung mit dem Lösungsmittel eine ausreichende Penetration ermöglichen. Die ähnliche Wirkungsweise dieser Materialien auf die Oberflächenenergie des Dentins kann als Ursache für die vergleichbaren Penetrationseigenschaften gesehen werden. Die Unterschiede, die durch die Verwendung unterschiedlicher Lösungsmittel zu erwarten waren, konnten die Penetrationseigenschaften nicht signifikant verändern. Der Desensibilisierer Gluma sowie der Fluoridlack Duraphat haben keinen Einfluss auf die Oberflächenenergie des Dentins und das Penetrationsvermögen ist dementsprechend gering.

Ungeachtet dessen war keines der Materialien ab einer Penetrationstiefe von 60 µm in der Lage, mehr als 30 % der Kanälchen zu infiltrieren. Zudem konnten in den oberflächlichen Dentinbereichen lediglich bei Dyract Seal und Vivasens mehr als 80 % infiltrierter Dentinkanälchen festegestellt werde. Die Penetrationseigenschaften waren bei keinem der getesteten Materialien ausreichend, um eine tiefe und stabile Blockade der Dentinkanälchen sicherzustellen.

Die Ergebnisse unterscheiden sich deutlich von den Angaben der Hersteller zum Penetrationsvermögen. Die Ursachen könnten im abweichenden Versuchsaufbau gesehen werden. Ein Großteil der Untersuchungen findet unter Standard-Laborbedingungen statt, bei denen die Dentinproben ohne Dentinliquor-Simulation behandelt werden. Es konnte gezeigt werden, dass bessere Penetrationswerte festgestellt werden konnten, wenn die Versuche ohne simulierten pulpalen Gegendruck stattgefunden haben [Qvist & Qvist 1987]. Xeno III wies im Versuch mit einer Dentinliquor-Simulation signifikant geringere Penetrationswerte auf [Rosales-Leal *et al.* 2007].

6.2.3 Auswascheffekte im Bereich der Dentinoberfläche

Die Adhäsive Excite, Solobond M und Xeno V erreichten ab einer Tiefe von 60 µm zu allen Zeitpunkten vergleichbare Füllwerte der Dentinkanälchen. Dennoch konnten weniger gefüllte Kanälchen bei Solobond M im Vergleich zu Excite festgestellt werden. Bei Solobond M kann es durch die rasche Verdunstung des Aceton zu einer schnelleren Zunahme der Viskosität und einer geringeren Erhöhung der freien Oberflächenenergie am Dentin kommen [Tay *et al.* 1996; Tay *et al.* 1997]. Durch die erhöhte Viskosität wäre ein unvollständiges Ausfüllen der Dentinkanälchen denkbar, so dass Solobond M dem pulpalen Gegendruck in Kombination mit der mechanischen Reinigung nicht dauerhaft standhalten kann. Das im Solobond M eingesetzte Bis-GMA (Bisphenol-Glycidyl-Methacrylat) weist im Unterschied zu dem im Excite vorhandenen HEMA (Hydroxyethylmethacrylat) oder den Acrylmonomeren im Xeno V einen geringeren Vernetzungsgrad auf, der ein bestimmender Faktor für die Hydrolysestabilität ist [Asmussen & Peutzfeldt 2002]. Es kann in Folge dessen zu einem schnelleren Bruch der Polymerketten und zu einem Herauswaschen der Bestandteile kommen.

Ausschlaggebend für den signifikanten Unterschied zwischen Solobond M und Xeno V könnte sein, dass durch die moderaten selbstätzenden Eigenschaften von Xeno V lediglich eine partielle Eröffnung der Dentinkanälchen erreichbar war [Oliveira *et al.* 2002]. Bei konventionellen Adhäsivsystemen entfernt Phosphorsäure die Schmierschicht, die peritubulären organischen Dentinanteile und ermöglicht eine vollständige Öffnung der Dentinkanälchen. Es konnte beobachtet werden, dass so die hydraulische Leitfähigkeit im Bereich der Dentinkanälchen um 200- 300 % gesteigert werden konnte [Youngson *et al.* 1999]. Zudem erfolgte durch die Ätzung mit Phosphorsäure eine Steigerung des Flüssigkeitsstroms des Dentinliquors von 0,1 µm/min auf 0,9 µm/min. Bei selbstätzenden Materialien wurde berichtet, dass die Dentinoberfläche unter Einbeziehung des Smear-Layer versiegelt wurde, wodurch die Dentinkanälchen weitgehend verschlossen blieben und es zu einer Abnahme des Flüssigkeitsstroms kam [Prati *et al.* 1995]. Diese Barriere könnte die zu einem unvollständigen Eindringen von Xeno V in die Tubuli geführt haben. Aufgrund der bereits beschriebenen stabilsten Oberflächenschicht von Xeno V weist das Adhäsiv trotz geringerer Penetrationstiefen klinisch womöglich einen stärkeren desensibilisierenden Effekt auf als die übrigen Materialien.

Der Fissurenversiegler Dyract Seal war als einziges Material scheinbar in der Lage, die Dentinkanälchen zum Applikationszeitpunkt auf der Oberfläche und in einer Tiefe von 10 µm zu verschließen (100 % ± 0 %). Beim Vergleich mit den Adhäsiven konnten statistisch weniger gefüllte Dentinkanälchen ab einer Tiefe von 10 µm nur zu Xeno V beobachtet werden. Dyract Seal scheint durch die 0,8 µm dicken Silikat-Gläser in der Lage zu sein, in die offenen Dentinkanälchen einzudringen bzw. sich

durch die unregelmäßige Struktur in den Eingängen zu verkeilen. Die Säure-Base-Reaktion könnte zudem gemeinsam mit der Polymerisationsreaktion die Partikel zusätzlich stabilisieren und eine Beständigkeit der penetrierten Partikel ermöglichen, die mit den Adhäsiven Excite und Solobond M vergleichbar ist. Das in Dyract Seal eingesetzte Monomer besitzt hydrophile Carboxylat- und Phosphatgruppen, die stabile Schichten auf feuchten Oberflächen wie der Dentinoberfläche ausbilden können. Die Größe der Silikat-Gläser bzw. eine mögliche Säure-Base-Reaktion an der Dentinoberfläche führt ab einer Tiefe von 50 µm zu einer mit den Adhäsiven vergleichbaren Penetration.

Unterschiede zwischen dem Fluoridlack und den Desensibilisierern konnten während der Putzintervalle lediglich in einer Tiefe von 10 µm festgestellt werden. Interessanterweise zeigten klinische Studien, dass desensibilisierende Materialien wie Duraphat und Gluma durchaus in der Lage sein können, eine erhöhte Sensibilität bis zu vier Wochen herabzusetzen [de Assis Cde *et al.* 2006; Merika *et al.* 2006]. Bei Duraphat geht man von der Überlegung aus, dass Kalziumfluorid die Eingänge der Kanäle blockiert und somit die Reizweiterleitung hemmt [Kielbassa *et al.* 1997]. Durch den Dentinliquor, die auftretenden Spannungen unter Kaubelastung und die tägliche Reinigung kommt es aber zu einem mehr oder weniger schnellen Herauslösen dieser Partikel. Der Desensibilisierer Gluma führte in einer Studie zur Ausbildung von peripheren Barriere aus multiplen, sukzessiv aufeinander folgenden, dünnen Septen in den Tubuli [Duran & Sengun 2004]. Dabei sollten sich die Septen bis zu einer Tiefe von 200 µm erstrecken. Eine geringere Penetrationstiefe von Gluma könnte durch die Bestandteile Glutaraldehyd in Kombination mit Hydroxyethylmetacrylat (HEMA) erklärt werden. Es wurde bereits festgestellt, dass Glutaraldehyd zur Koagulation von Eiweißen beiträgt [Schupbach *et al.* 1997]. Durch diese Eigenschaften des Glutaraldehyds kommt es auch zur Koagulation der in den Dentintubuli befindlichen Eiweiße, die in der Lage sein sollen, einen dichten Verschluss zu bilden [Felton *et al.* 1991]. Das HEMA wirkt oberflächenbenetzend und kann eine tiefe Penetration der Glutaraldehydkomponente in die Tubuli ermöglichen. Die frühe Koagulation der Proteine und der Verschluss der Dentinkanälchen führten jedoch zu einer geringeren Penetrationstiefe in der vorliegenden Studie. Die langfristige Desensibilisierung der freiliegenden Dentinoberflächen bei dem Einsatz von Gluma erscheint darüber hinaus fraglich [Brunton *et al.* 2000; de Assis Cde *et al.* 2006].

Bei Vivasens könnte die Reduzierung der Dentinhypersensibilität durch die Versiegelung der Dentinkanälchen erfolgen. Die Blockade der Tubuli soll durch die Präzipitation von Proteinen und Kalziumionen aus dem Dentinliquor und die Co-Präzipitation des im Desensibilisierer erhaltenen Polyethylenglykoldimetacrylats (PEG-DMA) erreicht werden. Vivasens enthält zur Förderung der Proteinausfällung im Dentinliquor organische Säuren (Phosphonsäuremetacrylat) und Lösungsmittel

(Ethanol). Aus der Biochemie ist bekannt, dass zur Proteinausfällung Säuren und organische Lösungsmittel eingesetzt werden könnten [Ingham 1990]. Hauptsächlich Azeton, Ethanol und Polyenthylenglykol werden zu diesem Zweck verwendet. Da es sich bei der Penetration vorwiegend um Präzipitation von Bestandteilen des Dentinliquors handelt, die in einer Eindringtiefe ab 50 µm weniger als 50 % der Dentintubuli ausfüllen, ist ein langfristiger, dichter Verschluss der Dentinkanälchen fraglich.

Die untersuchten Materialien zeigten deutliche Auswaschphänomene und ein langfristig wirksamer Verschluss der Dentinkanälchen durch die Blockade des Dentinliquorstroms kann unter den vorliegenden Versuchsbedingungen nicht angenommen werden. Zudem scheint die Oberflächenresistenz der aufgetragenen Substanzen für die Langzeitstabilität der penetrierten Materialbestandteile entscheidend zu sein. Geht man von der Annahme aus, dass eine erhöhte Sensibilität erst entsteht, wenn die Dentinkanälchen zu über 50 % eröffnet sind, müsste ein effektives Material zur Desensibilisierung die *in vitro* vorhandenen Dentintubuli zu über 50 % verschließen.

In der vorliegenden Arbeit konnten die angenommenen Nullhypothesen verworfen werden, denn resistente Oberflächenschichten und ausreichend tiefe Penetrationen wurden bei keinem der untersuchten Materialien sichergestellt. Zudem konnten deutliche Auswaschphänomene beobachtet werden.

7 Schlussfolgerungen und Ausblick

Aus den vorliegenden Ergebnissen können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- Die gestesteten Materialien konnten einer Bürstabrasion von 86 Tagen nicht standhalten und die Dentinoberflächen waren durchgehend freigelegt.
- Die Penetrationseigenschaften waren bei keinem der getesteten Materialien ausreichend, um eine tiefe und stabile Blockade der Dentinkanälchen sicherzustellen.
- Die in die Dentinkanälchen penetrierten Materialbestandteile zeigten bei allen Materialien Auswaschphänomene und konnten die Dentinkanälchen am Ende der Untersuchung nur unvollständig verschließen.
- Es konnte ein Zusammenhang zwischen der Resistenz der Oberflächenschicht und der Stabilität der penetrierten Materialbestandteile festgestellt werden.

Sofern sich diese Ergebnisse auch in weiterführenden Studien an natürlichen Läsionen reproduzieren lassen, dürften die gestesteten Materialien die erhöhte Dentinsensibilität nur über einen begrenzten Zeitraum herabsetzen. Eine Weiterentwicklung der Materialien scheint notwendig, um Langzeiterfolgen bei der Behandlung von sensiblen Zahnhälsen gerecht zu werden. Die Oberflächenresistenz und die Etablierung einer stabilen Penetrationsschicht könnten dabei als entscheidende Faktoren angesehen werden.

8 Zusammenfassung

Problemstellung: Die erfolgreiche und vor allem langfristige Desensibilisierung von Dentinwunden kann mit den derzeitigen Therapiemöglichkeiten nicht erreicht werden. **Zielsetzung:** Das Ziel dieser In-vitro-Studie war, die Oberflächenresistenz, die Penetrationseigenschaften und die Auswaschphänomene von unterschiedlichen Materialien zur langfristigen Desensibilisierung von freiliegenden Dentinoberflächen zu untersuchen. **Material und Methoden:** Die Schichtdicke an den Dentinoberflächen, das Penetrationsvermögen und die Anzahl gefüllter Dentinkanälchen von drei Adhäsiven (Excite, Ivoclar Vivadent; Solobond M, Voco; Xeno V, Dentsply), zwei Desensibilisierern (Gluma, Heraeus Kulzer; Vivasens, Ivoclar Vivadent), einem Fluoridlack (Duraphat, Colgate-Palmolive) und einem Fissurenversiegler (Dyract Seal, Dentsply) wurden auf 64 Proben aus dem Zahnhalsbereich extrahierter Zähne (n = 8 je Gruppe) nach den Zahnputzintervallen von 0, 2, 7, 14, 28 und 86 Tagen mit dem konfokalen Laser-Raster-Mikroskop (CLSM) untersucht. **Ergebnisse:** Die Initial vorhandenen Materialschichten an der Dentinoberfläche wurden nach wenigen Tagen durch das Zähneputzen vollständig entfernt (Excite 28 d; Solobond M 28 d; Xeno V 28 d; Dyract Seal 14 d; Duraphat 2 d; Gluma 7 d; Vivasens 14 d). Die Materialien zeigten unterschiedliche Penetrationsvermögen der oberflächlichen Dentinkanälchen (<40 µm) [(MW ± SD); Excite (62 % ± 24 %), Solobond M (69 % ± 42 %), Xeno V (45 % ± 34 %), Dyract Seal (61 % ± 31 %), Gluma (29 % ± 23 %), Duraphat (54 % ± 32 %), Vivasens (72 % ± 27 %)]. Zudem waren nach 86 Tagen deutliche Auswaschphänomene der oberflächlich gefüllten Bereiche (<40µm) feststellbar [Excite (46 % ± 22 %), Solobond M (41 % ± 39 %), Xeno V (21 % ± 15 %), Dyract Seal (39 % ± 39 %), Gluma (28 % ± 20 %), Duraphat (9 % ± 8 %), Vivasens (26 % ± 25 %)]. **Schlussfolgerungen:** Die Oberflächenschichten der untersuchten Materialien konnten der mechanischen Beanspruchung durch das Zähneputzen nicht standhalten. Darüber hinaus war das Penetrationsvermögen unzureichend und die in die Dentinkanälchen penetrierten Materialbestandteile konnten bei allen Gruppen ausgewaschen werden. Eine langfristige klinische Reduktion der Sensibilität ist somit fraglich.

Schlagwörter:

Desensibilisierer, hypersensible Dentinbereiche, Dentinschmerz, Penetration

Klinische Bedeutung:

Das Fehlen einer stabilen Oberflächenschicht auf der Dentinoberfläche bzw. einer tiefen und dauerhaften Penetration in die Dentinkanälchen kann unter den Bedingungen der vorliegenden Studie die langfristig angestrebte Desensibilisierung negativ beeinflussen.

9 Abstract

Statement of problem: Successful and above all long-term desensitizing of exposed dentin cannot be achieved with the present therapy techniques. **Objectives:** The purpose of this study was to compare the long-term wear resistance of the surface layers, the penetration ability and long-term occlusion of seven different products in vitro. **Materials and methods:** 64 dentin samples, obtained from 32 extracted premolar and molar teeth were used in this study. These were divided in 8 groups of 8 samples each. The samples within the groups were treated with the agents immersed in artificial saliva and connected to dentin liquor simulation. Moreover the samples were subjected to simulated tooth brushing two times daily during the period of 86 days, sealed with composite in intervals (0 d, 2 d, 7 d, 14 d, 28 d, 86 d) and viewed under the confocal laser scanning microscope (CLSM). The agents studied were Excite, Solobond M, Xeno V, Gluma Desensitizer, Vivasens, Duraphat and Dyract Seal. **Results:** The initially existing surface layers could be completely removed after few days by tooth brushing (Excite 28 d; Solobond M 28 d; Xeno V 28 d; Dyract Seal 14 d; Duraphat 2 d; Gluma 7 d; Vivasens 14 d). Application of the experimental agents resulted in a significant variance of the penetration ability in dentinal tubules (<40 µm) [(MD ± SD); Excite (62 % ± 24 %), Solobond M (69 % ± 42 %), Xeno V (45 % ± 34 %), Dyract Seal (61 % ± 31 %), Gluma (29 % ± 23 %), Duraphat (54 % ± 32 %), Vivasens (72 % ± 27 %)]. Furthermore, all experimental agents showed a reduction of the superficially filled (<40 µm) dentinal tubules. [Excite (46 % ± 22 %), Solobond M (41 % ± 39 %), Xeno V (21 % ± 15 %), Dyract Seal (39 % ± 39 %), Gluma (28 % ± 20 %), Duraphat (9 % ± 8 %), Vivasens (26 % ± 25 %)]. **Conclusions:** The materials could not withstand mechanical load by tooth brushing and cause thus no stable surface layers. Moreover, the penetration ability was inadequate and permanently closure of the superficially filled dentinal tubules could not be achieved. Within the limitations of the study, it can be concluded that long-term reduction of dentin hypersensitivity treated with the experimental agents is questionable.

Keywords:

desensitizer, dentine hypersensibility, dentinal pain, penetration

Clinical Significance:

Instable cervical surface layers and inadequate and non-permanent closure of dentinal tubules, respectively, seems to decrease long-term reduction of cervical dentin hypersensitivity as measured under the conditions of this study.

10 Literaturverzeichnis

Absi EG, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity: uptake of toothpastes onto dentine and effects of brushing, washing and dietary acid-SEM in vitro study. J Oral Rehabil 1995;22:175-82.

Ahlquist M, Franzen O, Coffey J, Pashley D. Dental pain evoked by hydrostatic pressures applied to exposed dentin in man: a test of the hydrodynamic theory of dentin sensitivity. J Endod 1994;20:130-4.

Ahmed TR, Mordan NJ, Gilthorpe MS, Gillam DG. In vitro quantification of changes in human dentine tubule parameters using SEM and digital analysis. J Oral Rehabil 2005;32:589-97.

Ainamo J, Paloheimo L, Nordblad A, Murtomaa H. Gingival recession in schoolchildren at 7, 12 and 17 years of age in Espoo, Finland. Community Dent Oral Epidemiol 1986;14:283-6.

Al-Turki M, Akpata ES. Penetrability of dentinal tubules in adhesive-lined cavity walls. Oper Dent 2002;27:124-31.

Alt KW, Türp JC (eds.). Die Evolution der Zähne. Quintessenz Verlag, 1997

Arnold M, Trost G. Dependence of the brushing effect on different forms of the toothbrush head. Dtsch Stomatol 1972;22:46-53.

Arola DD, Reprogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. Biomaterials 2006;27:2131-40.

Ashmore H, Van Abbe NJ, Wilson SJ. The measurement in vitro of dentine abrasion by toothpaste. Br Dent J 1972;133:60-6.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. Acta Odontol Scand 2002;60:146-50.

Azzopardi A, Bartlett DW, Watson TF, Sherriff M. The surface effects of erosion and abrasion on dentine with and without a protective layer. Br Dent J 2004;196:351-4; discussion 339.

Balanko M, Jordan RE. Gingivally submerged cervical erosion lesion--a clinical problem. J Esthet Dent 1990;2:104-8.

Banoczy J. Dentin hypersensitivity and its significance in dental practice. Fogorv Sz 2002;95:223-8.

Barbakow F, Imfeld T, Lutz F, Stookey G, Schemehorn B. Dentin abrasion (RDA), enamel abrasion (REA) and polishing scores of dentifrices sold in Switzerland. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989;99:408-13.

Bass CC. An effective method of personal oral hygiene. J Lousiana St Med Soc 1954;106:100-112.

Baysan A, Lynch E. Treatment of cervical sensitivity with a root sealant. Am J Dent 2003;16:135-8.

Bergenholtz A, Gustafsson LB, Segerlund N, Hagberg C, Ostby N. Role of brushing technique and toothbrush design in plaque removal. Scand J Dent Res 1984;92:344-51.

Blunck U, Roulet J-F. Effect of one-year waterstorage on the effectiveness of dentin adhesives in Class V composite resin restorations. J Dent Res 1999;79:2706.

Braem M. Microshear Fatigue Testing of Tooth/AdhesiveInterfaces. J Adhes Dent 2007;9:249-253.

Brannstrom M, Johnson G, Nordenvall KJ. Transmission and control of dentinal pain: resin impregnation for the desensitization of dentin. J Am Dent Assoc 1979;99:612-8.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. Dent Mater 2008;24:90-101.

Brunton PA, Kalsi KS, Watts DC, Wilson NH. Resistance of two dentin-bonding agents and a dentin densensitizer to acid erosion in vitro. Dent Mater 2000;16:351-5.

Buckton G (ed.). Interfacial phenomena in drug delivery and targeting. Harwood Academic Publishers, Chur, 1995

Buskes JA, Christoffersen J, Arends J. Lesion formation and lesion remineralization in enamel under constant composition conditions. A new technique with applications. Caries Res 1985;19:490-6.

Byers MR. Dynamic plasticity of dental sensory nerve structure and cytochemistry. Arch Oral Biol 1994;39 Suppl:13S-21S.

Carrilho MR, Tay FR, Sword J, Donnelly AM, Agee KA, Nishitani Y, Sadek FT, Carvalho RM, Pashley DH. Dentine sealing provided by smear layer/smear plugs vs. adhesive resins/resin tags. Eur J Oral Sci 2007;115:321-9.

Chabanski MB, Gillam DG, Bulman JS, Newman HN. Clinical evaluation of cervical dentine sensitivity in a population of patients referred to a specialist periodontology department: a pilot study. J Oral Rehabil 1997;24:666-72.

Charoenlarp P, Wanachantararak S, Vongsavan N, Matthews B. Pain and the rate of dentinal fluid flow produced by hydrostatic pressure stimulation of exposed dentine in man. Arch Oral Biol 2007.

Chidchuangchai W, Vongsavan N, Matthews B. Sensory transduction mechanisms responsible for pain caused by cold stimulation of dentine in man. Arch Oral Biol 2007;52:154-60.

Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. J Am Dent Assoc 2002;133:229-31.

Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. J Endod 1995;21:191-4.

Clarkson JJ, McLoughlin J. Role of fluoride in oral health promotion. Int Dent J 2000;50:119-28.

Collaert B, Fischer C. Dentine hypersensitivity: a review. Endod Dent Traumatol 1991;7:145-52.

Cooley RL, Dodge WW. Bond strength of three dentinal adhesives on recently extracted versus aged teeth. Quintessence Int 1989;20:513-6.

Craig RG, Powers JM. Wear of dental tissues and materials. Int Dent J 1976;26:121-33.

Dababneh RH, Khouri AT, Addy M. Dentine hypersensitivity - an enigma? A review of terminology, mechanisms, aetiology and management. Br Dent J 1999;187:606-11; discussion 603.

Daneshmehr L, Matin K, Nikaido T, Tagami J. Effects of root dentin surface coating with all-in-one adhesive materials on biofilm adherence. J Dent 2008;36:33-41.

de Assis Cde A, Antoniazzi RP, Zanatta FB, Rosing CK. Efficacy of Gluma Desensitizer on dentin hypersensitivity in periodontally treated patients. Braz Oral Res 2006;20:252-6.

Dibart S, De Feo P, Surabian G, Hart A, Capri D, Su MF. Oral piercing and gingival recession: review of the literature and a case report. Quintessence Int 2002;33:110-2.

Disyam L. A comparison of three methods of toothbrushing: roll, modified Bass and scrub technique. J Dent Assoc Thai 1987;37:1-10.

Douglass CW, Gillings D, Sollecito W, Gammon M. National trends in the prevalence and severity of the periodontal diseases. J Am Dent Assoc 1983;107:403-12.

Duran I, Sengun A. The long-term effectiveness of five current desensitizing products on cervical dentine sensitivity. J Oral Rehabil 2004;31:351-6.

Duschner H, Ernst CP, Goetz H, Rauscher M. Advanced techniques of micro-analysis and confocal microscopy: perspectives for studying chemical and stuctural changes at the interface between restorative materials and the cavity wall. Adv Dent Res 1997;9:355-362.

Dyer D, Addy M, Newcombe RG. Studies in vitro of abrasion by different manual toothbrush heads and a standard toothpaste. J Clin Periodontol 2000;27:99-103.

Eccles JD. Erosion affecting the palatal surfaces of upper anterior teeth in young people. A report of 19 cases. Br Dent J 1982;152:375-8.

Eccles JD. Tooth surface loss from abrasion, attrition and erosion. Dent Update 1982;9:373-4, 376-8, 380-1.

Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. Quintessence Int 1991;22:967-77.

Einwag J, Hellwig E, Hotz P, Stadtler P. The relative caries-inhibiting efficacy of amine fluoride and sodium fluoride in compatible dentifrices--results of a consensus conference. Quintessence Int 1995;26:707-13.

Ellingsen JE, Rolla G. Treatment of dentin with stannous fluoride--SEM and electron microprobe study. Scand J Dent Res 1987;95:281-6.

Fan PL, Seluk LW, O'Brien WJ. Penetrativity of sealants: I. J Dent Res 1975;54:262-4.

Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. Community Dent Oral Epidemiol 1999;27:31-40.

Felton DA, Bergenholtz G, Kanoy BE. Evaluation of the desensitizing effect of Gluma Dentin Bond on teeth prepared for complete-coverage restorations. Int J Prosthodont 1991;4:292-8.

Ferrari M, Cagidiaco MC, Kugel G, Davidson CL. Clinical evaluation of a one-bottle bonding system for desensitizing exposed roots. Am J Dent 1999;12:243-9.

Flores-de-Jacoby L, Schoop S, Weichsler C, Zafiropoulos GG. Periodontal conditions in Hesse, Federal Republic of Germany, measured by CPITN. Community Dent Oral Epidemiol 1989;17:307-9.

Flynn J, Galloway R, Orchardson R. The incidence of 'hypersensitive' teeth in the West of Scotland. J Dent 1985;13:230-6.

Fraleigh CM, Mc Elhaney JH, Heiser RA. Toothbrushing force study. J Dent Res 1967;46:209-14.

Frandsen AM, Barbano JP, Suomi JD, Chang JJ, Houston R. A comparison of the effectiveness of the CHARTERS', scrub, and roll methods of toothbrushing in removing plaque. Scand J Dent Res 1972;80:267-71.

Friess W, Schlapp M. Sterilization of gentamicin containing collagen/PLGA microparticle composites. Eur J Pharm Biopharm 2006;63:176-87.

Gangarosa LP, Sr. Current strategies for dentist-applied treatment in the management of hypersensitive dentine. Arch Oral Biol 1994;39 Suppl:101S-106S.

Gente M, Sondermann U, Lehmann KM. Linear coefficient of thermal expansion for bovine enamel and dentin. Dtsch Zahnarztl Z 1985;40:488-90.

Gerschman JA, Ruben J, Gebart-Eaglemont J. Low level laser therapy for dentinal tooth hypersensitivity. Aust Dent J 1994;39:353-7.

Gillam DG, Aris A, Bulman JS, Newman HN, Ley F. Dentine hypersensitivity in subjects recruited for clinical trials: clinical evaluation, prevalence and intra-oral distribution. J Oral Rehabil 2002;29:226-31.

Goodis H, White J, Marshall S. Measurement of fluid flow through laser-treated dentin. Archs Oral Biol 1994;39 (Suppl):128.

Goodis H, White J, Yee K. Effect of the Nd: YAG laser on dentin permeability. J Dent Res 1992;71:(Abstract 452).

Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. Arch Oral Biol 1991;36:561-6.

Griffiths H, Morgan G, Williams K, Addy M. Dentine hypersensitivity: the measurement in vitro of streaming potentials with fluid flow across dentine and hydroxyapatite. J Periodontal Res 1993;28:60-4.

Grossman LI. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. Journal of American Dental Association 1935;22:592-602.

Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. Am J Dent 1996;9:140-4.

Ha SO, Kim JK, Hong HS, Kim DS, Cho HJ. Expression of brain-derived neurotrophic factor in rat dorsal root ganglia, spinal cord and gracile nuclei in experimental models of neuropathic pain. Neuroscience 2001;107:301-9.

Habelitz S, Marshall GW, Jr., Balooch M, Marshall SJ. Nanoindentation and storage of teeth. J Biomech 2002;35:995-8.

Harber L, Wattles, L & Crowley P. Evidence for cigarette smoking as a major risk factor for periodontitis. Journal of Periodontology 1993;64:16- 23.

Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. J Dent Res 2004;83:843-8.

Hawkins BF, Kohout FJ, Lainson PA, Heckert A. Duration of toothbrushing for effective plaque control. Quintessence Int 1986;17:361-5.

Heintze U, Birkhed D, Bjorn H. Secretion rate and buffer effect of resting and stimulated whole saliva as a function of age and sex. Swed Dent J 1983;7:227-38.

Herkstroter FM, Witjes M, Ruben J, Arends J. Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. Caries Res 1989;23:342-4.

Hickel R. Wirkstoffe gegen Plaque und Bakterien. Quintessenz Bonusuasgabe 1997:45-57.

Hotz P. The abrasiveness of toothpastes. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1985;95:1066-7.

Hotz PR. Studies on the abrasiveness of toothpastes. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1983;93:93-9.

Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. Eur J Oral Sci 1996;104:151-5.

Ingham KC. Precipitation of proteins with polyethylene glycol. Methods Enzymol 1990;182:301-6.

Irwin CR, McCusker P. Prevalence of dentine hypersensitivity in a general dental population. J Ir Dent Assoc 1997;43:7-9.

Jaeggi T, Lussi A. Toothbrush abrasion of erosively altered enamel after intraoral exposure to saliva: an in situ study. Caries Res 1999;33:455-61.

Jaeggi T, Schaffner M, Burgin W, Lussi A. Erosions and wedge-shaped defects in Swiss Army recruits. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1999;109:1170-82.

Jain P, Reinhardt JW, Krell KV. Effect of dentin desensitizers and dentin bonding agents on dentin permeability. Am J Dent 2000;13:21-7.

Jameson MW, Tidmarsh BG, Hood JA. Effect of storage media on subsequent water loss and regain by human and bovine dentine and on mechanical properties of human dentine in vitro. Arch Oral Biol 1994;39:759-67.

Jarvinen V, Rytomaa I, Meurman JH. Location of dental erosion in a referred population. Caries Res 1992;26:391-6.

Jarvinen VK, Rytomaa, II, Heinonen OP. Risk factors in dental erosion. J Dent Res 1991;70:942-7.

Jensen AL. Hypersensitivity Controlled by Iontophoresis: Double Blind Clinical Investigation. J Am Dent Assoc 1964;68:216-25.

Jordan RE, Balanko M. Esthetic conservative restoration of cervical erosion. J Esthet Dent 1990;2:74-8.

Kaidonis JA, Townsend GC, Richards LC. Abrasion: an evolutionary and clinical view. Aust Prosthodont J 1992;6:9-16.

Kerr BJ, Bradbury EJ, Bennett DL, Trivedi PM, Dassan P, French J, Shelton DB, McMahon SB, Thompson SW. Brain-derived neurotrophic factor modulates nociceptive sensory inputs and NMDA-evoked responses in the rat spinal cord. J Neurosci 1999;19:5138-48.

Kielbassa AM. Dentine hypersensitivity: Simple steps for everyday diagnosis and management. Int Dent J 2002;52:394-396.

Kielbassa AM, Attin T, Hellwig E, Schade-Brittinger C. In vivo study on the effectiveness of a lacquer containing CaF2/NaF in treating dentine hypersensitivity. Clin Oral Investig 1997;1:95-9.

Kielbassa AM, Gillmann L, Zantner C, Meyer-Lueckel H, Hellwig E, Schulte-Monting J. Profilometric and microradiographic studies on the effects of toothpaste and acidic gel abrasivity on sound and demineralized bovine dental enamel. Caries Res 2005;39:380-6.

Knight T. Erosion-abrasion. J Dent Assoc S Afr 1969;24:310-6.

Kodaka T, Kuroiwa M, Kuroiwa M, Okumura J, Mori R, Hirasawa S, Kobori M. Effects of brushing with a dentifrice for sensitive teeth on tubule occlusion and abrasion of dentin. J Electron Microsc (Tokyo) 2001;50:57-64.

Kohlbach W (ed.). Deskriptive Anatomie. Quintessenz Verlag, 2007

Kramer E. GR, Klemke J., . Standortbestimmung der zahnärztlichen Prophylaxe. ZWR 1995;9:634-638.

Krejci I, Kuster M, Lutz F. Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. J Dent Res 1993;72:490-4.

Kremers L. LF, Etzold C. Vergleichende klinische Untersuchung zweier Zahnputzmethoden-Roll-und Bass-Technik. Dtsch Zahnärztl Z 1978;33:58-60.

Kuroiwa M, Kodaka T, Kuroiwa M, Abe M. Dentin hypersensitivity. Occlusion of dentinal tubules by brushing with and without an abrasive dentifrice. J Periodontol 1994;65:291-6.

Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. J Prosthet Dent 1996;75:487-94.

Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. J Dent Res 2001;80:453-6.

Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. J Dent 1994;22:195-207.

Liss J, Evenson P, Loewy S, Ayer WA. Changes in the prevalence of dental disease. Bureau of Economic and Behavioral Research, Council on Dental Health and Health Planning. J Am Dent Assoc 1982;105:75-9.

Marini I, Checchi L, Vecchiet F, Spiazzi L. Intraoral fluoride releasing device: a new clinical therapy for dentine sensitivity. J Periodontol 2000;71:90-5.

Martens LC, Surmont PA. Effect of anti-sensitive toothpastes on opened dentinal tubules and on two dentin-bonded resins. Clin Prev Dent 1991;13:23-8.

Matthews B, Hughes SH. The ultrastructure and receptor transduction mechanisms of dentine. Prog Brain Res 1988;74:69-76.

Mellberg JR. Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ. J Dent Res 1992;71 Spec No:913-9.

Merika K, HeftitArthur F, Preshaw PM. Comparison of two topical treatments for dentine sensitivity. Eur J Prosthodont Restor Dent 2006;14:38-41.

Micheelis W. RE (ed.). Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie. Ergebnisse, Trends und Problemanalysen auf der Grundlage bevölkerungsrepresentativer Studien in Deutschland 1997. Deutscher Ärzte Verlag, Köln 1999

Mitchem JC, Terkla LG, Gronas DG. Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions. Dent Mater 1988;4:351-3.

Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. Dent Mater 2005;21:895-910.

Narhi M, Jyvasjarvi E, Virtanen A, Huopaniemi T, Ngassapa D, Hirvonen T. Role of intradental A- and C-type nerve fibres in dental pain mechanisms. Proc Finn Dent Soc 1992;88 Suppl 1:507-16.

Narhi M, Kontturi-Narhi V, Hirvonen T, Ngassapa D. Neurophysiological mechanisms of dentin hypersensitivity. Proc Finn Dent Soc 1992;88 Suppl 1:15-22.

Narhi M, Yamamoto H, Ngassapa D, Hirvonen T. The neurophysiological basis and the role of inflammatory reactions in dentine hypersensitivity. Arch Oral Biol 1994;39 Suppl:23S-30S.

Närhi M, Yamamoto H, Ngassapa D, Hirvonen T. The neuro-physiological basis and the role of inflammatory reactions in dentine hypersensitivity. Arch Oral Biol 1994;39 (suppl):23-30.

Naylor F, Correaaranha AC, Eduardo Cde P, Arana-Chavez VE, Sobral MA. Micromorphological analysis of dentinal structure after irradiation with Nd:YAG laser and immersion in acidic beverages. Photomed Laser Surg 2006;24:745-52.

Nilgun Ozturk A, Usumez A, Ozturk B, Usumez S. Influence of different light sources on microleakage of class V composite resin restorations. J Oral Rehabil 2004;31:500-4.

Oberholzer TG, Schunemann M, Kidd M. Effect of LED curing on microleakage and microhardness of Class V resin-based composite restorations. Int Dent J 2004;54:15-20.

Olgart LM. The role of local factors in dentin and pulp in intradental pain mechanisms. J Dent Res 1985;64 Spec No:572-8.

Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW. Etching kinetics of a self-etching primer. Biomaterials 2002;23:4105-12.

Orchardson R. Clinical measurement of hypersensitive dentine. Int Endod J 1993;26:5-6.

Orchardson R, Collins WJ. Clinical features of hypersensitive teeth. Br Dent J 1987;162:253-6.

Orchardson R, Gillam DG. Managing dentin hypersensitivity. J Am Dent Assoc 2006;137:990-8; quiz 1028-9.

Parry J, Harrington E, Rees GD, McNab R, Smith AJ. Control of brushing variables for the in vitro assessment of toothpaste abrasivity using a novel laboratory model. J Dent 2008;36:117-24.

Pashley DH. Dentin-predentin complex and its permeability: physiologic overview. J Dent Res 1985;64 Spec No:613-20.

Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 1991;4:5-9.

Pereira JC, Martineli AC, Tung MS. Replica of human dentin treated with different desensitizing agents: a methodological SEM study in vitro. Braz Dent J 2002;13:75-85.

Philpotts CJ, Weader E, Joiner A. The measurement in vitro of enamel and dentine wear by toothpastes of different abrasivity. Int Dent J 2005;55:183-7.

Pintado MR, Delong R, Ko CC, Sakaguchi RL, Douglas WH. Correlation of noncarious cervical lesion size and occlusal wear in a single adult over a 14-year time span. J Prosthet Dent 2000;84:436-43.

Pioch T, D´Souza PD, Staehle HJ. Resin-dentin interface studied by SEM & CLSM. Microsc Anal 1996:15-16.

Pioch T, Duschner H, Mayer T. Untersuchungen über die Verbundzone zwischen Dentin und Kunststoff mittels konfokaler Laser-Raster-Mikroskopie. Stomatol 1996;93:281-286.

Pioch T, Stotz S, Staehle HJ, Duschner H. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. Adv Dent Res 1997;11:453-61.

Plagmann H-C. Spezielle Prophylaxe gegen Parodontopathien. ZM 1982;16:26-33.

Pollmann L, Berger F, Pollmann S. Age and dental abrasion. Gerodontics 1987;3:94-6.

Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson CL. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. J Dent 1995;23:217-26.

Preston KP, Smith PW, Higham SM. The influence of varying fluoride concentrations on in vitro remineralisation of artificial dentinal lesions with differing lesion morphologies. Arch Oral Biol 2008;53:20-6.

Qvist V, Qvist J. Replica patterns on composite restorations performed in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. Scand J Dent Res 1987;95:87-93.

Rees JS. The prevalence of dentine hypersensitivity in general dental practice in the UK. J Clin Periodontol 2000;27:860-5.

Rees JS, Addy M. A cross-sectional study of dentine hypersensitivity. J Clin Periodontol 2002;29:997-1003.

Rees JS, Jin LJ, Lam S, Kudanowska I, Vowles R. The prevalence of dentine hypersensitivity in a hospital clinic population in Hong Kong. J Dent 2003;31:453-61.

Rosales-Leal JI, de la Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch & rinse and self-etching adhesives. Oper Dent 2007;32:242-50.

Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. J Adhes Dent 2005;7:107-16.

Sarker S, McLey L, Boyd RL. Clinical and laboratory evaluation of powered electric toothbrushes: laboratory determination of relative interproximal cleaning efficiency of four powered toothbrushes. J Clin Dent 1997;8:81-5.

Sauerwein E (ed.). Zahnerhaltungskunde. Thieme, Stuttgart- New York 1985

Saxer U. Plaquehemmung mit verschiedenen Konzentrationen von Aminfluorid und Zinnfluorid. Quintessenz Verlags- GmbH 1991:67.

Schroeder H (ed.). Orale Strukturbiologie. Thieme, Stuttgart, 1992

Schupbach P, Krejci I, Lutz F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. Eur J Oral Sci 1997;105:344-52.

Schupbach P, Lutz F, Finger WJ. Closing of dentinal tubules by Gluma desensitizer. Eur J Oral Sci 1997;105:414-21.

Sengun A, Koyuturk AE, Sener Y, Ozer F. Effect of desensitizers on the bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin on the gingival wall. Oper Dent 2005;30:430-5.

Singal P, Gupta R, Pandit N. 2% sodium fluoride-iontophoresis compared to a commercially available desensitizing agent. J Periodontol 2005;76:351-7.

Slop D, Arends J. Surface roughening of human enamel after toothbrushing. J Biol Buccale 1987;15:159-62.

Sorensen JA, Nguyen HK. Evaluation of toothbrush-induced dentin substrate wear using an in vitro ridged-configuration model. Am J Dent 2002;15 Spec No:26B-32B.

Stewardson DA, Crisp RJ, McHugh S, Lendenmann U, Burke FJ. The Effectiveness of Systemp.desensitizer in the treatment of dentine hypersensitivity. Prim Dent Care 2004;11:71-6.

Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. Microstructure of primary tooth dentin. Pediatr Dent 1999;21:439-44.

Swift EJ, Jr., May KN, Jr., Mitchell S. Clinical evaluation of Prime & Bond 2.1 for treating cervical dentin hypersensitivity. Am J Dent 2001;14:13-6.

Tagami J, Nakajima M, Hosoda H. Influence of dentin primers on the flow of bovine serum through dentin. Archs Oral Biol 1994;39 (Suppl):146.

Tao L, Pashley DH. Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin. Dent Mater 1989;5:181-4.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. Dent Mater 1996;12:236-44.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. Dent Mater 1997;13:118-27.

Thompson SW, Bennett DL, Kerr BJ, Bradbury EJ, McMahon SB. Brain-derived neurotrophic factor is an endogenous modulator of nociceptive responses in the spinal cord. Proc Natl Acad Sci U S A 1999;96:7714-8.

Thrash WJ, Dodds MW, Jones DL. The effect of stannous fluoride on dentinal hypersensitivity. Int Dent J 1994;44:107-18.

Thrash WJ, Jones DL, Dodds WJ. Effect of a fluoride solution on dentinal hypersensitivity. Am J Dent 1992;5:299-302.

Toledano M, Perdigao J, Osorio R, Osorio E. Effect of dentin deproteinization on microleakage of Class V composite restorations. Oper Dent 2000;25:497-504.

Tonra JR, Curtis R, Wong V, Cliffer KD, Park JS, Timmes A, Nguyen T, Lindsay RM, Acheson A, DiStefano PS. Axotomy upregulates the anterograde transport and expression of brain-derived neurotrophic factor by sensory neurons. J Neurosci 1998;18:4374-83.

Tschoppe P, Meyer-Lueckel H, Kielbassa AM. Effect of carboxymethylcellulose-based saliva substitutes on predemineralised dentin evaluated by microradiography. Arch Oral Biol 2008;53:250-6.

Turssi CP, Lima RQ, Faraoni-Romano JJ, Serra MC. Rehardening of caries-like lesions in root surfaces by saliva substitutes. Gerodontology 2006;23:226-30.

van der Sluis LW, Wesselink PR. Cervical dentine hypersensitivity. Ned Tijdschr Tandheelkd 2001;108:492-5.

Van der Weijden GA, Timmerman MF, Danser MM, Van der Velden U. Relationship between the plaque removal efficacy of a manual toothbrush and brushing force. J Clin Periodontol 1998;25:413-6.

Völk W. MH-D, Biehl P., Dornheim G., Reithmayer Chr., . Beitrag zur Ätiologie der keilförmigen Defekte. Dsch Zahnärztl Z 1987;42:499-504.

Watson TF. Applications of confocal scanning optical microscopy to dentistry. Br Dent J 1991;171:287-91.

Watson TF, Boyde A. The use of flurescent markers for studying the distribution of a dentin bonding agent between a composite restoration and tooth. Clin Mater 1987;2:45-53.

Watson TF, Wilmot DM. A confocal microscopic evaluation of the interface between Syntac adhesive and tooth tissue. J Dent 1992;20:302-10.

West N, Addy M, Hughes J. Dentine hypersensitivity: the effects of brushing desensitizing toothpastes, their solid and liquid phases, and detergents on dentine and acrylic: studies in vitro. J Oral Rehabil 1998;25:885-95.

Wiegand A, Kowing L, Attin T. Impact of brushing force on abrasion of acid-softened and sound enamel. Arch Oral Biol 2007;52:1043-7.

Wilder-Smith P. The soft laser: therapeutic tool or popular placebo? Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1988;66:654-8.

Youngson CC, Jones JC, Fox K, Smith IS, Wood DJ, Gale M. A fluid filtration and clearing technique to assess microleakage associated with three dentine bonding systems. J Dent 1999;27:223-33.

Zantner C, Popescu O, Martus P, Kielbassa AM. Randomized clinical study on the efficacy of a new lacquer for dentine hypersensitivity. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2006;116:1232-7.

Zhang YS, Li NY. Current application of confocal laser scanning microscope (CLSM) in stomatology. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 2007;16:219-24.

11 Anhang

11.1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BP	Bandpassfilter
CLSM	Konfokales Laser-Raster-Mikroskop
FITC	Fluorescein-Isothiocyanat
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
IFRD	Intraoral fluoride releasing device
NaCl	Natriumchlorid
IFRD	Intraoral fluoride releasing device
LP	Langpassfilter
N	Newton
PMT	PhotoMultiPlier
RDA	Radioactive dentin abrasion
REA	Radioactive enamel abrasion
RITC	Rhodamin-B-Isothiocyanat
RSP	Kurzpassfilter
µl	Mikroliter
µmol	Mikromol

11.2 Tabelle und Liste der verwendeten Materialien

Zusammensetzung der getesteten Materialien

Material	Hersteller	Zusammensetzung	(in Gew.-%)
Duraphat	Colgate-Palmolive GmbH, Deutschland	Natriumfluorid Ethanol Kolophonium Aroma Saccharin Gebleichtes Wachs Schellak Mastix	 22,6 } k.A.
Dyract Seal	Dentsply DeTray GmbH, Deutschland	Strontium-Alumino-Fluoro-Silikat-Glas Ammoniulsalz von PENTA und N,N-Dimethyl-Aminoethyl-Metacrylat Carbonsäure-modifizierte Makromonomere Diethylenglukol-Dimetacrylat Polymerisationsinitiator Butylhydroxytoluol Titandioxid	 k.A.
Excite	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Phosphonsäureacrylat, Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) Bisphenol-α-glycidylmethacrylat Dimethacrylate Ethanol Hochdisperses Siliziumdioxid Ethanol Katalysatoren und Stabilisatoren	} 73,6 0,5 19,5 0,9
Gluma	Heraeus Kulzer GmbH, Deutschland	2-Hydroxyethylmetacrylat Glutaral Wasser	 25-50 5-10 58,8

Solobond M	Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland	Aceton Bisphenol-α-glycidylmethacrylat Triethylenglykoldimethacrylat 2-Hydroxyethyl-Methacrylat säuremodifizierte Methacrylate BHT Campherchinone Fluorid	 k.A.
Vivasens	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Methacrylat modifizierte Polyacrylsäure Kaliumfluorid Alkohol Polyethylenglykoldimethacrylat Hydroxypropylcellulose Wasser Aroma	 4-8 } k.A. 30-40 0,5 } k.A.
Xeno V	Dentsply DeTray GmbH, Deutschland	Bifunktionelle Acrylamide Saure Acrylamide Phosphorsäureester Acrylsäure Wasser Tertiäres Butanol	 k.A

Mat. 1 Bandsäge Exakt 300cl; Fa. Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland

Mat. 2 Duraphat; Colgate-Palmolive GmbH, Deutschland

Mat. 3 Dyract Seal; Dentsply DeTray GmbH, Deutschland

Mat. 4 Excite; Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Mat. 5 Excel 2000; Fa. Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleissheim, Deutschland

Mat. 6 Fluorescein-Isothiocyanat; Fa. Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Steinheim, Deutschland

Mat. 7 Gluma; Heraeus Kulzer GmbH, Deutschland

Mat. 8 Gummikelch; Gebr. Brasseler, Lengo, Deutschland

Mat. 9 Infusionsapparatur; Eigenentwicklung, Charité-Universitätsmedizin Berlin

Mat. 10 Microbrush; Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Mat. 11 Natriumchlorid 0,9 % Lösung; Fa. DeltaSelect GmbH, Pfullingen, Deutschland

Mat. 12 Objektträger; Fa. Diaplus, Oststeinbeck, Deutschland

Mat. 13 Phosphatpuffer; Fa. Biochrom AG, Berlin, Deutschland

Mat. 14 Pferdeserum; Fa. Biochrom AG, Berlin, Deutschland

Mat. 15 Putzapparatur; Eigenentwicklung, Charité-Universitätsmedizin Berlin

Mat. 16 Remineralisationslösung; eigene Herstellung, Charité-Universitätsmedizin Berlin

Mat. 17 Rhodamin B Isothiocyanat; Fa. Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Steinheim, Deutschland

Mat. 18 Schleifpapier Körnung 500, 1200, 2500, 4000; Fa. Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland

Mat. 19 Schleif- und Poliermaschine Phoenix Alpha; Fa. Wirtz-Buehler, Düsseldorf, Deutschland

Mat. 20 Schleifsystem Exakt 400cs; Fa. Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland

Mat. 21 Sekundenkleber; Fa. Orbis Dental, Offenbach, Deutschland

Mat. 22 Solobond M; Fa. VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland

Mat. 23 SPSS 11.5 für Windows; Fa. SPSS GmbH, München, Deutschland

Mat. 24 Sterilisator; Fa. DMB, Wiesbaden, Deutschland

Mat. 25 TCS NT Konfokales Laser Raster Mikroskop (CLSM); Fa. Leica, Heidelberg, Deutschland

Mat. 26 TCS Software 1.6.587; Fa. Leica, Heidelberg, Deutschland

Mat. 27 Tetric EvoCeram; Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Mat. 28 Tetric Flow; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Mat. 29 Translux CL; Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland

Mat. 30 Trennscheibe; Fa. Begr. Brassler. Lemgo, Deutschland

Mat. 31 Vacutainer; Fa. Beton Dickinson, USA

Mat. 32 Vakuumpumpe; Fa. KNF Neuberger, Freiburg, Deutschland

Mat. 33 Vivasens; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Mat. 34 Xeno V; Dentsply DeTray GmbH, Deutschland

Mat. 35 Zahnbürste; Fa. GABA, Lörrach, Deutschland

Mat. 36 Zahnpasta; Fa. GABA, Lörrach, Deutschland

11.3 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mir die Vollendung meiner Promotion ermöglichten:

Meinem Erstgutachter Herrn Prof. Dr. Andrej M. Kielbassa danke ich für die Möglichkeit der Durchführung einer Promotionsarbeit, für viele fruchtbare Gespräche und Anregungen sowie die unermüdliche Unterstützung insbesondere in schwierigen Arbeitsphasen.

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Dr. Müller für die Durchsicht des Manuskripts sowie für die ständige fachliche und moralische Unterstützung danken.

Herrn Dr. Hartwig danke ich für die Durchsicht des Manuskripts und die große Freude an der fachlichen Zusammenarbeit.

Frau Dr. Rieben danke ich für die Ausarbeitung des Studienprotokolls und die fachliche Unterstützung.

Ganz besonders danke ich meinen Eltern Krystyna und Zbigniew Jaroch, die mir das Studium erst ermöglichten und mich jederzeit unterstützten, sowie meiner Schwester Anna Braatz, die meiner Arbeit viel Verständnis entgegenbrachte.

Für die moralische Unterstützung möchte ich meiner Frau Karolina Jaroch danken, die immer eng an meiner Seite steht und mir in schwierigen Zeiten stets die positiven Seiten aufzeigt.

11.4 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

11.5 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Martin Jaroch, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: Untersuchung zur Oberflächenresistenz und Eindringtiefe verschiedener In-Office-Produkte zur Behandlung hypersensibler Dentinbereiche selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum: 30. März 2009 Unterschrift