

Aus der Poliklinik für Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie

(Prof. Dr. A. Wiegand)

im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Der Einfluss von Säurewirkung und Bürstabrasion auf
die Stabilität verschiedener Dentinschutzlacke -
eine In-vitro-Untersuchung**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät der

Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Fabian Hellwig

aus

Hildesheim

Göttingen 2015

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. Krömer

I. Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. R. F. Mausberg

II. Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. N. Gersdorff

III. Berichterstatter: Prof. Dr. hum. biol. M. Schön

Tag der mündlichen Prüfung: 23.09.2015

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Nicht-kariöse Zahnhartsubstanzdefekte	3
2.1.1	Abrasion / Demastikation	3
2.1.2	Attrition	5
2.1.3	Abfraktion	6
2.1.4	Resorption	6
2.1.5	Erosion	7
2.2	Struktur und Morphologie des gesunden Dentins	11
2.3	Überempfindlichkeiten	14
2.3.1	Definition und Klinik	14
2.3.2	Ätiologie	14
2.3.3	Prävalenz	15
2.3.4	Therapie der Überempfindlichkeiten	16
3	Material / Methode	18
3.1	Studiendesign	18
3.1.1	Versuchsablauf/ -plan	18
3.2	Material	21
3.2.1	Zähne	21
3.2.2	Schutzlacke	21
3.2.3	Deminerisationslösung: Sprite Zero®	21
3.2.4	Remineralisationslösung: Synthetischer Speichel	24
3.2.5	Abrasionsmedium	25
3.2.6	Sonstiges: Einbett- und Fixiermasse	25
3.3	Methode	25
3.3.1	Herstellung der Prüfkörper	25
3.3.2	Einteilung der Prüfgruppen	26
3.3.3	Schutzlackapplikation	27
3.3.4	Zyklen (Stressaussetzungen)	27
3.3.5	Analyse der Proben	29

3.3.6	Statistische Analyse	30
4	Ergebnisse	31
4.1	Ausgangsschichtdicken der Schutzlacke	31
4.2	Ergebnisse der 15-Tage-Zyklen	35
4.2.1	Ermittlung der Dentin- und Schutzlackabträge nach Simulation	35
4.2.2	Paarweise Vergleiche der Gruppen nach 15 Tagen	37
4.3	Ergebnisse der 30-Tage-Zyklen	38
4.3.1	Ermittlung der Dentin- und Schutzlackabträge nach Simulation	38
4.3.2	Paarweise Vergleiche der Gruppen nach 30 Tagen	40
4.4	Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse	41
5	Diskussion	42
5.1	Versuchsbedingungen und Analysemethoden	42
5.1.1	Dentinproben	42
5.1.2	Schutzlackapplikation	42
5.1.3	Stressaussetzung / Zyklen	43
5.1.4	Bürstabrasion	45
5.1.5	Wirkung des künstlichen Speichels	45
5.1.6	Analyse der Proben: Lichtmikroskopie	46
5.2	Ergebnisse	48
5.3	Schlussfolgerung	50
6	Zusammenfassung	51
7	Anhang	52
7.1	Veröffentlichungen	52
7.2	Abkürzungsverzeichnis	52
7.3	Tabellenverzeichnis	53
7.4	Abbildungsverzeichnis	53
8	Literaturverzeichnis	55

1 Einleitung

Die Prävalenz für schmerzempfindliche Zähne liegt nach Ansicht von C. Drisko (2002) im Schnitt bei rund 40% der Gesamtbevölkerung. Hypersensibilitäten der Zähne sind definiert als ein durch Reize entstehendes schmerzhaftes Gefühl am freiliegenden Dentin. Insgesamt leiden einer Studie von John et al. (2003) zufolge etwa ein Drittel aller Erwachsenen in Deutschland an schmerzempfindlichen Zähnen ohne vorausgegangene parodontale Eingriffe. Als Hauptursache für freiliegende Wurzeloberflächen mit exponiertem Dentin werden zum einen Erosionen angesehen, die durch den Einfluss von Säuren entstehen. Zum anderen sind auch Abrasionen ursächlich für freiliegendes Dentin. Diese werden u.a. durch Zahnpasta- und Nahrungsbestandteile, unvorteilhafte Zahnpfutztechniken und craniomandibuläre Dysfunktionen hervorgerufen. Die Folgeerscheinung von längerandauernden Erosionen und Abrasionen ist das exponierte Dentin. In den letzten Jahren ist der Pro-Kopf-Verbrauch von säurehaltigen Erfrischungsgetränken auf 117 l pro Jahr (Groß 2010) gestiegen. Dieser Faktor könnte zu den hohen Prävalenzen von dentinen Überempfindlichkeiten beitragen.

Das Vorhandensein offener Dentintubuli an der Zahnoberfläche freiliegenden Dentins wird als Ursache der Zahn(hals)überempfindlichkeit angesehen. Freiliegendes Dentin ist per se nicht zwingend schmerzempfindlich, da es in der Regel von einer *smear layer* (Schmierschicht) bedeckt ist. Zahnärztliche Behandlungen sowie bestimmte Bestandteile in Zahncremes können diesen *smear layer* jedoch entfernen, sodass die Dentintubuli freigelegt werden. Die Dentintubuli enthalten den Odontoblastenfortsatz (feine Nervendigungen) und den periodontoblastischen Raum, der mit Dentinliquor gefüllt ist. Brannström (1986) erklärt die Dentinüberempfindlichkeit mit Hilfe des „Hydrodynamischen Modells“. Dieses Modell basiert auf der Annahme, dass schnelle Flüssigkeitsbewegungen durch externe Reize innerhalb der Dentinkanälchen für die Schmerzentstehung auslösend sind. Die externen Reize können u.a. Diffusionsmechanismen (auf Grund unterschiedlicher Konzentrationsgradienten), Temperaturunterschiede oder mechanische Reize umfassen.

Therapieansätze reichen von konservierenden Maßnahmen wie z.B. Ernährungsberatung und -umstellung, besondere Zahncremes, Auftrag eines sogenannten Desensitizers, Zahnhalsfüllungen bis hin zu chirurgischen Eingriffen, die das freiliegende Dentinareal decken.

Einen Lösungs- und Therapieansatz für das Problem der freiliegenden Dentinstellen und Überempfindlichkeiten versucht die Dentalindustrie zu bieten. Inwieweit dieser Therapieansatz in Form von Schutzlacken und Desensitizern zum Erfolg führt, haben sowohl klinische als auch experimentelle Studien gezeigt. Der Erfolg in Bezug auf

vorliegende Zahnhartsubstanzverluste und/oder dentine Überempfindlichkeiten kann einerseits als wirksamer Schutz vor weiteren Substanzverlusten angesehen werden, andererseits spielt die Schmerzausschaltung für die Patienten eine wichtige Rolle. Um Aussagen über eine mögliche protektive Wirkung der Schutzlacke zu treffen, müssen diese unter definierten Bedingungen getestet und anschließend analysiert werden.

Focus dieser Dissertation war die Untersuchung der Erosions- und Abrasionsstabilität verschiedener Dentinschutzlacke in einem In-vitro-Versuchsaufbau. Es wurde folgende Arbeitshypothese formuliert: Durch verschiedene Stressaussetzungen wie Demineralisation, Remineralisation, Bürstabrasion, Thermocycling findet eine negative Beeinflussung der Stabilität der Dentinschutzlacke statt. Ausgangspunkt dieser Hypothese ist die Annahme, dass die Schutzlacke und Desensitizer bei mangelnder Stabilität weder protektiv noch lindernd sind.

Zum einen interessiert die Frage, inwiefern sich die Stabilität/Schichtstärke des Dentinschutzlackes nach den Stressaussetzungen ändert. Zum anderen ist es für den praktischen Anwender von Bedeutung, ob es Unterschiede zwischen den lichthärtenden und den chemischhärtenden Systemen der Schutzlacke gibt.

Die Besonderheit dieser Dissertation ist die lichtmikroskopische Auswertung und Untersuchung der getesteten Schutzlacke. Durch diese in diesem Themenkomplex neuartige und vorher nicht durchgeführte Untersuchungsmethode konnten die Ergebnisse visualisiert werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Nicht-kariöse Zahnhartsubstanzdefekte

Neben der bakteriell bedingten Zahnkaries und den traumatischen Zahnhartsubstanzverlusten können verschiedene destruktive Prozesse zu einem Zahnhartsubstanzverlust führen. Diese irreversibel schädigenden Prozesse können nach Imfeld (1996a) wie folgt klassifiziert werden:

- Abrasion
- Attrition
- Demastikation
- Abfraktion
- Resorption
- Erosion

Klinisch ist eine eindeutige ätiologische Zuweisung nicht immer möglich, da auch Überlagerungen der einzelnen Prozesse vorliegen können (Schneider 2001; Wolmershäuser 2003). Nachfolgend werden die einzelnen Zahnhartsubstanzdefekte besprochen.

2.1.1 Abrasion / Demastikation

Definition und Klinik

Der Begriff der Abrasion (lat. abrasio: Abnutzung) wird als ein mechanisch induzierter Zahnhartsubstanzverlust definiert. Zahnabrasionen äußern sich häufig als konkave Vertiefungen mit einer glatten Oberfläche (Kaidonis et al. 1992). Ursache des Substanzverlustes ist der Fremdkörperabrieb, der z.B. durch Nahrungsbestandteile, Staub, in Zahnpasten enthaltene abrasive Putzpartikel, den falschen Gebrauch dieser und Mundhygienehilfsmittel (Zahnbürsten, Interdentalbürsten, Zahnstocher) erfolgt (Imfeld 1996a; Levitch et al. 1994; Hickel 1993).

Zahnhartsubstanzabtrag durch Nahrungszerkleinerung bezeichnet man als Demastikation. Der Abrieb durch Demastikation wird dabei vor allem durch die Abrasivität der Nahrung beeinflusst (Imfeld 1996b). Dieser Prozess kann je nach Ausprägungsgrad einen physiologischen oder pathologischen Vorgang darstellen.

Weitere abrasive Einflüsse können auch durch sog. "Habits" (gewohnheitmäßiges Aufbeißen auf Gegenstände) ausgeübt werden, die auch als Usuren bezeichnet werden (Hellwig et al. 2007).

Als besondere Form der Abrasion kann der keilförmige Defekt angesehen werden, der nach Schröder (2000) meist in unmittelbarer Nähe der Schmelz-Zement-Grenze entsteht. Die Form des Defekts ist keilförmig und meist im labialen und bukkalen, zervikal Bereich der Schneidezähne, Eckzähne und Prämolaren lokalisiert (Hellwig et al. 2007). Als Ursache wird ein mechanisch-abrasiver Vorgang beschrieben, der durch die Kombination aus falscher Zahnputztechnik und stark abrasiver Zahnpasta entstehen kann (Levitch et al. 1994; König 1990; Knight 1969). Als weitere modulierende Faktoren kommen Zahnfehlbelastungen und bereits vorhandene Erosionen und Kariesläsionen in Frage.

Ätiologie

Die Abrasion durch das Zähnebürsten wird von verschiedenen und zahlreichen Ursachen beeinflusst. Auf das Ausmaß des Zahnhartsubstanzverlustes nehmen der Anpressdruck der Zahnbürste, die Bewegungen der Bürste oder die verwendete Zahnpasta Einfluss. Außerdem existieren Unterschiede in der Abrasionsresistenz der Zahnhartgewebe. Der Substanzverlust am Dentin oder Zement ist deutlicher ausgeprägt als der Substanzverlust im Zahnschmelz (Wiegand et al. 2013; Barbakow et al. 1989; Hotz 1983).

In der Literatur gibt es unterschiedliche Auffassungen, ob die Härte der Zahnbürste einen Einfluss auf die Ausprägung der Bürstabrasion hat (de Boer et al. 1985; Hotz 1983). Viele Autoren betrachten die Zahnpasta als Hauptursache für den Verlust von Zahnhartsubstanz beim Zähnebürsten (Barbakow et al. 1989; Hotz 1983). Dabei ist die Abrasivität einer Zahnpasta abhängig von der Form, Größe, Härte sowie Anzahl der enthaltenen Abrasivstoffe. Mit zunehmender Verdünnung der Zahnpasta und abnehmender Härte der Abrasivstoffe sinkt die Abrasivität (Attin 1999; Hotz 1983).

Nicht nur die Verwendung einer Zahnpasta, sondern auch der Anpressdruck, die Bürstbewegung und die Häufigkeit/Dauer des täglichen Zähneputzens nehmen direkten Einfluss auf den Abtrag von Zahnhartsubstanz.

In einer Studie von Hotz (1983) kommt es bei der Verwendung von Wasser als Abrasionsmedium nur zu einem minimalen Substanzabtrag. Hingegen werden beim Bürsten der Zähne mit Zahnpasta deutlich höhere Substanzverluste erzielt. Es konnte durch mehrere Studien gezeigt werden, dass Probanden beim Zähnebürsten eine Kraft von 2,6-13,1 N aufwenden (Björn und Lindhe 1966; Fraleigh et al. 1967). Wiegand et al. (2013) wiesen in einer aktuelleren In-vivo-Untersuchung nach, dass die durchschnittliche Putzkraft beim manuellen Zahnputzen $1,6 \pm 0,3$ N und die einer Schallzahnbürste $0,9 \pm 0,2$ N beträgt. In einer In-vitro-Untersuchung mit einer Zahnputzmaschine (Auflagegewicht 400 g) zeigten Attin et al. (2000), dass bereits nach 30-sekündiger Bürstabrasion ein Schmelzverlust von $0,22 \pm 0,15$ μm zu verzeichnen ist.

Prävention

Jaeggi und Lussi (2002) beschreiben die Anwendung von Dentinbonding-Systemen als eine Möglichkeit, Progressionen von beginnenden abrasiven und erosiven Läsionen zu unterdrücken. Hierbei wird durch das Auftragen mehrerer Bondingschichten eine mechanische Barriere erzielt. Diese bietet zumindest einen temporären Schutz gegenüber den abrasivwirkenden Einflüssen. Gleichzeitig wird auch ein desensibilisierender Effekt induziert. Durch eine In-vitro-Studie zeigten Azzopardi et al. (2001), dass mit Bonding-Systemen behandelte extrahierte Zähne nach Erosion und Abrasion eine signifikant geringere Progression der Läsionen aufwiesen als unbehandelte Zähne.

Zudem sollte das Zähneputzen des Patienten genauer untersucht werden, um ihm mögliche Änderungs- bzw. Verbesserungsvorschläge zu nennen. Bedeutende Einflüsse auf die Abrasion nehmen u.a. die Härte der verwendeten Zahnbürste, die Beschaffenheit und das Profil der Borsten, die Abrasivität der Zahnpasta (RDA-Wert), der Anpressdruck der Zahnbürste, die Putzmethode und die Häufigkeit bzw. zeitliche Dauer des täglichen Zähnebürstens (Attin 1999). Horizontale Bürstbewegungen in Kombination mit einem erhöhtem Anpressdruck sind nach Meinung verschiedener Autoren ursächlich für abrasive Zahnhalsdefekte (Gross et al. 1996). Unter Berücksichtigung dieser genannten Faktoren sollte der behandelnde Zahnarzt Einfluss auf die Zahnhygiene des Patienten nehmen und diese ggf. steuern (Lussi et al. 2005):

- Zahnreinigung nicht unmittelbar vor und nach Säureexposition
- weiche bis mittelharte Zahnbürsten (u.a. mit Abrundungen der Borsten)
- schwach abrasive Zahnpasten
- fluoridhaltige Zahnpasten
- zahnschonende Bürsttechnik
- regelmässig, während einiger Minuten höher konzentrierte (leicht saure) Fluoride schonungsvoll applizieren

2.1.2 Attrition

Der Begriff der Attrition ist determiniert als Abrieb von Zahnhartsubstanzen durch den direkten Kontakt antagonistischer oder benachbarter Zähne (Hellwig et al. 2007). Wie auch die Abrasion kann die Attrition zudem in einen physiologischen und einen pathologischen Prozess eingeteilt werden (Hickel 1993). Letzterer äußert sich z.B. in Form einer Parafunktion, speziell des Bruxismus, und ist durch Zähnepressen und -knirschen, einhergehend mit Zahnhartsubstanzverlust, gekennzeichnet. Klinisch manifestiert sich der Prozess der Attrition als glänzende Facetten an den betroffenen Zähnen (Xhonga

1977). Das tägliche Schlucken, Sprechen und Kauen stellt die physiologische Komponente dar. Schröder (2000) beschreibt, dass die Zahnreihe im Verlauf eines Lebens, verursacht durch den interdentalen Abrieb, bis zu 10 mm an Höhe verlieren kann.

In der Klinik werden Zahnattritionen als scharf begrenzte, flache Oberflächendefekte beobachtet, die im Bereich der Inzisalkanten und Okklusalfächen in beiden antagonistischen Zahnreihen lokalisiert sind.

Das Verständnis der Ätiologie des Zahnhartsubstanzverlustes hat sich dahingehend weiterentwickelt, dass die klinische Bewertung der Zahnabnutzung nicht immer kongruent zu der klassischen Definition von Attrition ist. Abrahamsen (2005) sieht die Attrition eher als einen pathologischen Prozess/Verlust der Zahnhartsubstanz, der durch Abrasion und Erosion bedingt ist. Er schildert, dass die geringe Abrasivität der heutigen Lebensmittel und der dadurch bedingte geringe Zahnkontakt in Bezug auf die Menge der durch das Kauen verlorenen Zahnhartsubstanz unbedeutend sind. Für Abrahamson (2005) wird der nicht-kariöse Verlust der Zahnhartstruktur durch die Kombination eines Reibungs- und Auflösungsvorgangs verursacht, d.h. durch Abrieb und Erosion.

2.1.3 Abfraktion

Das klinische Bild der Abfraktion äußert sich in einem scharf begrenzten, keilförmigen Defekt, der meist an den vestibulären Zahnhälsen im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze lokalisiert ist (Lee und Eakle 1996; Grippo 1991). Als Ursachen werden Parafunktionen wie Bruxismus und Pressen mit den Zähnen diskutiert (Rees und Hamadeh 2004). Die Folge dieser exzentrischen Zahnbelastungen ist eine Stauchung, die mit unphysiologischen Druck- und Zugkräften im Bereich des Zahnhalses einhergehen. Daraus können Mikrofrakturen resultieren, die Schmelz- und Dentinfragmente bedingen.

Nach Litonjua et al. (2004) ist der Einfluss von Erosionen und Abrasionen auf diesen Effekt der Abfraktion umstritten.

2.1.4 Resorption

Der Begriff Resorption beschreibt einen biologischen Abbau von Zahnhartsubstanz und muss von den mechanisch und chemisch induzierten nicht-kariösen Zahnhartsubstanzdefekten abgegrenzt werden. Die odontogenen Resorptionen gliedern sich in einen physiologischen Prozess in Form der stattfindenden Milchzahnresorption durch die bleibenden Zähne und einen pathologischen Prozess. Dieser wiederum wird in interne und externe Resorptionen unterteilt. Beispiele für pathologische Resorptionen sind Traumen, pathologisch kieferorthopädische Kräfte, Zysten oder Entzündungen (Hellwig et al. 2007; Schneider 2001).

2.1.5 Erosion

Definition und Klinik

Die Zahnerosion wird definiert als Oberflächenauflösung der Zahnhartsubstanz durch einen chemischen Prozess ohne Beteiligung von Mikroorganismen (Zipkin und McClure 1949; Shafer et al. 1983). Das klinische Bild kann sowohl durch intrinsische als auch durch extrinsische Faktoren verursacht werden (Zero und Lussi 2000). Zu den extrinsischen Faktoren gehören u.a. der Genuss von säurehaltigen Lebensmitteln, mit Kohlensäure versetzte Getränke, Sportdrinks, Rot- und Weißweine, das langsame Zermahlen von Zitrusfrüchten, Medikamente sowie in geringerem Maße das Aufhalten in säurehaltigen Umgebungen (berufsbedingte Säureexposition). Chronische Magen-Darm-Erkrankungen wie z.B. Magen-Speiseröhren-Entzündungen sowie gesundheitliche Störungen wie Magersucht und Bulimie, in deren Verlauf es häufig zur Regurgitation und zum Erbrechen kommt, stellen die häufigsten intrinsischen Faktoren dar (Zero und Lussi 2005).

Das klinische Bild der Erosion äußert sich in einer muldenförmigen, nicht verfärbten, flachen Vertiefung. Die äußeren Begrenzungen sind abgerundet.

Als primäre Lokalisationen sind die oralen und vestibulären Zahnflächen zu nennen, an Hand derer auch in den meisten Fällen die Ätiologie der Erosion abgeleitet werden kann (Järvinen et al. 1992). Somit werden palatinale Erosionen durch Magensäure und vestibuläre Erosionen diätetisch bedingt (Eccles 1982a).

In der Literatur existieren verschiedene Einteilungen zur Graduierung der Erosionen, die sich auf den Schweregrad, die Lokalisation, die Progredienz oder die Ätiologie beziehen (Schneider 2001).

Die folgende Einteilung und Graduierung erfolgt nach Eccles (1979):

- Klasse I oberflächliche Schmelzläsion
- Klasse II lokalisierte Läsion;
Dentin liegt auf bis zu einem Drittel der Gesamtoberfläche frei
- Klasse III generalisierte Läsion;
Dentin liegt auf mehr als einem Drittel der Gesamtoberfläche frei

Ätiologie

Als ätiologische Faktoren kommen sowohl biologische als auch chemische Einflüsse in Frage. Einfluss auf den Erosionsvorgang nehmen nach Zero und Lussi (2005) biologische Faktoren, wie z.B. der Speichel, der Zahnaufbau und ebenso die Zahnstruktur, die

Zahnanatomie, die Okklusion, die Anatomie der oralen Weichgewebe im Verhältnis zu den Zähnen und die physiologische Bewegung der Weichgewebe (Zero 1996).

Zu den wichtigsten Eigenschaften des Speichels gehören die natürlichen Schutzigenschaften und die Mitbeteiligung an der Pellikelbildung. Diese sich in kürzester Zeit bildende Schicht (Pellikel) bietet Schutz gegen die von der Säure bedingte Demineralisierung (Zahradnik et al. 1976; Hannig und Balz 1999). Eine Beschleunigung des Erosionsvorgangs wird u.a. durch Vorgänge induziert, die diese protektive Membran (Pellikel) entfernen oder die Dicke reduzieren. Das Pellikel setzt sich aus einem bakterienfreien, azellulären Biofilm bestehend aus Proteinen, Glycoproteinen, Lipiden und anderen organischen Komponenten zusammen (Stigler 2003).

Die Schutzfunktionen des Speichels, die im engeren Zusammenhang mit dem Prozess der Erosion stehen, sind nach Zero und Lussi (2005) folgende:

- Lösung und Entfernung erosiver Substanzen aus dem Mundraum
- Neutralisierung und Pufferung von Säuren
- Aufrechterhaltung eines übersättigten Zustands in dem an die Zahnoberfläche angrenzenden Bereich durch die im Speichel enthaltenen Kalzium- und Phosphationen
- Bereitstellung von für die Remineralisierung benötigtem Kalzium, Phosphat und gegebenenfalls Fluorid

Eisenburger et al. (2001) zeigten in einer In-vitro-Studie die Remineralisierungsfähigkeit des Speichels, in dem erosiv veränderte Schmelzproben (für 2 Stunden in 0,3%iger Zitronensäure) ihre Ausgangshärte nach einer Remineralisationszeit von 2 Stunden wieder erreichten. Bezüglich der Anfälligkeit verschiedener Patienten für Erosionen spielen sowohl die Quantität (Speichelfluss) als auch die Qualität des Speichels eine wichtige Rolle.

Zu den chemischen Einflussfaktoren zählen u.a. Lösungen oder Flüssigkeiten, die in Form von Getränken, Nahrungsmitteln oder Dämpfen aufgenommen werden.

Das erworbene Pellikel stellt eine natürliche Diffusionsbarriere für Lösungen dar. Erst nach Überwindung der Barriere kann eine Lösung mit den Mineralien des Zahnes reagieren, d.h. mit einem kalziumarmen Hydroxylapatit (Zero und Lussi 2005). Die Dicke des Pellikels nimmt direkten Einfluss auf die Diffusionsgeschwindigkeit von Lösungen bzw. Säuren.

Säuren, die in Kontakt mit dem Zahnschmelz treten, haben auf Grund ihres Wasserstoffions die Fähigkeit, die Zahnoberflächen bzw. die Schmelzprismen aufzulösen. Die Diffusion der nicht-ionisierten Form der Säure ist in Richtung der Bereiche zwischen den Schmelzprismen gerichtet. Die Auswirkung des Prozesses ist die Auflösung der Mineralien aus den Regionen, die unter der Zahnoberfläche liegen (Featherstone und Rodgers

1981). Das Ergebnis ist der Verlust von Kalzium- und Phosphationen mit der Folge, dass der pH-Wert an der Oberfläche des Zahnschmelzes ansteigt.

Darüber hinaus ist der Auflösungsprozess abhängig von Bewegungen, die der Patient beim Spülen eines Getränks ausführt, da sich die erosive Lösung schneller an der Zahnoberfläche erneuern kann und somit das erosive Potenzial stetiger ist.

Des Weiteren kann Zitronensäure, die in verschiedenen Erfrischungsgetränken enthalten ist, als chelatbildende Lösung agieren und eine weitere Demineralisation fördern. Dabei werden Mineralien des Zahnschmelzes oder Dentins in Form von Kalzium gebunden und die Intensität der Untersättigung erhöht. Der pH-Wert, der Kalzium- und Phosphat- sowie der Fluoridgehalt eines Nahrungsmittels sind wichtige Faktoren, die den Sättigungsgrad der Zahnmineralien bestimmen und beeinflussen (Lussi et al. 1993; Lussi et al. 1995; Larsen 1973). Auflösungen der Zahnmineralien finden erst dann statt, wenn die in Kontakt tretende Lösung im Verhältnis zur Zahnhartsubstanz untersättigt ist. Der Grad der Untersättigung muss nur schwach ausgeprägt sein, um den Prozess der Demineralisierung zu starten. Der unterschiedliche Konzentrationsgradient bewirkt eine Herauslösung von Mineralien aus der jeweiligen Zahnhartsubstanz in Richtung der an die Oberfläche angrenzenden Flüssigkeitsschicht. Die Folge ist die Sättigung der Flüssigkeit in Bezug auf den Zahnschmelz (oder Dentin) einhergehend mit einem Anstieg des pH-Wertes, wodurch keine weitere Demineralisierung erfolgt (Lussi et al. 2011). Kalzium- und Phosphationen aus dem Speichel können anschließend durch Anlagerung an die zuvor säuregeschädigte Zahnhartsubstanz zu einer Remineralisierung führen (Gedalia et al. 1991; Amaechi und Higham 2001).

Larsen et al. (1999) beschreiben, dass die Zugabe von Kalzium-/Phosphatsalzen in erosionsfördernden Getränken zu einer Verminderung der Erosionserscheinungen führt. Orangensaft mit einem erosionsfördernden pH-Wert von 4 wurde mit Kalzium (42,9 mmol/l) und Phosphat (31,2 mmol/l) versetzt. Selbst nach siebentägigem Eintauchen führte es nicht zur Erosion des Zahnschmelzes. Gegenwärtig existieren verschiedene mit Kalzium angereicherte Erfrischungsgetränke, die speziell für „erosionsgefährdete Patienten“ von Vorteil sind (Zero und Lussi 2005).

Es kann generell gesagt werden: Je höher das Puffervermögen eines erosiven Nahrungsmittels ist, desto länger dauert die Neutralisation der Säure durch den Speichel. Damit wird deutlich, dass nicht nur die Faktoren Zeit und pH-Wert, sondern auch das jeweilige Puffervermögen maßgeblich für Erosionsprozesse sind.

Die beschriebenen auflösenden Prozesse im Zahnschmelz laufen im Dentin grundsätzlich ähnlich ab, doch sind diese noch komplexerer Natur. Die Dentinmatrix verhindert auf Grund des hohen Gehalts an organischem Material die Diffusion einer demineralisierenden Substanz in tiefere Regionen. Des Weiteren wird damit das Ausströmen von aufgelösten Zahnmineralien unterbrochen (Hara et al. 2005). Der Dentinmatrix wird die

Fähigkeit zugeschrieben, ein Puffervermögen zu besitzen, welches ausreicht eine weitere Demineralisierung zu verzögern. Ein zusätzlicher chemischer oder mechanischer Abbau der Dentinmatrix fördert somit den Prozess der Demineralisierung (Ganss et al. 2004; Kleter et al. 1994).

Abrahamsen (2005) betrachtet das klinische Thema der mulden- oder kraterförmigen Vertiefungen kritisch, in dem er von der klassischen Definition der Erosion in der Literatur abweicht. Für ihn wird dieses klinische Erscheinungsbild nicht ausschließlich durch einen chemischen Auflösungsprozess hervorgerufen. Sowohl die Abrasion und Erosion als auch die Kombination beider Prozesse kann ein derartiges klinisches Bild bedingen. Die Morphologie dieser mulden- oder kraterförmigen Vertiefungen entsteht durch eine Abnutzung des Zahnschmelzes mit einer deutlich schnelleren Progression im schwächer mineralisierten und weicheren Dentin.

Prävalenz

Epidemiologische Studien und Erhebungen zur Prävalenz und Inzidenz von Zahnerosionen werden in der Literatur von mehreren Autoren beschrieben. Hellwig et al. (2007) fassen die Morbidität mit 18-50% zusammen.

Ganss et al. (2001) untersuchten in Deutschland 1000 Kinder im Alter von 8-15 Jahren über einen Zeitraum von fünf Jahren. Bei 70,6% der Kinder konnten an zumindest einem Milchzahn eine Erosion Grad 1 und bei 26,4% zusätzlich Erosionen Grad 2 aufgezeigt werden. An den bleibenden Zähnen wurde bei 11,6% aller Kinder eine Erosion Grad 1 festgestellt. 0,2% wiesen mindestens einen Zahn mit einer Erosion Grad 2 auf.

Mathew et al. (2002) untersuchten Sportler (n= 304, Durchschnittsalter $19 \pm 1,4$ Jahre) der Hochschule Columbus (Bundesstaat Ohio, USA) mit der Fragestellung, inwieweit ein Zusammenhang zwischen Sportgetränken und Zahnerosionen besteht. In 36,5% der Fälle konnten Erosionen mit Schmelzbegrenzung (Grad 1), bei 24,8% Erosionen Grad 2, d.h. mit Dentinbeteiligung, diagnostiziert werden. Des Weiteren konnte zwischen der Prävalenz und dem Verzehr von Sportgetränken kein Zusammenhang beobachtet werden.

Aßmann (2008) zeigte in seiner Studie, dass die Prävalenz von Erosionen bei deutschen Rekruten (n= 362, Alter 17-28 Jahre) 23,3% betrug. Dabei wurde mindestens eine erosiv veränderte Stelle gefunden. Wird diese Zahl genauer aufgeschlüsselt, kann festgestellt werden, dass 22,7% der Probanden mindestens einen Zahn mit einer Erosion Grad 1 und 4,1% mit einer Erosion Grad 2 hatten.

Prävention

Die Diagnose der Ursache und die anschließende Beratung des Patienten stellen den ersten Schritt einer Präventionsmaßnahme dar. Die Früherkennung durch den Arzt ist von entscheidender Bedeutung, da der Prozess der Erosion einen langsam ablaufender Vorgang darstellt (Amaechi und Higham 2005). Eine Wahrnehmung durch den Patienten findet meist erst statt, wenn die Erosion bereits fortgeschritten ist. Die sorgfältige Auswertung der Anamnese, die Abklärung der Ernährungsweise und die Bewertung der Funktion der Speicheldrüsen stellen wichtige Bausteine der Früherkennung dar. Das Ziel der Erosionsprophylaxe ist die Beseitigung sämtlicher ätiologischer Faktoren und somit die Verhinderung weiterer Zahnhartsubstanzverluste durch erosive Angriffe. Die Aufklärung und die Sensibilisierung des Patienten gegenüber dem Prozess der Erosion sollten einen großen Stellenwert in der Prävention einnehmen, um ihm die Überempfindlichkeit und deren Konsequenzen nachhaltig bewusst zu machen.

In verschiedenen wissenschaftlichen Arbeiten wird diskutiert, dass Fluorid ein wirksames Mittel gegen und zur Vorbeugung von Erosion ist (Bartlett et al. 1994; Attin et al. 2004). Die Eigenschaften und Wirkungen einer intensiven Fluoridbehandlung in Bezug auf Erosionen sind u.a. die oberflächliche Härtung des Zahnschmelzes und die Erhöhung der Säurebeständigkeit, jedoch weniger die Förderung der Remineralisierung (Bartlett 2005). Durch die lokale Applikation von konventionellen Fluoriden, wie dem Aminfluorid und Natriumfluorid, werden CaF_2 -Präzipitate gebildet. Diese CaF_2 -Präzipitate bilden einerseits eine mechanische Schutzschicht gegenüber dem erosiven Angriff und andererseits ein Mineralreservoir, welches in der Lage ist, Protonen abzufangen und zu puffern. Mit zunehmender Applikationsdauer und Konzentration der Fluoridpräparate steigt die Dicke und Stabilität der CaF_2 -Schicht (Wiegand und Attin 2010). Um Erosionen effektiv zu reduzieren, ist eine hochfrequente lokale Fluoridapplikation notwendig (Schlueter et al. 2009), da die CaF_2 -Schicht wenig säure- und abrasionsstabil ist (Wegehaupt et al. 2009).

Der Zusatz von Fluorid zu erosiven Getränken ist aus gesundheitlichen Aspekten als eher nicht anwendbar anzusehen (Zero und Lussi 2005).

2.2 Struktur und Morphologie des gesunden Dentins

Humane Zähne setzen sich aus mehreren Zahnhartgeweben zusammen. Im koronalen Drittel des Zahnes umfasst der sogenannte Zahnschmelz das Zahnbein, welches auch als Dentin bezeichnet wird. Anatomisch wie auch histologisch unterscheidet man zwischen dem Kronen- und Wurzelentin. Neben den beiden bereits genannten (Zahnschmelz und Dentin), stellt der Zahnzement das dritte Zahnhartgewebe dar. Dieser ist in den

unteren 2/3 des Zahnes, der Zahnwurzel, lokalisiert und bildet die Grundlage zur Verankerung des Zahnes im Knochen (Lehmann und Hellwig 2002). Die Zahnhartgewebe unterscheiden sich zum einen in ihrem Verhältnis von anorganischer und organischer Zusammensetzung. Zum anderen lassen sich die Zahnhartgewebe in Morphologie und als Folge dieser in ihrer Funktion unterscheiden.

Der innere Aufbau des Zahnes besteht aus der Pulpa, ein Weichgewebe, welches u.a. nutritive, sensorische, formative und defensive Funktionen hat. Die Pulpa bildet mit dem Dentin eine funktionelle Einheit.

Klinisch besitzt das Dentin eine gelbliche Farbe. Es ist im Verhältnis zum Zahnschmelz ein weniger stark mineralisiertes, vitales Gewebe. Chemisch setzt sich das Zahnbein zu 20 Gew.% aus organischen und 70 Gew.% aus anorganischem Material zusammen. Der restliche Anteil wird vornehmlich durch Wasser gestellt (Hellwig et al. 2007). Die Hauptbestandteile des organischen Anteils sind Kollagen und kollagenartige Verbindungen (91-92%). Des Weiteren wurden nicht-kollagene Proteine, Mukopolysaccharide, Lipide, Zitronensäure und Milchsäure nachgewiesen (Schröder 2000).

Der Mineralanteil des Dentins besteht aus Hydroxylapatitkristallen mit der chemischen Grundformel $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (Hellwig et al. 2007).

Auf Grund des höheren Anteils an organischer Substanz ist das Dentin wesentlich elastischer (Elastizitätsmodul 15000-20000 MPa) als der Schmelz. Die Druckfestigkeit liegt bei 200-350 MPa und die Vickershärte beträgt 60-70 (Körber 1995).

Dentin ist ein vitales Zahnhartgewebe. Es ist zeitlebens in der Lage funktionelle Anpassungen durchzuführen und Schmerzempfindungen weiterzuleiten. Diese Form der Vitalität wird durch die Anwesenheit spezieller aktiver Zellen, den Odontoblasten, gewährleistet (Schröder 2000).

Die dentinbildenden Zellen (Odontoblasten) sind saumartig mit ihrem Kern an der Peripherie der Pulpa lokalisiert und verantwortlich für die charakteristisch poröse Struktur dieses Zahnhartgewebes. Ihre feinen, bis zu 5 mm langen Fortsätze ziehen sich durch die Dentintubuli bis zur Schmelz-Dentin-Grenze. Die Durchmesser der Dentinkanälchen variieren je nach Lage von 0,5 bis 3µm. Die Anzahl der Dentintubuli variiert je nach Tiefe. In pulpaler Nähe beträgt die Dichte der Tubuli 45000 bis 65000/mm² und nimmt bis zur Schmelz-Dentin-Grenze auf 29500 - 35000/mm² ab (Frank und Nalbandian 1989; Lussi et al. 2011). Die Abbildung 2.1 zeigt eine rasterelektronenmikroskopische Darstellung von Dentinkanälchen.

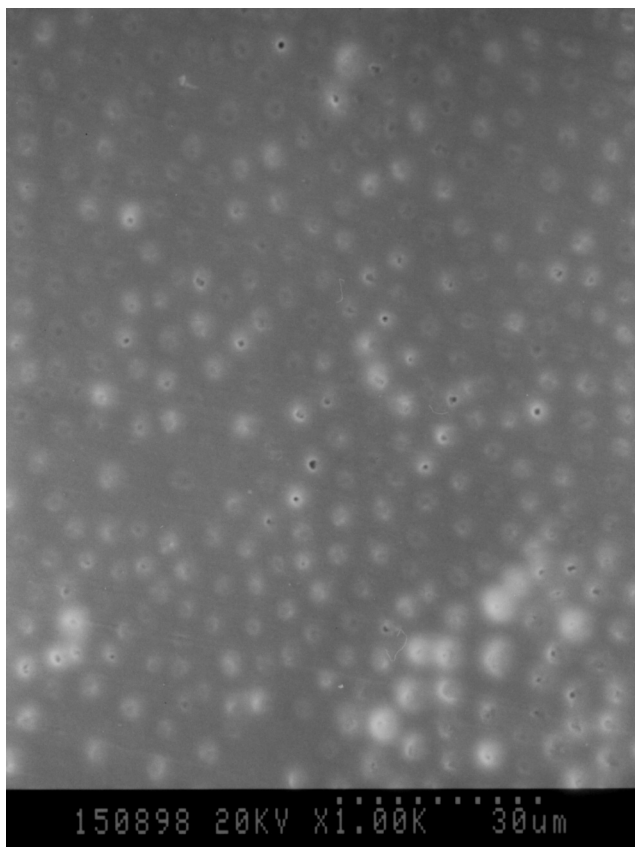


Abbildung 2.1: Rasterelektronenmikroskop: Dentin - Dentintubuli (Quelle: eigene Aufnahme)

Histologisch unterscheidet man zwischen dem peritubulären Dentin, das die Kana­ linnenwände auskleidet, und dem intertubulären Dentin. Das intertubuläre Zahnbein bildet die Grundsubstanz zwischen den Tubuli und enthält vor allem kollagene Fa­ sern, zwischen jenen wiederum die Hydroxylapatitkristalle unregelmäßig lokalisiert sind (Hellwig et al. 2007).

Die Dentinkanälchen beinhalten weiterhin eine spezielle Flüssigkeit, den sogenannt­ en Dentinliquor, der essentiell für den Stoffwechsel des Dentins ist (Berggren und Bränn­ ström 1965). Kommt es als Folge einer Präparation oder eines Traumas zu einer Ex­ position des Dentins, findet ein Ausströmen des Dentinliquors auf Grund des pulpalen Druckes von 20-30 mmHg statt. Die Strömungsrichtung ist von der Zahnpulpa zur freien Dentinoberfläche.

2.3 Überempfindlichkeiten

2.3.1 Definition und Klinik

Nach einer internationalen Definition ist die Dentinüberempfindlichkeit durch einen kurzen stechenden Schmerz gekennzeichnet, der durch freiliegendes Dentin verursacht wird. In der Regel lösen thermische, osmotische oder chemische bzw. Verdunstungs- oder Tastreize diese Schmerzantwort aus. Des Weiteren wird die Diagnose „Dentinhypersensitivität“ gestellt, wenn die vorliegende Symptomatik keiner anderen Störung oder Pathologie zugeschrieben werden kann (Holland et al. 1997).

Durch exponiertes Dentin kann es zu Schmerzsensationen an dem entsprechenden Zahn kommen. Klinisch verspürt der Patient einen hellen, scharfen Schmerz (Hellwig et al. 2007). Darüberhinaus ist es möglich, dass die Schmerzen mehrere Minuten nach der Reizeinwirkung anhalten. Diese können sich so ausweiten, dass Essen, Trinken und sogar der Luftzug Atmen (bei niedrigen Temperaturen) Beschwerden bereiten. Eine Behandlung der Empfindlichkeit ist in der Summe notwendig, da eine Schädigung und Degeneration des Pulpagewebes möglich ist. Dieses kann zu dem Verlust der Vitalität der Pulpa sowie des gesamten Zahnes führen.

2.3.2 Ätiologie

Die dentine Hypersensitivität korreliert mit der Exposition freiliegenden Dentins zur Mundhöhle. Die Freilegung des Dentins kann auf zwei Mechanismen zurückgeführt werden. Zum einen kann eine Rezession der Gingiva mit anschließendem Verlust des Zahnzements ursächlich für freiliegende Dentinareale sein (Addy 1990). Zum anderen ist der Zahnschmelzverlust die Folge von Erosionen, Abrasionen, Attritionen, Abfraktionen und deren Kombinationen. Zusammenfassend stellt die Dentinüberempfindlichkeit ein Symptom einer multifaktoriellen Pathologie dar.

Die Schmerzsensationen werden mit Hilfe der hydrodynamischen Theorie von Brännström (1986) erklärt: Wirkt ein Stimulus auf die freiliegenden Dentinkanälchen, kommt es zu einer Flüssigkeitsverschiebung (Liquorbewegung) innerhalb der Kanälchen. Es resultiert eine Druckänderung auf die Mechanorezeptoren der A-beta- und A-delta-Fasern um die Odontoblastenfortsätze. Über die Weiterleitung mittels afferenter Nervenfasern kommt es im zentralen Nervensystem zu einer Schmerzsensation.

Bei diesen o.g. Vorgängen können auch Nervenfasern aus der subodontoblastischen Zone des Raschkowschen Plexus mitgereizt werden, da diese die Odontoblastenfortsätze im inneren Drittel der Dentintubuli umgeben. Des Weiteren kann es zur Aspiration von Zellkernen der Odontoblasten in die Dentinkanälchen kommen, da sich diese im äußeren

Bereich der Pulpa am Übergang zum Dentin befinden. Diese beschriebenen Wirkungen führen ebenfalls zu dem klinischen Bild der dentinen Überempfindlichkeiten.

Von vielen Autoren wird die Theorie nach Brännström (1966) zur Erklärung der dentinen Sensibilität bevorzugt. Neben dieser existieren noch zwei weitere Annahmen zur Beschreibung der Reizweiterleitung, die Transduktionstheorie (Dowell und Addy 1983) und die direkte Konduktionstheorie. Die letztgenannten Theorien werden nicht näher erklärt, da sie für diese Arbeit nicht relevant sind.

2.3.3 Prävalenz

Die Prävalenz von dentinen Überempfindlichkeiten variiert zwischen 3 und bis zu 98%. Diese breitgefächerte Rate wird einerseits durch verschiedene Evaluationsmethoden bedingt. Andererseits wird diese Heterogenität durch unterschiedliche Patientenkollektive und durch verschiedene Standards in der Diagnostik erklärt (Splieth und Tachou 2013). Die meisten Artikel in der Literatur lassen sich dahingehend zusammenfassen, dass die Prävalenz zwischen 3 und 57% liegt (Orchardson und Gillam 2006; Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity 2003).

Wird die Geschlechterverteilung betrachtet, so sind Frauen häufiger betroffen als Männer. Diese Unterschiede erreichen aber oftmals kein signifikantes statistisches Niveau (Amarasena et al. 2011; Bekes et al. 2009; Oyama und Matsumoto 1991; Flynn et al. 1985; Fischer et al. 1992).

Die Studienlage besagt, dass alle Altersgruppen betroffen sind (Fischer et al. 1992). Des Weiteren gibt es einen Alterspiek von 30 bis 40 Jahren (Splieth und Tachou 2013). Eine Reduktion der Überempfindlichkeiten bei den Senioren könnte u.a. durch die Bildung von Sekundär- oder reparativem Dentin begründet sein. Zu dem senkt die zunehmende Sklerosierung der Dentintubuli die Sensitivität des Dentins (Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity 2003).

Die Häufigkeit von Überempfindlichkeiten mit dem klinischen Bild von Erosionen und freiliegenden Dentinstellen steigt besonders unter den jüngeren Erwachsenen an. Freiliegende Wurzeloberflächen und besonders parodontale Therapien wie das *deep scaling* und *root planing* rufen vermehrt bei der älteren Population dentine Hypersensitivitäten vor (Splieth und Tachou 2013). Nach Chabanski et al. (1996) klagen 84,5% der Patienten besonders nach parodontalen Behandlungen über Überempfindlichkeiten.

2.3.4 Therapie der Überempfindlichkeiten

Nichtinvasive Therapiemöglichkeiten

Im Praxisalltag finden meistens die nicht-invasiven Behandlungsmöglichkeiten bei Zahnhypersensitivitäten ohne fortgeschrittenen Zahnhartsubstanzverlust Anwendung. Durch säurehaltige Nahrungsmittel, endogene/exogene Noxen und zahnärztliche Therapien können Dentintubuli freigelegt werden, indem u.a. der schützende *smearlayer* (Schmier-schicht) entfernt wird. Die Obliteration der Dentinkanälchen kann durch Remineralisationsprozesse erfolgen (Schneider 2001) und durch die lokale Anwendung von (schwach säurehaltigen) Fluoriden unterstützt werden (Brodowski und Imfeld 2003).

Des Weiteren kann bei dieser Indikationsstellung auf die durch die Dentalindustrie angebotenen Produkte zurückgegriffen werden, wie z.B.

- Lacke
- Versiegler
- Zahnpasten mit unterschiedlichen Wirkstoffen (z.B. Fluorid, Kalziumhydroxidpräparate, Strontiumchlorid, Kaliumsalze, Natriumzitat)
- Touchierungslösungen

Die Schutzlacke unterscheiden sich dahingehend, dass sie über verschiedene chemische und physikalische Mechanismen einen Verschluss der exponierten Dentinkanälchen erzielen. Produkte, wie z.B. Gluma Desensitizer[®], wirken über Proteinausfällungen in den Dentintubuli durch das Glutaraldehyd. Andere, wie z.B. Seal&Protect[®], erreichen den Verschluss durch die Diffusion der Monomersysteme in das Dentin mit anschließender Lichthärtung (Blunck 1999).

Die lokale Applikation von Fluoriden auf Dentinoberflächen induziert die Bildung von CaF₂-Präzipitaten peritubulär und intratubulär. Die folglich Reduktion der Tubulidurchmesser mindert die Sensibilität (Brodowski und Imfeld 2003).

Eine desensibilisierende Wirkung kann weiterhin durch die in verschiedenen Zahnpasten enthaltenen Abrasivstoffen (Silikate, Hydrogenphosphate, Kalziumkarbonate, Aluminiumhydroxid und Alumina) erzielt werden. Durch diese selbst und durch den von ihnen gebildeten Dentinschlamm erfolgt ein Verschluss der Dentintubuli. Diese Form der Desensibilisierung wird auf Grund der hohen Abrasivität und kurzen Wirkdauer für den täglichen Gebrauch nicht empfohlen (Brodowski und Imfeld 2003).

Die o.g. Wirkstoffe und Mechanismen haben die Obliteration der Dentinkanälchen zum Ziel. Einen anderen Lösungsansatz bietet die Applikation von Kaliumnitrat. Dies erhöht die K⁺-Konzentration in den Dentintubuli. Dadurch entsteht eine Depolarisierung

der Nervenfasern, die für eine kurze Zeit stark aktiviert werden. Eine langanhaltende Deaktivierung der Nervenfasern ist die Folge (Markowitz 1993).

Des Weiteren unterscheiden sich die o.g. Produktgruppen in ihrer Anwendung. Zum einen sollten Schutzlacke, Versiegler und Touchierlösungen (z.B. Elmex[®] fluid) durch Fachpersonal aufgetragen und angewendet werden. Insbesondere bei Kindern sollte eine mögliche toxische Konzentration/Menge nicht überschritten werden. Zum anderen werden für den häuslichen Gebrauch spezielle Zahnpasten und Gele, wie z.B. Elmex[®] Gelee, empfohlen.

Bei der vorliegenden Arbeit wurde der Fokus auf die erstgenannten Schutzlacke gelegt und ihre Abrasions- und Erosionseigenschaften getestet.

Invasive Therapiemöglichkeiten

Invasive, restaurative Maßnahmen sollten nach Lambrecht et al. (1996) vor allem dann Anwendung finden, wenn größere Zahnhartsubstanzdefekte vorliegen, die u.a. den Zahnerhalt gefährden. Des Weiteren sollte bei stark progredienten Substanzdefekten eine invasive Therapie stattfinden, um eine Reizung oder Schädigung der Pulpa zu vermeiden. Die Therapieansätze reichen von adhäsiven Füllungen, Veneers, prothetischen Maßnahmen bis zu thermomechanischen Oberflächenbehandlungen (Laser). Bei schweren, persistierenden Schmerzzuständen kann auch die Devitalisierung mit anschließender endodontischer Behandlung in Betracht gezogen werden. Diese Form der Behandlung stellt jedoch die maximalinvasivste Form dar (Gernhardt et al. 2011).

Darüber hinaus muss auch die Parodontalchirurgie in Erwägung gezogen werden, die mittels plastischer Deckung bspw. freiliegende Zahnhäse therapiert (Rezessionsbehandlung). Unterschiedliche Operationsmethoden werden heutzutage praktiziert wie z.B. das klassische freie Schleimhauttransplantat vom Gaumen und das freie Bindegewebe-transplantat. Für den operativen Eingriff können verschiedene Techniken gewählt werden (Gernhardt et al. 2011), wie z.B. die Envelope-Technik (Raetzke 1985), der laterale (Nelson 1987) und koronale Verschiebelappen (Bruno 1994). Die Indikation zur chirurgischen Therapie von Hypersensibilitäten wird in der Summe nur in Ausnahmefällen gestellt (z.B. bei Progredienz im Rezessionsbereich).

3 Material / Methode

3.1 Studiendesign

Diese Untersuchung ist eine randomisierte 5-armige In-vitro-Studie. Vier industriell angebotene licht- und selbsthärtende Dentinschutzlacke und eine Kontrollgruppe (s. untenstehende Aufzählung) wurden auf ihre Erosions- und Abrasionsstabilität hin untersucht. Zur Stresssimulation wurde ein sich wiederholender Zyklus bestehend aus Demineralisation, Remineralisation, Bürstabrasion und Thermocycling gewählt. Die anschließende Untersuchung erfolgt lichtmikroskopisch.

3.1.1 Versuchsablauf/ -plan

Für die Untersuchung wurden 120 kariesfreie, frisch extrahierte menschliche Molaren der zweiten Dentition verwendet. Aus den extrahierten Molaren, die grob gesäubert und in Wasser gelagert waren, wurden ca. 2 mm hohe Dentinscheiben in transversaler Richtung mit einer Bandsäge (Fa. Exakt Apparatebau GmbH, Norderstedt, Deutschland) gesägt. Die betreffenden Scheiben wurden anschließend in einem Laborkunststoff (Palavit G[®], Heraeus Kulzer, Deutschland) eingebettet, sodass die oben liegenden Dentinoberflächen nicht vom Kunststoff kontaminiert werden konnten. Abschließend erfolgte eine Politur der Prüfkörper mit wassergekühlten Schleifpapierscheiben der Körnung 1200/4000 (Struers, Erkrath, Deutschland).

Die Prüfkörper wurden in fünf Gruppen (A-E) zu je vierundzwanzig Proben zufällig durch Losen (Randomisierung) eingeteilt. Anschließend erfolgte eine weitere Einteilung der Gruppen A-E in A1-E1, A2-E2 (nach Zyklusdauer). Jede Gruppe umfasste abschließend zwölf Prüfkörper:

- Gruppe A1, A2 Unbehandeltes Dentin (Kontrollgruppe)
- Gruppe B1, B2 Gluma Desensitizer[®] (Fa. Heraeus Kulzer)
- Gruppe C1, C2 Cervitec Plus[®] (Fa. Ivoclar Vivadent)
- Gruppe D1, D2 Seal&Protect[®] (Fa. Dentsply)
- Gruppe E1, E2 Admira Protect[®] (Fa. Voco)

Die Gruppen B1,2 bis E1,2 wurden mit Adhäsivsystemen nach Herstellerangaben vorbehandelt. Die zwei Kontrollgruppen A1,2 blieben unbehandelt. Die Prüfkörper der Gruppen B1,2 bis E1,2 wurden zu einem Drittel mit einem Klebeband (\varnothing 0,15 mm, Coroplast, Wuppertal, Deutschland) abgeklebt und waren dadurch vor den verschiedenen folgenden Einflüssen geschützt. Die mit Schutzlack behandelten Dentinflächen

wurden weiterhin zur Hälfte abgeklebt, um eine weitere Referenzfläche zu schaffen, die ebenfalls vor den Stressaussetzungen geschützt war. Lediglich die Prüfkörper der Gruppe A1,2 wurden nur einmal, d.h. zur Hälfte abgeklebt, da diese mit keiner Schutzlackschicht versehen waren.

Jeder Prüfkörper wurde folgendem Zyklus unterzogen:

1. Demineralisation (Sprite Zero[®], 100 ml, 5 min)
2. Remineralisation (60 min Lagerung in künstlichem Speichel)
3. Bürstabrasion (100 Bürststriche in einer automatischen Putzmaschine, Auflagegewicht 275 g)
4. Thermocycling (Verweildauer im Bad jeweils 30 sec, Temperatur 5 bzw. 55°C, 5 Zyklen)

Dieser Zyklus wurde bei der Hälfte der Proben A1-E1 (n=12) 30mal und bei der anderen Hälfte der Proben A2-E2 (n=12) 60mal durchlaufen, um eine Bürstabrasionssimulation von 15 bzw. 30 Tagen (entspricht 2 Zyklen/Tag) zu erreichen. Die Zwischenlagerung der Prüfkörper erfolgte in künstlichem Speichel. Die Bürstabrasion wurde mit Hilfe einer automatischen Zahnputzmaschine unter Verwendung eines Zahnpasta-Slurrys simuliert. Als Zahnpasta-Slurry diente ein Gemisch aus fluoridfreier Zahnpasta (Sensodyne C[®]) und künstlichem Speichel. Dabei wurden 60 g Zahnpasta mit 300 ml synthetischem Speichel gemischt. Nach jeweils 30 bzw. 60 Zyklen, d.h. 15 bzw. 30 Tagen Bürstabrasions- und Erosionssimulation wurde die Materialhöhe bzw. die Dentinabrasion mit Hilfe eines Auflichtmikroskopes bestimmt. Das folgende Schema verdeutlicht die Gruppeneinteilung/Versuchsablauf (Abb. 3.1).

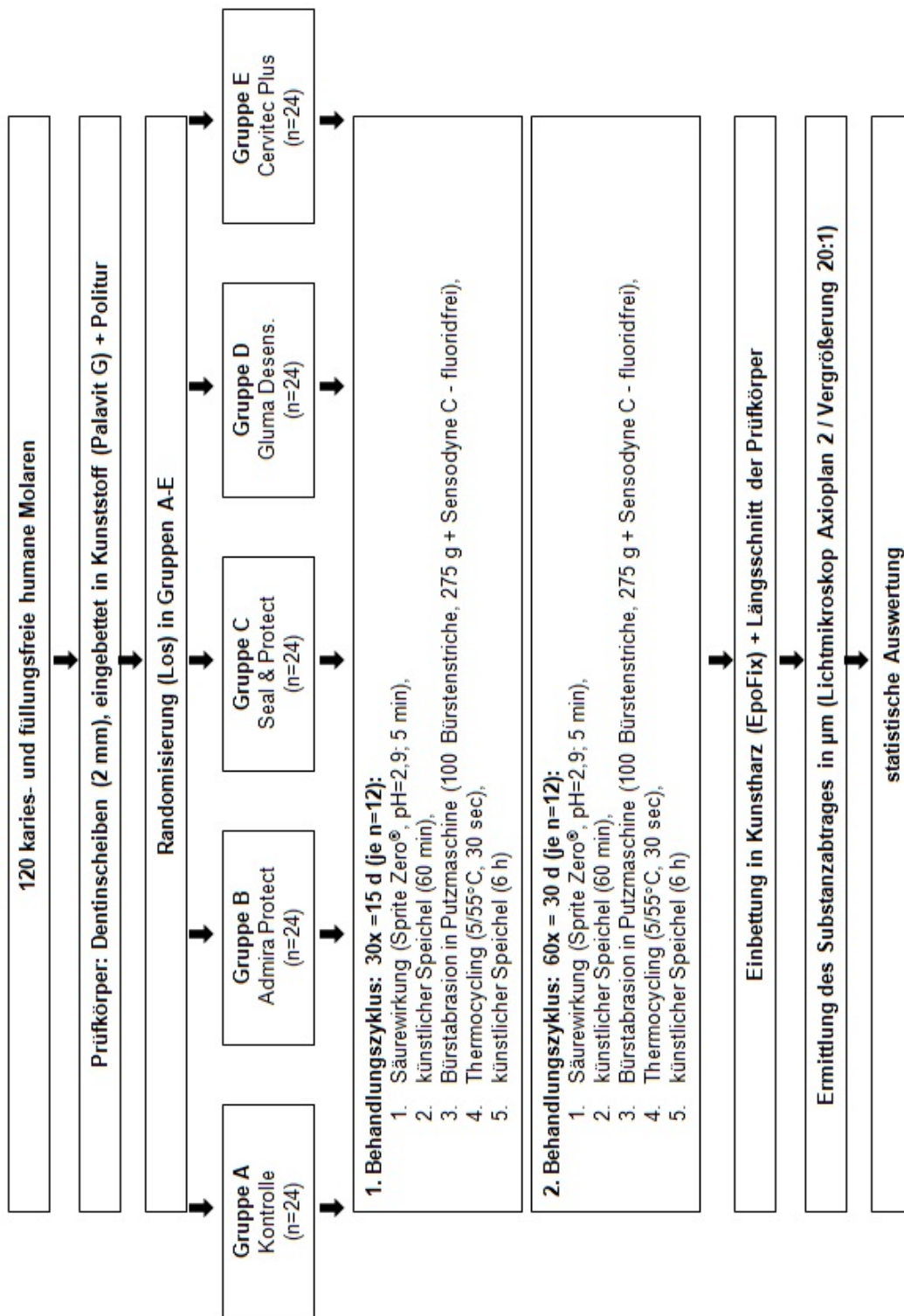


Abbildung 3.1: Versuchsablauf

3.2 Material

3.2.1 Zähne

Für die Untersuchung wurden 120 frisch extrahierte karies- und füllungsfreie, nicht demineralisierte menschliche Molaren der bleibenden Dentition verwendet. Nach der Extraktion wurden die Blutverunreinigungen mit destilliertem Wasser abgespült und die Gewebereste mit einem scharfen Skalpell oder einem scharfen Löffel entfernt. Um einen Befall von Bakterien sowie die Entmineralisierung und Entkalkung der Zähne zu vermeiden, wurden sie anschließend für maximal 90 Tage in einer 0,1%igen Thymollösung bei Raumtemperatur bis zur Probenherstellung aufbewahrt. Die Sammelbehälter wurden in regelmäßigen Abständen gereinigt, d.h. das Leitungswasser wurde ausgetauscht und erneut mit Thymol versetzt, um eine zu hohe Keimzahl zu vermeiden.

3.2.2 Schutzlacke

Für die vorliegende Studie wurden vier verschiedene Dentinschutzlacke verwendet, welche standardmäßig bei der zahnärztlichen Therapie von Zahnüberempfindlichkeiten zur Anwendung kommen. Ein Kriterium für die Auswahl der Dentinschutzlacke war, dass zwei lichthärtende und zwei chemischhärtende Schutzlacke zur Anwendung kommen sollten. Ziel dieses Kriteriums war es, u.a. mögliche Unterschiede zwischen diesen beiden Systemen aufzuzeigen. Die Dentinschutzlacke unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung (s. Tabelle 3.1 und 3.2), in ihrer Verarbeitungsweise und in ihrem Haftmechanismus am Dentin.

Die Tabelle 3.3 gibt zunächst einen Überblick über die in der Studie untersuchten Dentinschutzlacke und die Gruppeneinteilung.

lichthärtend	chemisch-härtend
Admira Protect [®] (Voco) E1, E2	Gluma Desensitizer [®] (Heraeus Kulzer) B1, B2
Seal&Protect [®] (Dentsply) D1, D2	Cervitec Plus [®] (Ivoclar Vivadent) C1, C2

Tabelle 3.3: Gruppeneinteilung der verwendeten Schutzlacke

3.2.3 Demineralisationslösung: Sprite Zero[®]

Als Demineralisationslösung wurde das erosive Erfrischungsgetränk Sprite Zero[®] (Fa. Coca Cola GmbH) verwendet. Der pH-Wert von Sprite Zero[®] beträgt 2,9. Zur Messung des pH-Wertes kam das pH-Meter „pHep[®]4“ (Fa. Hanna Instruments[®], USA) zum Einsatz.

Gruppe	Produktname	Hersteller	Wirkmechanismus	Besonderheit	Inhaltsstoffe	Applikation
A 1/2	Kontrollgruppe					unbehandelt
B 1/2	Gluma Desensitizer®	Heraeus Kulzer	chemisch-härtend		(2-hydroxyethyl)methacrylat, Glutardialdehyd, destilliertes Wasser	- Reinigung des Dentins mittels einer Bimssteinaufschlammung - Spülung mit Wasser - Auftragen der geringstnotwendigen Menge Gluma Desensitizer® auf die Dentinfläche mittels Pinzel - Einwirkzeit 30-60 sec - vorsichtige Trocknung der Oberfläche im Luftstrom (bis der Flüssigkeitsfilm verschwunden und die Oberfläche nicht mehr glänzend ist) - abschließend Spülung der Dentinfläche mit reichlich Wasser
C 1/2	Cervitec Plus®	Ivoclar Vivadent	chemisch-härtend		Ethanol, Wasser, Acrylat-Copolymer, Vinylacetat-Copolymer, Chlorhexidindiacetat 1 %, Thymol 1 %	- Reinigung der Dentinoberfläche - Trocknung der Dentinoberfläche mit einem Luftbläser - gezielte Applikation einer dünnen Lacksschicht mit Hilfe eines Pinsels - Belassen des Lackes auf dem Dentin bis dieser angetrocknet ist - Verblasen (keine Spülung mit Wasser) des Lackes und weiteres Belassen für 30 sec

Tabelle 3.1: Übersicht der Gruppen

Gruppe	Produktname	Hersteller	Wirkmechanismus	Besonderheit	Inhaltsstoffe	Applikation
D 1/2	Seal&Protect®	Dentsply	lichthärtend		Di- und Trimethacrylat-Harze, PENTA (Dipentaerytri- tolpentacrylat - Phosphorsäure - Monomer), funktionalisiertes amorphes Siliciumdioxid, Lichtinitiatoren, butyliertes Hydroxytoluol, Cetylaminhydrofluorid, Triclosan, Aceton	<ul style="list-style-type: none"> - Reinigung der Dentinoberfläche mit einem Gummikelch und einer Prophylaxepaste - Entfernung der Reinigungspaste mit Wasser-/Luftspray - Trocknung der gesäuberten Flächen für 2 sec mit öl- und wasserfreier Druckluft - ein Austrocknen des Dentins muss vermieden werden; Ziel ist eine feuchte, jedoch nicht nassglänzende Oberfläche - pro zu behandelnder Oberfläche werden zwei bis drei Tropfen benötigt - Applikation mit einem Applicator Tip - Einwirkzeit 20 sec - Verblasen von überschüssigem Lösungsmittel mit ölfreier Druckluft für einige Sekunden - Lichthärtung für 10 sec - Applikation einer zweiten Schicht Seal&Protect®, Verblasen, Lichthärtung - abschließende Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht (weiche Oberfläche) mit einem Wätpellet
E 1/2	Admira Protect®	Voco	lichthärtend	flouridabgebend	Mischung verschiedener Dimethacrylate, Aceton, Katalysatoren, Ormoceren, Hilfsstoffen	<ul style="list-style-type: none"> - Dentinoberflächen werden mit fluoridfreier Reinigungspaste und einem Gummikelch gereinigt - überschüssige Feuchtigkeit wird mit ölfreier Druckluft entfernt - Ziel ist eine leicht feuchte Dentinfläche - gleichmäßiger Auftrag des Schutzlackes mit einem Einwegpinsel auf die Dentinflächen - Einwirkzeit 20 sec - Verblasen mit einem schwachen Luftstrom - Lichthärtung 10 sec - Auftrag einer zweiten Schicht Admira Protect® - vorsichtiges Verblasen und 10 sec Lichthärtung - abschließende Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht (weiche Oberfläche) mit einem Wätpellet

Tabelle 3.2: Übersicht der Gruppen

Die Zusammensetzung der Lebensmittel-Zusatzstoffe ist der Tabelle 3.4 zu entnehmen (Lebensmittel-Zusatzstoffe, Stand 04/11, Coca Cola GmbH, Deutschland):

Sprite Zero® Inhaltsstoffe		
Farbstoffe	E160a	Carotine
Konservierungsstoffe		
Antioxidationsmittel	E300	L-Ascorbinsäure (Vitamin C)
Säuerungsmittel/Säureregulatoren	E330, E331	Citronensäure, Natriumcitrate
Stabilisatoren	E412	Guarkernmehl
Süßstoffe	E950, E951, E952	Acesulfam-K, Aspartam, Natrium-Cyclamat

Tabelle 3.4: Lebensmittel-Zusatzstoffe Sprite Zero®

3.2.4 Remineralisationslösung: Synthetischer Speichel

Der künstliche Speichel wurde jeweils frisch nach einer Rezeptur von Klimek et al. (1982) hergestellt. Dieser wurde nicht nur als Remineralisationslösung oder als Bestandteil des Abrasionsmediums/Zahnpasta-Slurrys, sondern auch zur Zwischenlagerung der Prüfkörper zwischen den Zyklen verwendet. Die Zusammensetzung des synthetischen Speichels ist in Tabelle 3.5 aufgeführt (Klimek et al. 1982):

Inhaltsstoffe	Menge in Gramm
Ascorbinsäure	0,002
Glukose	0,030
NaCl	0,580
CaCl ₂	0,170
NH ₄ Cl	0,160
KCl	1,270
NaSCN	0,160
KH ₂ PO ₄	0,330
Harnstoff	0,200
Na ₂ HPO ₄	0,340
Muzin	2,700
aqua dest.	ad 1000 ml

Tabelle 3.5: synthetischer Speichel (Klimek et al. 1982)

Klimek et al. (1982) modifizierte die Rezeptur des künstlichen Speichels von Matzker und Schreiber (1972). Durch die Zugabe des Phosphatpuffers (Na₂HPO₄/ KH₂PO₄) wurde die Lösung auf einen pH-Wert von 6,4 eingestellt.

3.2.5 Abrasionsmedium

Das Abrasionsmedium (Zahnpasta-Slurry) setzte sich aus künstlichem Speichel und fluoridfreier Zahnpasta (Sensodyne C[®], Fa. GlaxoSmithKline Consumer Healthcare GmbH & Co. KG, Deutschland) zusammen.

3.2.6 Sonstiges: Einbett- und Fixiermasse

Einbettmasse: Palavit G[®]

Die ausgesägten Schmelz-/Dentinscheiben wurden in einem Laborkunststoff (Palavit G[®], Heraeus Kulzer, Deutschland) eingebettet. Palavit G[®] wird als ein dentaler Modellierwerkstoff angeboten, der nach dem Vermischen des Pulvers mit der Flüssigkeit selbst aushärtet.

Fixiermasse: Epoxid Harz

Die zyklisch gestressten Prüfkörper wurden nach einem kurzen oberflächlichen Trocknen und Entfernen der Klebestreifen in einem Kunstharz "EpoFix" (Fa. Struers, Willich, Deutschland) eingebettet. Durch diese Maßnahme konnte die vorhandene Dentin- und Schutzlackabration und -erosion fixiert werden. Bei der Entfernung des jeweiligen Klebebandes wurde darauf geachtet, dass eine moderate Abzugskraft zur Anwendung kam, damit die Schutzlackschicht nicht beeinträchtigt wurde.

3.3 Methode

3.3.1 Herstellung der Prüfkörper

Die zuvor optisch auf Karies- und Füllungsfreiheit kontrollierten Zähne wurden mit einer Diamantbandsäge (Fa. Exakt Apparatebau GmbH, Norderstedt, Deutschland) in ca. 2 mm hohe Schmelz-/Dentinscheiben transversal gesägt. Die Diamantbandsäge wurde im Betrieb wassergekühlt. Ausschlusskriterien für die Verwendung der Scheiben waren kariöse, demineralisierte Stellen und eine Perforation der Scheibe durch das Ansägen des Pulpakavums.

Die ausgesägten Scheiben wurden anschließend mit dem Laborkunststoff (Palavit G[®], Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) eingebettet, dass die oben liegenden Oberflächen nicht mit dem Kunststoff kontaminiert wurden. Als Formgeber für die Prüfkörper dienten hierbei Messingringe (Innendurchmesser: 24 mm, Höhe: 8 mm). Dabei war es

wichtig, dass der flüssige Laborkunststoff nicht unter die Dentinscheibe fließt. Ein Unterfließen könnte Dentintubuli obliterieren und die folgenden Messungen verfälschen.

Anschließend erfolgte die Politur der Prüfkörper mit wassergekühlten Schleifpapierscheiben der Körnung 320 bis 1200 (Fa. Struers, Willich, Deutschland). Das Ziel war die planparallele Ausrichtung der Schmelz-/Dentinscheibe zu der Oberfläche des Einbettkunststoffes. Abschließend folgte die Hochglanzpolitur mit Hilfe einer Silikonschleifpapierscheibe der Körnung 4000 (Abb. 3.2).



Abbildung 3.2: Politur der Prüfkörper

Die hergestellten Prüfkörper wurden anschließend in destilliertem Wasser bis zur Schutzlackapplikation gelagert. Das destillierte Wasser wurde jeden Tag gewechselt, um eine bakterielle Kontamination und/oder einen Pilzbefall der Prüfkörper zu vermeiden.

3.3.2 Einteilung der Prüfgruppen

Die Gruppeneinteilung erfolgte nach dem verwendeten Dentinschutzlack der betreffenden Hersteller. Die fünf Prüfgruppen (A-E) beinhalteten jeweils eine Gruppenstärke von 24 Prüfkörpern. Die Prüfkörpergruppe A war eine reine Kontrollgruppe, die unbehandelte (nicht beschichtete) Prüfkörper umfasste. Das Verfahren der Randomisierung, d.h. die zufällige Verteilung der Prüfkörper auf die Schutzlacke, sollte die Wahrscheinlichkeit einer systematischen Verzerrung verringern.

Prozedere der Einteilung der Prüfkörper auf die Prüfgruppen durch Losverfahren:

- Lose 1-5 ordnen die Prüfkörper einer Gruppe zu
- zufällige, blinde Verteilung der Prüfkörper nach Auslosung auf die Gruppen

3.3.3 Schutzlackapplikation

Die Applikation der verschiedenen Dentinschutzlacke erfolgte strikt nach Herstellerangaben. Erst nach fertiger Prüfkörperherstellung, nachdem die Dentinscheiben gesägt und in Palavit G[®] eingebettet und poliert waren, wurde mit der Schutzlackapplikation begonnen.

Jeder Prüfkörper wurde vor der Schutzlackapplikation zu einem Drittel mit einem Klebestreifen (ø 0,15 mm, Coroplast, Wuppertal, Deutschland) abgeklebt, um für die spätere lichtmikroskopische Messung eine unbehandelte und ungestresste Referenzfläche zu generieren. Die behandelte Prüfkörperfläche (Schutzlack) wurde anschließend erneut zur Hälfte abgeklebt (Abb. 3.3).

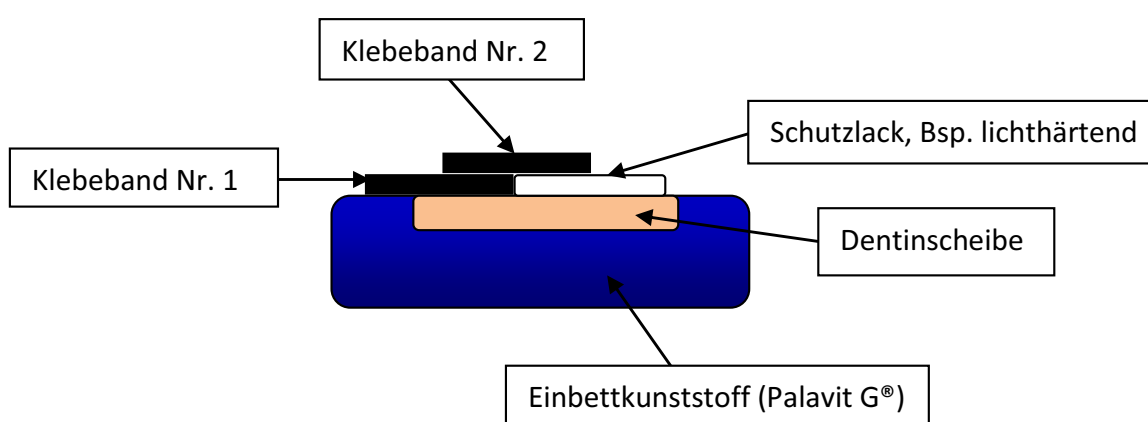


Abbildung 3.3: Schematische Darstellung eines Prüfkörpers (Querschnitt), Beispiel: lichthärtender Schutzlack

Die Prüfkörper der Gruppe A wurde nicht vorbehandelt. Diese dienten als Kontrollgruppe.

3.3.4 Zyklen (Stressaussetzungen)

Jeder Prüfkörper wurde folgendem Zyklus, in untenstehender Tabelle 3.6 beschrieben, unterzogen:

1.	Demineralisation	Sprite Zero [®] , 100 ml, 5 min
	Remineralisation	60 min Lagerung in künstlichem Speichel
2.	Abrasion	100 Bürststriche in einer automatischen Putzmaschine, Auflagegewicht 275 g
3.	Thermocycling	Verweildauer im Bad jeweils 30 sec, Temperatur 5 bzw. 55°C, 5 Zyklen
4.	Lagerung	künstlicher Speichel

Tabelle 3.6: Abrasions- und Erosionszyklen

Dieser Zyklus wurde bei den Proben A1-E1 30mal und bei den Proben A2-E2 60mal durchlaufen, um eine Bürstabrasi- und Erosionssimulation von 15 bzw. 30 Tagen (2 Zyklen/Tag) zu erreichen. Die Prüfkörper der 15 simulierten Tage wurden als Zeitpunkt 1 und die der 30 simulierten Tage als Zeitpunkt 2 festgelegt.

De- und Remineralisationslösungen

Die zyklische Einlage der Prüfkörper in die Demineralisationslösung Sprite Zero[®] und Remineralisationslösung mit künstlichem Speichel (Klimek et al., 1982) diente der Simulation der oralen Verhältnisse bei einem Menschen. In Anlehnung an die z.T. tägliche Aufnahme von Erfrischungsgetränken (mit erosivem Potential) stellt die Exposition der Prüfkörper in Sprite Zero[®] die erosive Komponente dar. Der Zeitansatz wurde mit 5 Minuten pro Zyklus festgelegt (Schneider et al. 2002). Die Einlage in künstlichem Speichel stellte ein Medium zur Remineralisation dar. Die Zeit betrug bei diesen Bädern 60 Minuten.

Die Versuchsanordnung von abwechselnden Bädern in Sprite Zero[®] und künstlichem Speichel wurde in Anlehnung an die Studie von Schneider et al. (2002) gewählt. Nach der jeweiligen Entnahme eines Prüfkörper aus der Lösung wurde dieser mit destilliertem Wasser abgespült.

Bürstabrasion

Die Simulation der Bürstabrasion wurde mit Hilfe einer automatischen Bürstmaschine (Eigenanfertigung des Universitätsklinikums Göttingen) durchgeführt. In diese Bürstmaschine wurden Zahnbürstenköpfe eingespannt, die zuvor mit einem Seitenschneider von dem Schaft abgetrennt wurden. Das Auflagegewicht der Bürsten auf die Prüfkörper wurde mit 275 g eingestellt. Die Kunststoffschalen, die zur Aufnahme und Fixierung der Prüfkörper dienten, wurden jeweils mit 20 ml Zahnpasta-Slurry gefüllt.

Außerdem wurde die Bürstmaschine auf 100 Bürststriche pro Minute (Schneider et al. 2002) eingestellt.

Thermocycling

Das Thermocyclinggerät „Haake DC10“ (Fa. Thermo Fisher Scientific, Schwerte, Deutschland) wurde so eingestellt, dass der Schwenkarm jeweils für 30 Sekunden in dem 5°C gekühlten Behälter und für 30 Sekunden in dem auf 55°C temperierten Behälter verweilte. Die Behälter waren bis zur Grenzmakierung mit Leitungswasser gefüllt. An dem Schwenkarm war ein Metallkorb befestigt, in dem sich die Prüfkörper einer Gruppe

befanden. Beim Wechseln des Schwenkarms in den jeweils anderen Behälter verweilte dieser (auf der 12 Uhr-Position) für 5 Sekunden, um ein Abtropfen von kaltem/warmen Wasser zu ermöglichen.

Das Wechselbad wurde pro Prüfkörpergruppe und Stresszyklus 5 Mal wiederholt.

3.3.5 Analyse der Proben

Die zyklisch gestressten Prüfkörper wurden nach der Fixierung in Kunstharz "EpoFix" (Fa. Struers, Deutschland, Willich) mit einer Trennscheibe separiert. Die Trennung war senkrecht zum Verlauf des Schutzlackareals auf der Dentinscheibe. Ziel dieser Separierung der Prüfkörper war es, mit Hilfe eines Auflichtmikroskopes eine zweidimensionale Darstellung der Schutzlackschicht und der Restdentindicke zu erhalten.

Die Analyse der Proben erfolgte unter dem Auflichtmikroskop "Axioplan 2" (Fa. Carl Zeiss Jena GmbH, Jena, Deutschland). Zu dem Auflichtmikroskop "Axioplan 2" gehörten weiterhin eine Digitalkamera "AxioCam HRc" (Fa. Carl Zeiss Jena GmbH, Jena, Deutschland) und die Software "AxioVision (Release 4.7)" (Fa. Carl Zeiss Jena GmbH, Jena, Deutschland), mit dessen Hilfe die vergrößerten Bilder der jeweiligen Prüfkörper ausgewertet wurden. Die Auswertung an Hand der digitalen Bilder erfolgte mit einer Vergrößerung von 20:1.

Als Referenzfläche für die Messungen diente bei jedem Prüfkörper die unbehandelte, ungestresste Dentinfläche. Schutzlackschichten/-aufträge wurden als positive Messwerte, Dentinabrasionen/Schutzlackschichtabrasionen als negative angesehen. Je nach Größe der Prüfkörper, d.h. Größe der Dentinfläche auf die der Schutzlack aufgetragen worden war, wurden pro zu untersuchender Prüfkörperscheibe 5-20 Messwerte erhoben. Die Erhebung der Messwerte erfolgte u.a. durch Anlegen eines digitalen Lineals, wodurch gewährleistet wurde, dass alle 50 µm eine Messung stattfand. Nach Vermessung wurde jede Bilddatei eines Prüfkörper abgespeichert.

Durch die Teilung der Prüfkörper entstanden zwei Prüfkörperhälften, die anschließend untersucht und gemessen wurden. Im anknüpfenden Teil der Statistik wurden die Messwerte der jeweiligen Prüfkörperhälfte gemittelt. Anschließend wurden die beiden Mittelwerte der Prüfkörperhälften zu einem Gesamtmesswert eines Prüfkörpers zusammengefasst.

Die Abbildung 3.4 veranschaulicht die Untersuchung und Messung mit Hilfe der o.g. Software. Zuerst erfolgte die Markierung der Grenze zwischen unbehandelter und behandelter Dentinfläche. Anschließend wurde das Ausgangsniveau der unbehandelten Fläche markiert. Diese Markierung wurde fortlaufend über der behandelten Dentinfläche gezeichnet. Durch diese Referenzlinie war es nun mit Hilfe eines digitalen Lineals möglich, die verschiedenen Differenzen zu messen.

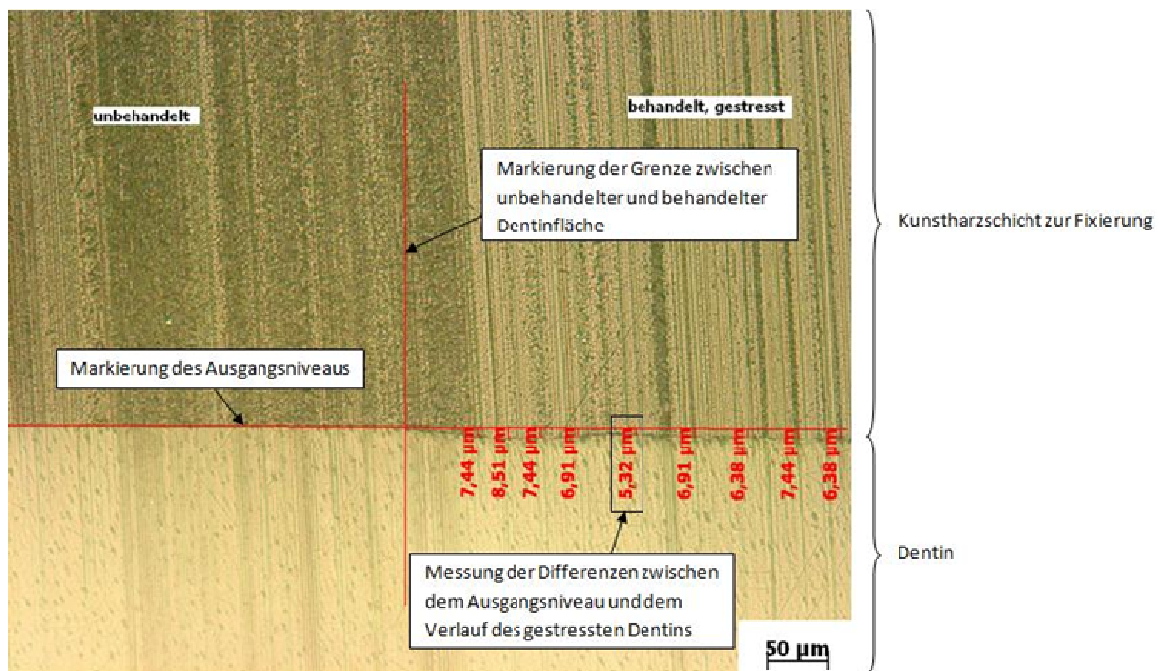


Abbildung 3.4: Vermessung eines Prüfkörpers im LM, Bsp. Cervitec Plus[®]

3.3.6 Statistische Analyse

Die aus den Erosions-/Abrasionsversuchen ermittelten Daten wurden unter den fünf Behandlungsgruppen mit nichtparametrischen multiplen Kontrasttests berechnet. Die Berechnung erfolgte mittels des Pakets „nparcomp“ unter der Zuhilfenahme der freien Software “R GUI” (www.r-project.org). Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha = 5\%$ festgelegt.

4 Ergebnisse

Die lichtmikroskopische Untersuchung wurde jeweils nach Beendigung der Abrasions- und Erosionszyklen durchgeführt, d.h. nach 15 bzw. 30 simulierten Tagen. Die Abrasions- und Erosionsversuche führten bei allen fünf Gruppen (A1,2 - E1,2) zu jedem Messzeitpunkt zu einem Material- bzw. Substanzabtrag im Vergleich zum unbehandelten und ungestressten Ausgangsniveau.

Durch die manuelle Lackapplikation entstand bei den lichthärtenden Schutzlacken ein wellenförmiges Relief. Dieses konnte sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch beobachtet werden.

4.1 Ausgangsschichtdicken der Schutzlacke

Die Gruppen A1 und A2 blieben unbehandelt und hatten somit keinen Lackauftrag. Weiterhin konnten bei den chemisch-härtenden Desensitizern Gruppen B1 und B2 (Gluma Desensitizer[®]) und C1 und C2 (Cervitec Plus[®]) keine Materialaufträge festgestellt werden. In den Abbildungen 4.1 und 4.2 wird der nicht vorhandene Materialauftrag durch fehlende Messwerte deutlich.

Bei den Gruppen D1 und D2 (Seal&Protect[®]) und E1 und E2 (Admira Protect[®]) hingegen konnte jeweils ein Lackauftrag festgestellt werden (Abbildungen 4.1 und 4.2). Dieser betrug bei der Gruppe D im Mittel 65,27 μm (D1, Zeitpunkt 1, nach 15 d Simulation) bzw. 59,89 μm (D2, Zeitpunkt 2, nach 30 d Simulation). Die Gruppe E zeigte im Mittelwert einen Materialauftrag von 42,28 μm (E1, Zeitpunkt 1) bzw. 41,07 μm (E2, Zeitpunkt 2).

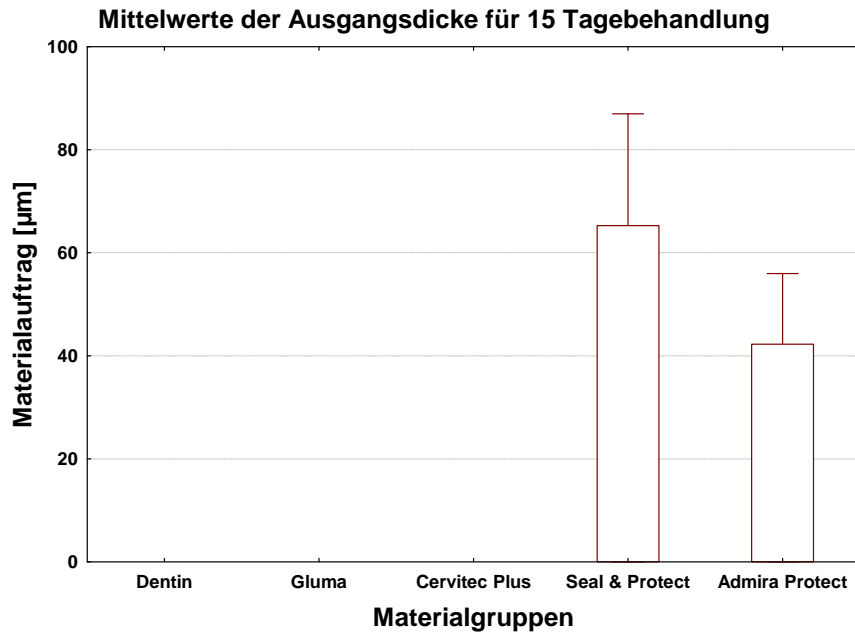


Abbildung 4.1: A1 - E1: Mittelwerte der Ausgangsschichtdicken für 15-Tage-Behandlung

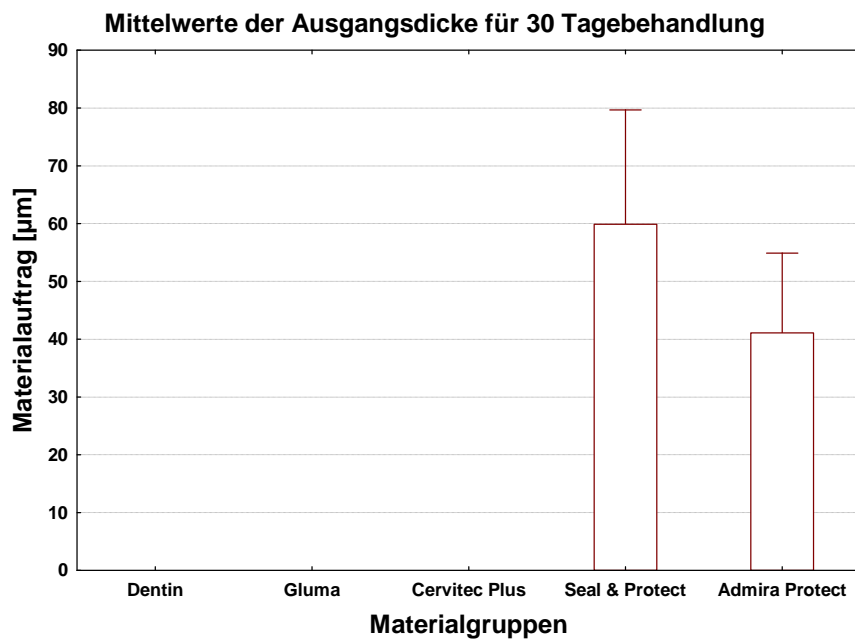


Abbildung 4.2: A2 - E2: Mittelwerte der Ausgangsschichtdicken für 30-Tage-Behandlung

Die Auftragshöhen und Standardabweichungen sind der Tabelle 4.1 zu entnehmen. In dieser wird deutlich, dass die chemisch-härtenden Gruppen B1 und B2 , C1 und C2 und die Kontrollgruppe A1 und A2 keinen Auftrag aufweisen.

Gruppe (n=12)	Zeitpunkt	Auftragshöhe (MW) (Std.abw.)	
A1 (unbehandelt)	1		
A2 (unbehandelt)	2		
B1 (Gluma Desensitizer [®])	1		
B2 (Gluma Desensitizer [®])	2		
C1 (Cervitec Plus [®])	1		
C2 (Cervitec Plus [®])	2		
D1 (Seal&Protect [®])	1	65,27556	21,71424
D2 (Seal&Protect [®])	2	59,89655	19,77171
E1 (Admira Protect [®])	1	42,28277	13,70261
E2 (Admira Protect [®])	2	41,07732	13,80754

Tabelle 4.1: Mittlere Auftragshöhen in μm (Zeitpunkt 1= 15 Tage, 2= 30 Tage)

Die Abbildungen 4.3 (Ausgangsschichtdicke für 15-Tage-Behandlung) und 4.4 (Ausgangsschichtdicke für 30-Tage-Behandlung) zeigen beispielhaft einen Prüfkörper, der mit einem lighthärtenden Schutzlack (Seal&Protect[®]) behandelt wurde. Auf den unten aufgeführten Abbildungen sind im oberen Bilddrittel die Kunstharzschichten (Fixierung) zu erkennen. Mit einer feinen schwarzen Linie abgegrenzt schließt sich die obere Begrenzung der Schutzlackschicht an. Die untere gelblich-weiße Bildfläche stellt das Dentin inklusive angeschnittener Dentintubuli dar. Der Übergang zwischen Schutzlackschicht und Dentin wird hier in Form einer scharfen Linie abgebildet. Dieser verläuft jedoch in höheren Vergrößerungen wellig, da der Schutzlack in die Dentintubuli eindringt. Die Messungen wurden mit einer Vergrößerung von 20:1 (50 μm - Skalierung) durchgeführt.

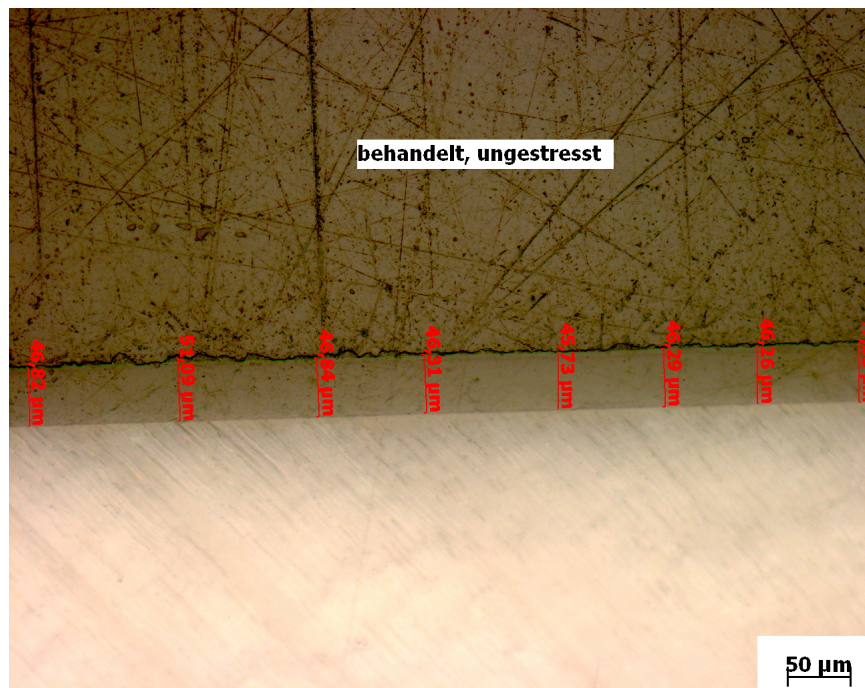


Abbildung 4.3: Seal&Protect® Ausgangsschichtdicke für 15-Tage-Behandlung

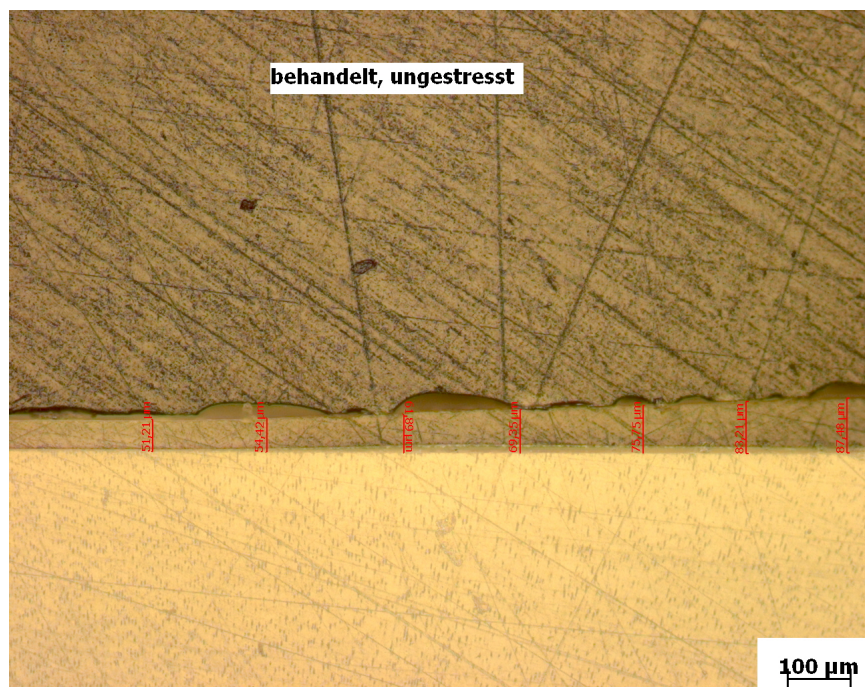


Abbildung 4.4: Seal&Protect® Ausgangsschichtdicke für 30-Tage-Behandlung

4.2 Ergebnisse der 15-Tage-Zyklen

4.2.1 Ermittlung der Dentin- und Schutzlackabträge nach Simulation

Nach 15 Tagen Stresssimulation lagen in den Gruppen der lichthärtenden Schutzlacke reduzierte Schichtdicken (Gruppe D1 und E1) vor. In den Gruppen A, B1 und C1 waren Substanzverluste in Form von Dentinabträgen unter dem Ausgangsniveau festzustellen (vgl. Tabelle 4.2 und Abbildung 4.5).

Gruppe	Zeitpunkt	Schutzlackhöhe (MW)	Schutzlackhöhe (Std.abw.)
D1 (Seal&Protect®)	1	50,1960	21,09048
E1 (Admira Protect®)	1	21,5734	7,29155

Tabelle 4.2: Schutzlackhöhen nach 15 Tagen in μm

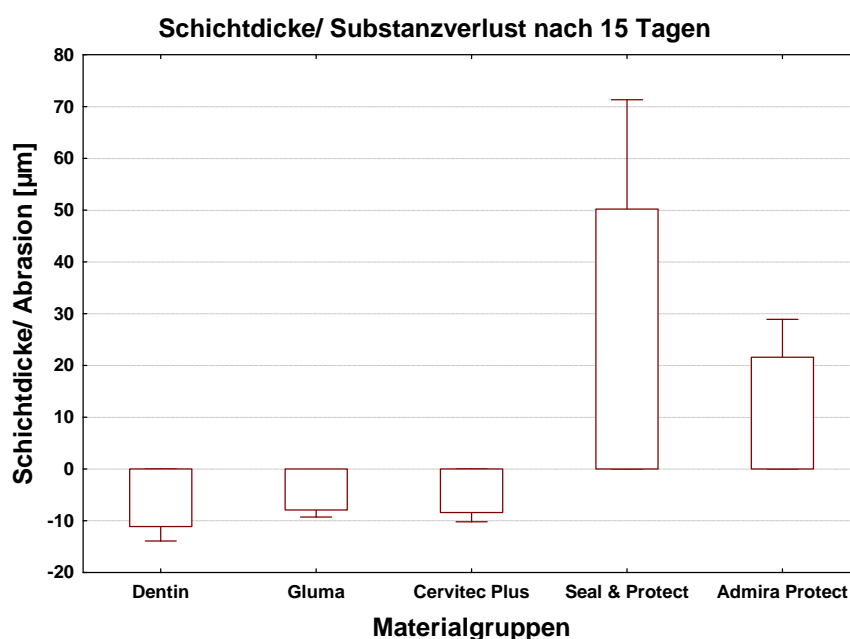


Abbildung 4.5: Dentinabträge/Schutzlackhöhen nach 15 Tagen

Bei den lichthärtenden Schutzlacken hatte die Gruppe D1 (Seal&Protect®) die größte verbliebene Schichtdicke (50,19 μm) im Vergleich zur Gruppe E1 (Admira Protect®), die im Mittel eine Restdicke von 21,57 μm aufwies (vgl. Tabelle 4.3). Das entspricht einem gemittelten Substanzabtrag/-verlust von 15,07 μm (D1) und 20,70 μm (E1)(vgl. Tabelle 4.4).

Gruppe	Zeitpunkt	Dentinabträge (MW)	Dentinabträge (Std.abw.)
A1 (unbehandelt)	1	-11,0532	2,76201
B1 (Gluma Desensitizer [®])	1	-7,8656	1,38804
C1 (Cervitec Plus [®])	1	-8,3822	1,82531

Tabelle 4.3: Dentinabträge nach 15 Tagen in μm

Gruppe	Zeitpunkt	Differenzen zum Ausgangsniveau (MW)	Differenzen zum Ausgangsniveau (Std.abw.)
A1 (unbehandelt)	1	11,05323	2,76201
B1 (Gluma Desensitizer [®])	1	7,86558	1,38804
C1 (Cervitec Plus [®])	1	8,38216	1,82531
D1 (Seal&Protect [®])	1	15,07959	5,46559
E1 (Admira Protect [®])	1	20,70937	11,70329

Tabelle 4.4: Differenzen zum Ausgangsniveau nach 15 Tagen in μm

Wurde lediglich der Substanzverlust (ohne Berücksichtigung eines möglichen Dentinabtrages) betrachtet, zeigte die Gruppe E1 (Admira Protect[®]) den größten Wert (20,70 μm). Die beiden lighthärtenden Schutzlacke (Gruppe D1 und E1) wiesen zwar nach 15 Tagen die größten materialspezifischen Substanzverluste auf, hatten jedoch weiterhin eine Restschuttschicht.

Die Gruppen der chemisch-härtenden Schutzlacke zeigten nur geringfügig Unterschiede in den Dentinabträgen. Die Werte für den Dentinabtrag der Gruppe B1 (Gluma Desensitizer[®]) betragen im Mittel -7,86 μm und die der Gruppe C1 (Cervitec Plus[®]) -8,38 μm (vgl. Tabelle 4.3).

Zu diesem Messzeitpunkt hatte die unbehandelte Kontrollgruppe A1 den höchsten Dentinabtrag (-11,05 μm). Da diese Werte unterhalb des Ausgangsniveaus lagen, wurden diese mit einem negativen Vorzeichen versehen (vgl. Tabelle 4.3).

Die Tabelle 4.4 und die Abbildung 4.6 zeigen die Dentin- und Schutzlackabträge, d.h. die Differenzen zum Ausgangsniveau nach 15-Tagen-Simulation.

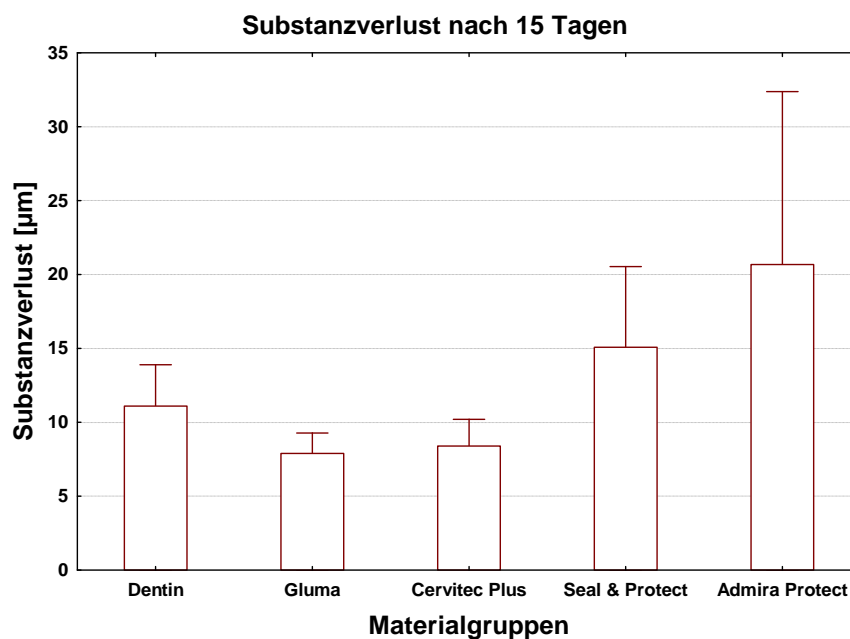


Abbildung 4.6: Differenzen zum Ausgangsniveau nach 15 Tagen

4.2.2 Paarweise Vergleiche der Gruppen nach 15 Tagen

Der Tabelle 4.5 sind die paarweisen Vergleiche der untersuchten Gruppen zu entnehmen. Nach 15-Tagen-Stressaussetzung wurden die Dentin- und Schutzlackabträge miteinander verglichen. Hierbei wurde festgestellt, dass es zwischen den experimentellen Gruppen teilweise signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) wie z.B. der Paarvergleich zwischen den Gruppen A1-B1, B1-D1, B1-E1, C1-D1 und C1-E1 gibt. An dieser Stelle ist es wichtig anzumerken, dass es sich bei den Gruppen E1 und D1 um Substanzverluste des Lacks handelt. Die übrigen Gruppen weisen Substanzverluste im Dentin auf.

Zwischen der Gruppe A1 (unbehandelt) und C1 (Cervitec Plus[®]) konnte lediglich ein Trend aufgezeigt werden ($p = 0,051$).

Paarvergleich	p-value
A1 (unbehandelt) - B1 (Gluma Desensitizer [®])	<0.01
A1 (unbehandelt) - C1 (Cervitec Plus [®])	0.051
A1 (unbehandelt) - D1 (Seal&Protect [®])	ns
A1 (unbehandelt) - E1 (Admira Protect [®])	ns
B1 (Gluma Desensitizer [®]) - C1 (Cervitec Plus [®])	ns
B1 (Gluma Desensitizer [®]) - D1 (Seal&Protect [®])	<0.01
B1 (Gluma Desensitizer [®]) - E1 (Admira Protect [®])	<0.01
C1 (Cervitec Plus [®]) - D1 (Seal&Protect [®])	<0.01
C1 (Cervitec Plus [®]) - E1 (Admira Protect [®])	<0.01
D1 (Seal&Protect [®]) - E1 (Admira Protect [®])	ns

Tabelle 4.5: Paarvergleiche nach 15 Tagen (ns: nicht signifikant)

4.3 Ergebnisse der 30-Tage-Zyklen

4.3.1 Ermittlung der Dentin- und Schutzlackabträge nach Simulation

Die lichtmikroskopische Untersuchung der Prüfkörper nach 30 simulierten Tagen konnte den Trend der Ergebnisse des Zeitpunktes 1 (nach 15 Tagen) bestätigen. Zu diesem Messzeitpunkt lagen ebenfalls in jeder Gruppe Materialreduzierungen bzw. Dentinverluste (vgl. Tabelle 4.6) vor (vgl. Abbildung 4.7). Zwar wiesen die lighthärtenden Schutzlacke jeweils immer noch positive Messwerte auf, jedoch waren die verbleibenden Lackschichten deutlich geringer als zum Messpunkt 1. Die Gruppe D2 (Seal&Protect[®]) hatte im Verhältnis zur Gruppe E2 (Admira Protect[®]) weiterhin die höheren Messwerte (vgl. Tabelle 4.7). Den größten Schutzlackabtrag zeigte die Gruppe E2 (Admira Protect[®]) mit 29,08 μm (vgl. Tabelle 4.8).

Gruppe	Zeitpunkt	Dentinabträge (MW)	Dentinabträge (Std.abw.)
A2 (unbehandelt)	2	-63,1630	27,69275
B2 (Gluma Desensitizer [®])	2	-21,4913	3,72274
C2 (Cervitec Plus [®])	2	-24,0725	6,04028

Tabelle 4.6: Dentinabträge nach 30 Tagen in μm

Gruppe	Zeitpunkt	Schutzlackhöhe (MW)	Schutzlackhöhe (Std.abw.)
D2 (Seal&Protect®)	2	41,1616	21,46086
E2 (Admira Protect®)	2	11,9959	32,08956

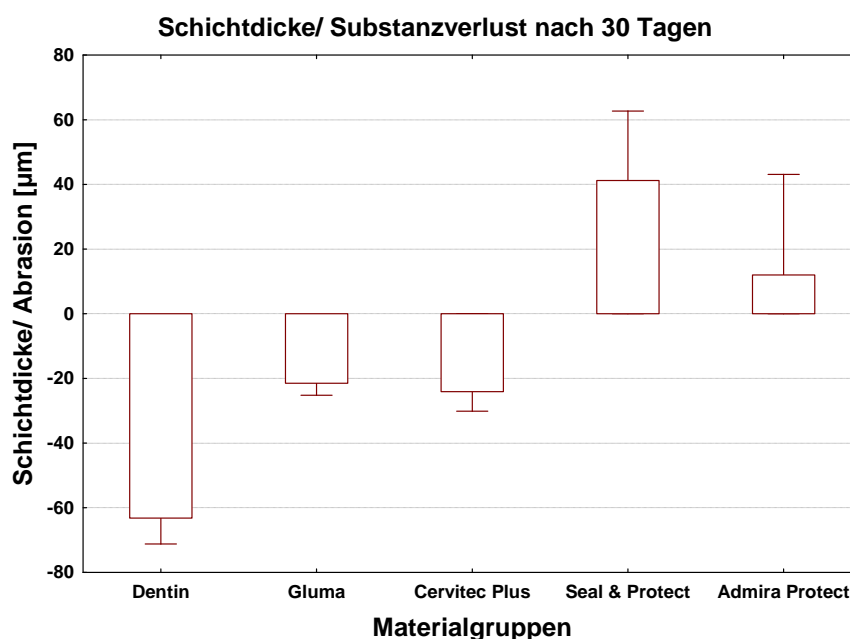
Tabelle 4.7: Schutzlackhöhen nach 30 Tagen in μm 

Abbildung 4.7: Dentinabträge/Schutzlackhöhen nach 30 Tagen

Die chemisch-härtenden Desensitizer wiesen einen höheren Dentinabtrag auf als nach 15 Tagen. Auch hier war der o.g. Negativtrend zu erkennen. Bei der Gruppe C2 (Cervitec Plus®) waren leicht höhere negative Messwerte zu verzeichnen (-24,07 μm) als bei der Gruppe B2 (Gluma Desensitizer®), die im Schnitt -21,49 μm aufwiesen (vgl. Tabelle 4.6). Nach 30 Tagen lagen hier deutlich unterschiedlichere Abrasionsverhalten vor als zum Messpunkt 1.

Weiterhin wurde bei der unbehandelten Gruppe A2 der größte Dentinverlust gemessen, der im Mittel -63,16 μm betrug (vgl. Tabelle 4.6).

Die Tabelle 4.8 und die Abbildung 4.8 zeigen die Dentin- und Schutzlackabträge, d.h. die Differenzen zum Ausgangsniveau nach 30 Tagen Simulation.

Gruppe	Zeitpunkt	Differenzen zum Ausgangsniveau (MW)	Differenzen zum Ausgangsniveau (Std.abw.)
A (unbehandelt)	2	63,16304	27,69275
B (Gluma Desensitizer [®])	2	21,49132	3,72274
C (Cervitect Plus [®])	2	24,07252	6,04028
D (Seal&Protect [®])	2	20,43816	7,63431
E (Admira Protect [®])	2	29,08146	24,62707

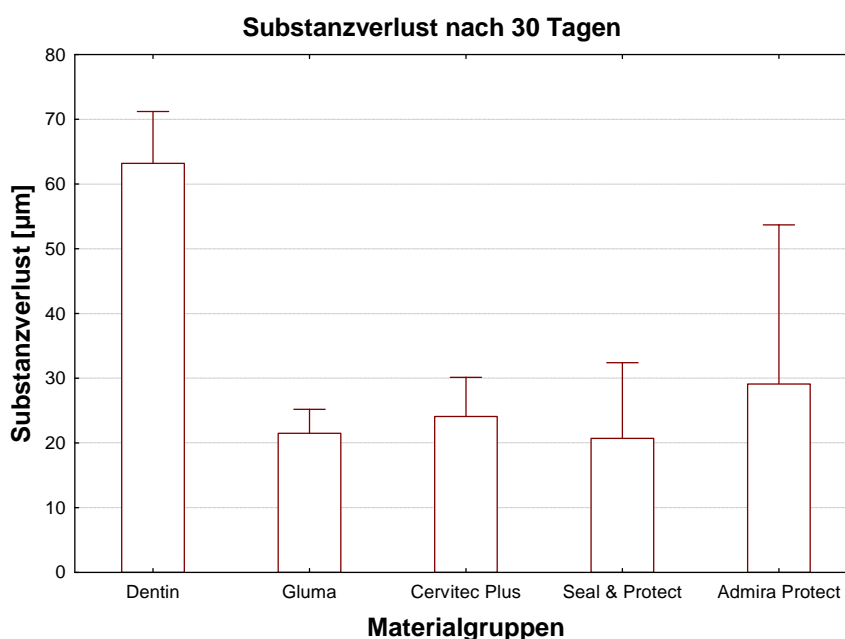
Tabelle 4.8: Differenzen zum Ausgangsniveau nach 30 Tagen in μm 

Abbildung 4.8: Differenzen zum Ausgangsniveau nach 30 Tagen

4.3.2 Paarweise Vergleiche der Gruppen nach 30 Tagen

Nach 30 Tagen Stressaussetzung konnten ebenfalls teilweise hohe Signifikanzen (A2-B2, A2-C2, A2-D2, A2-E2) zwischen den experimentellen Gruppen festgestellt werden. Die direkten Vergleiche und die dazugehörigen p-Werte sind der folgenden Tabelle 4.9 zu entnehmen. An dieser Stelle ist es ebenfalls wichtig anzumerken, dass es sich bei den Gruppen E2 und D2 um Substanzverluste des Lacks handelt. Die übrigen Gruppen weisen Substanzverluste im Dentin auf.

Paarvergleich	p-value
A2 (unbehandelt) - B2 (Gluma Desensitizer [®])	<0.01
A2 (unbehandelt) - C2 (Cervitec Plus [®])	<0.01
A2 (unbehandelt) - D2 (Seal&Protect [®])	<0.01
A2 (unbehandelt) - E2 (Admira Protect [®])	<0.01
B2 (Gluma Desensitizer [®]) - C2 (Cervitec Plus [®])	ns
B2 (Gluma Desensitizer [®]) - D2 (Seal&Protect [®])	ns
B2 (Gluma Desensitizer [®]) - E2 (Admira Protect [®])	ns
C2 (Cervitec Plus [®]) - D2 (Seal&Protect [®])	ns
C2 (Cervitec Plus [®]) - E2 (Admira Protect [®])	ns
D2 (Seal&Protect [®]) - E2 (Admira Protect [®])	ns

Tabelle 4.9: Paarvergleiche nach 30 Tagen (ns: nicht signifikant)

4.4 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Die selbst-/chemischhärtenden Schutzlacke wiesen keine erkennbare Schutzschicht auf der Dentinoberfläche auf. Die lighthärtenden Schutzlacke zeigten hingegen einen Schutzlackauftrag von 40-60 µm. Zu jedem Messzeitpunkt konnte ein Negativtrend, d.h. Dentin- bzw. Schutzlackabträge beobachtet werden. Es wurde deutlich, dass die unbehandelte Gruppe A1,2 zu jeder Zeit die höchsten Abrasionswerte aufwies. Zudem behielten die lighthärtenden Schutzlacke (Gruppe D2 & E2) auch nach 30 Tagen Stresssimulation eine Restschutzlackhöhe.

Die beiden chemisch-härtenden Gruppen (B1,2 & C1,2) haben ein ähnliches Abrasionsverhalten gezeigt und wiesen untereinander keine Signifikanzunterschiede auf. Werden die chemisch-härtenden Gruppen mit der unbehandelten Gruppe A1,2 verglichen, so wird deutlich, dass die Schutzlackbehandelten Gruppen eine höhere Abrasionsresistenz aufweisen als das native Dentin (Paarvergleiche hoch signifikant). Besonders eindeutig wurde dieses zum Messpunkt 2 (vgl. Tabelle 4.6). Die unbehandelte Gruppe A2 wies mit Abstand die höchsten Abrasionswerte auf.

5 Diskussion

5.1 Versuchsbedingungen und Analysemethoden

5.1.1 Dentinproben

In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich humane Zähne verwendet. Die Auswahl der Zähne hat sich auf die Molarenregion beschränkt. Ausschlusskriterien waren zum einen kariöse Stellen und konservierende Füllungen und zum anderen endodontisch behandelte Zähne. Diese besonderen Merkmale haben die Beschaffung der Zähne deutlich erschwert. Vergleichbare Studien, die ebenfalls adhäsive Systeme untersuchten, verwendeten überwiegend bovine Zähne auf Grund der schnellen und zahlreichen Verfügbarkeit. Ein weiterer Vorteil boviner Zähne ist die Gewinnung mehrerer Prüfkörper aus nur einem Zahn. Zwar belegt die Studie von Schilke et al. (2000), dass sowohl die Anzahl der Dentinkanälchen als auch die Durchmesser zwischen Rinderdentin und dem menschlichen Dentin keine signifikanten Unterschiede aufweisen, jedoch fiel die Entscheidung auf menschliche Präparate. Nach Krifka et al. (2008) besteht ebenfalls kein gravierender Unterschied zwischen der Verwendung von bovinem Material und Humanpräparaten. Jedoch sollte diese Studie den Anspruch haben, die In-vitro-Verhältnisse so realitätsnah wie möglich zu gestalten. Dies konnte durch die Verwendung von humanen Zähnen gewährleistet werden.

5.1.2 Schutzlackapplikation

Die Applikation der Adhäsivsysteme erfolgte nach Herstellerangaben. Durch das manuelle Auftragen kam es nicht nur materialspezifisch zu unterschiedlichen Ausgangsschichtstärken, sondern auch zu verschiedenen Schutzlackverläufen. Des Weiteren wurde durch das vom Hersteller geforderte Verblasen der Adhäsivsysteme der ungleichmäßige Lackauftrag fortgesetzt. Das Ergebnis der Lackaufträge war ein leicht wellenförmiges Profil. Dies konnte sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch beobachtet werden.

Die hier beschriebenen Schutzlackapplikationen werden In-vivo nicht davon abweichend sein, da auch am Patienten die Herstellerempfehlungen eingehalten werden sollten. Trotz der In-vitro-Durchführung dieser Studie war der enge Bezug zum klinischen Alltag immer oberstes Ziel und wurde daher unter den In-vitro-Möglichkeiten so gut wie möglich simuliert.

5.1.3 Stressaussetzung / Zyklen

Die zyklische De- und Remineralisation der Prüfkörper mit anschließender maschineller Bürstabrasion wurde an das Studiendesign von Schneider et al. (2002) angelehnt. Als Erweiterung dieser Zyklen wurde das Thermocycling als zusätzlichen Stressfaktor gewählt. Die abwechselnden Kalt- und Warmwasserbäder sollen die Temperaturunterschiede im Mund eines Menschen innerhalb eines Tages simulieren. Die Methode des Thermocyclings wurde in verschiedenen Studien (Khoroushi und Rafiei 2013; Batra et al. 2013) genutzt, um thermische Einflüsse auf z.B. zu untersuchende Prüfkörper auszuüben.

Freeman et al. (2012) beschreiben in ihrer In-vitro-Studie, dass das Thermocycling negativen Einfluss auf den Haftverbund von Bondingsystemen ausübt. Im Speziellen kam es nach dem Thermocycling zu einem Anstieg von Defekten entlang der Dentin-Adhäsiv-Oberfläche. In der lichtmikroskopischen Untersuchung von Freeman et al. (2012) wurde deutlich, dass der Haftverbund zwischen Dentin und Adhäsiv punktuell unterbrochen wurde (s. Abbildung. 5.1). Im oberen Bilddrittel sind die angeschnittenen Dentintubuli zu erkennen. Die sich anschließende weiße Schicht ist das Adhäsiv. Die dunklen Flächen innerhalb der Adhäsivschicht zeigen Kontinuitätsunterbrechungen und somit Risse im Adhäsiv auf.

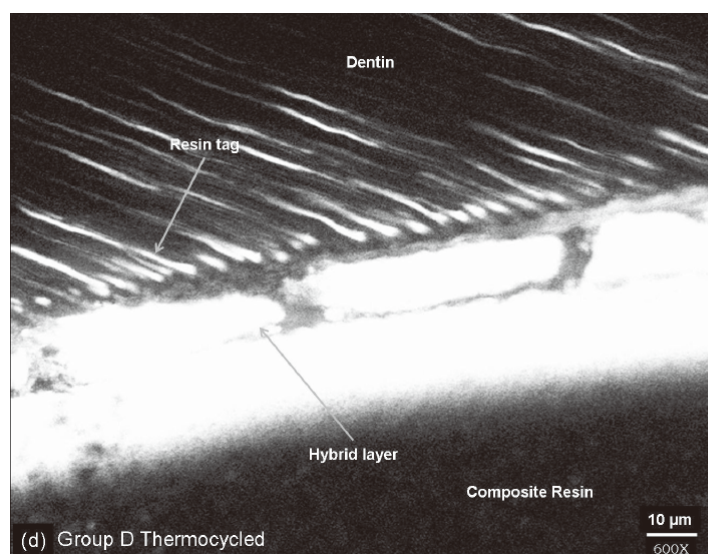


Abbildung 5.1: Quelle: Freeman et al. 2012

Ähnliche Phänomene konnten in dieser vorliegenden Studie beobachtet werden. Durch die lichtmikroskopische Untersuchung der Prüfkörper konnten ebenfalls Defekte/Ablösungen entlang der Dentin-Adhäsiv-Oberfläche festgestellt werden. Folgende Abbildung 5.2 zeigt einen mit Admira Protect[®] behandelten Prüfkörper, der punktuelle Ablösungen des Schutzlackes aufweist.

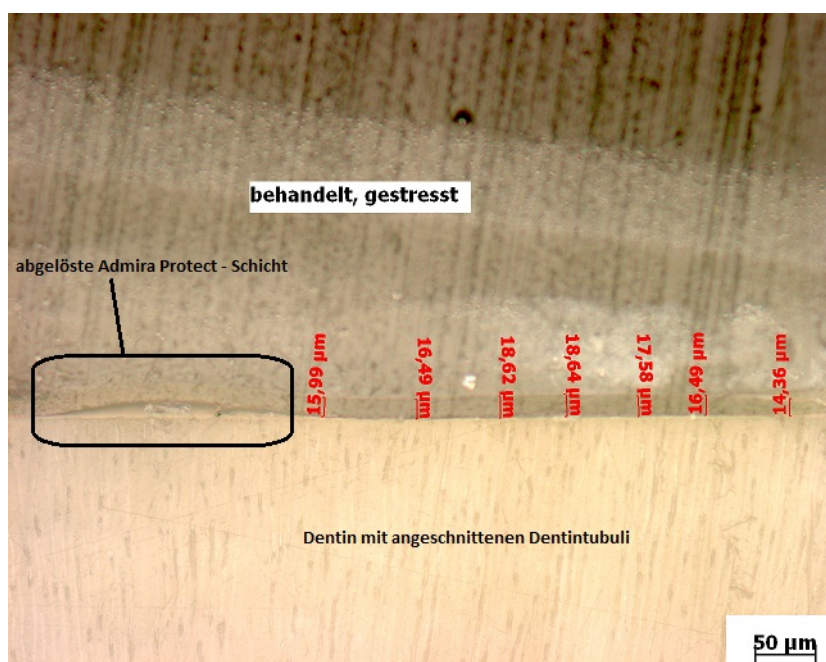


Abbildung 5.2: LM - abgelöste Admira Protect[®] - Schicht

Beide Studien nutzten die lichtmikroskopische Untersuchung und zeigen Gemeinsamkeiten in den Ergebnissen. Freeman et al. (2012) fassen zusammen, dass das Thermo-cycling den Dentin-Adhäsiv-Verbund schwächen kann. Dies ist somit auch klinisch bei wechselnden Temperaturen möglich.

Der demineralisierende Effekt wurde durch das Erfrischungsgetränk Sprite Zero[®] hervorgerufen. Der pH-Wert beträgt 2,9 (eigene Messung). In einer Studie von Kwoni et al. (2012) werden auch andere Lösungen/Erfrischungsgetränke zur Demineralisation beschrieben. Brunton et al. (2000) verwendeten als erosive Lösung Coca-Cola[®] (pH: 3,15). Die Expositionszeit von 5 min pro Zyklus stellt einen mittleren Wert zu anderen beschriebenen Zyklen dar. In einer Studie von Meurmann et al. (1990) wurde gezeigt, dass kürzere Einwirkzeiten als 5 min in erosiven Lösungen keine signifikanten Härteänderungen von Zahnhartsstoffen bewirken. Dahingegen schlussfolgern Wiegand und Attin (2011) in ihrer Metaanalyse, dass In-vitro-Erosionsexpositionen länger als 2 min pro Zyklus nicht gewählt werden sollten. Ursächlich für diese Annahme ist der fehlende physiologische Speichel. Weiterhin beschreiben Wiegand und Attin (2011), dass die Verwendung von handelsüblichen Erfrischungsgetränken Sinn ergibt, wenn eine In-vitro-Simulation einer alltäglichen Situation durchgeführt wird.

In den Studien von Comar et al. (2012) und Magalhães et al. (2010) kam ebenfalls Sprite Zero[®] als erosive Lösung zum Einsatz. Das Ziel war die Untersuchung des Effekts von verschiedenen fluoridhaltigen Zahnpasten auf Zahnerosionen und -abrasionen. In beiden Arbeiten wurden dentine Prüfkörper viermal 90s pro Tag in Sprite Zero[®] demineralisiert. Das Ergebnis war eine Reduzierung von Zahnharts-

stanzverlusten unter Verwendung von Fluoridzusätzen. Bei der vorliegenden Arbeit fiel die Wahl auf eine Zahnpasta ohne Fluoridzusätze, um lediglich die Wirkung der Dentinschutzlacke zu untersuchen.

5.1.4 Bürstabrasion

Die Bürstabrasion erfolgte im Anschluss an die De- und Remineralisationsvorgänge durch eine automatische Bürstmaschine. Diese durch die Universitätsklinik Göttingen selbstangefertigte Zahnputzmaschine arbeitet mit reziproken Vor- und Rückwärtsbewegungen von 5 parallel eingespannten Zahnbürstköpfen. Diese Art der automatischen Bürstabrasion wurde in anderen Untersuchungen, u.a. von Schneider et al. (2002), angewendet. Der Vorteil dieser automatischen Bürstmaschine ist einerseits ein hoher Grad an Standardisierung (Anpressdruck, Zeit, Bürststriche) und andererseits ein zeitlicher Benefit.

An der automatischen Bürstmaschine kann sowohl die Frequenz (100 Bürststriche / Minute) als auch das Auflagegewicht (275g) eingestellt und kontinuierlich beibehalten werden. Das Auflagegewicht wurde in der vorliegenden Studie in Anlehnung an Schneider et al. (2002) und Wolmershäuser (2003) auf jeweils 275g eingestellt. Eine Studie von Hotz (1983) zeigte einen Zusammenhang zwischen der Bürstkraft und dem Substanzabtrag auf. Das Auflagegewicht entspricht einer Putzkraft von ca. 2,75 N. Nach Fraleigh et al. (1967) und Björn und Lindhe (1966) wenden Probanden eine Putzkraft beim Zähneputzen von 2,6 -13,1 N an. In dieser vorliegenden Studie wird demnach eine Putzkraft simuliert, die im unteren Bereich der in der Literatur (Fraleigh et al. 1967; Björn und Lindhe 1966) beschriebenen Putzkräfte liegt. In einer Übersichtsarbeit von Wiegand und Attin (2011) werden Putzkräfte von 2-3 N beschrieben.. Die Bürstabrationszyklen pro Tag wurden in dieser Studie auf 2 Mal festgelegt. Ganss et al. (2009) verwendeten ebenfalls die zweimalige Wiederholung der Bürstabrasion pro Tag.

5.1.5 Wirkung des künstlichen Speichels

Der künstliche Speichel wurde in dieser vorliegenden Studie nicht nur als Remineralisationslösung oder als Bestandteil des Abrasionsmediums/Zahnpasta-Slurrys, sondern auch zur Zwischenlagerung der Prüfkörper zwischen den Zyklen verwendet. Die Herstellung des synthetischen Speichels erfolgte nach Klimek et al. (1982). Durch die Anwendung des muzinhaltigen künstlichen Speichels ist anzunehmen, dass die Gegebenheiten in der menschlichen Mundhöhle besser simuliert werden als die Verwendung von z.B. destilliertem Wasser. Wiegand und Attin (2011) beschreiben ebenfalls, dass die Remineralisation in künstlichem Speichel vor der folgenden Bürstabrasion eher der

klinischen/alltäglichen Situation entspricht, als dass Menschen sofort nach Säureexposition ihre Zähne putzen. Außerdem fassen die Autoren zusammen, dass in ähnlichen In-vitro-Studien die Lagerung in künstlichem Speichel meistens 30-60 min beträgt. Freeman et al. (2012) nutzten in gleicher Weise künstlichen Speichel als temporäres Lagerungsmedium. Die Verwendung von künstlichem Speichel kann als gängige und valide Methode für In-vitro-Studien zusammengefasst werden.

Der Effekt des Muzins ist eine höhere Gleitwirkung während der Zahnbürstabrasion. Daraus resultiert vermutlich auch eine geringere Dentinabrasion als bei der ausschließlichen Verwendung von destilliertem Wasser oder eines synthetischen Speichels ohne Muzinzusätze (Wolmershäuser 2003).

Dass künstlicher Speichel einen positiven Einfluss auf die Remineralisation von Zahnschmelz hat, wiesen Klimek und Hellwig (1989) nach. Es kann somit angenommen werden, dass dieser positive Effekt auch auf das Dentin zutrifft (Wolmershäuser 2003). Ein weiterer Grund für die Verwendung von synthetischem Speichel war der hohe Grad der Standardisierung. Die Herstellung nach Rezept und Produktion in ausreichenden Mengen waren im Vergleich zu natürlichem menschlichen Speichel von Vorteil.

5.1.6 Analyse der Proben: Lichtmikroskopie

Der Zahnhartsubstanz- oder Materialverlust kann mit verschiedenen Methoden gemessen werden. Es stehen Auswertungen, wie z.B. die Lichtmikroskopie, Elektronenmikroskopie (Raster-, Transmissions-Elektronenmikroskop), zur Auswahl oder die Messungen erfolgen durch Profilometrie/Laserprofilometrie. Weiterhin kann noch die Radiotracer-Methode nach Grabenstetter et al. (1958) als Analysemittel dienen. Die häufigste und in der Literatur überwiegend deklarierte Methode ist die (Laser-)Profilometrie (Lussi und Jaeggi 2002). Hierbei werden morphologische Veränderungen der Oberfläche entweder durch mechanische Sensoren (Tastkopf oder Stylus) oder optisch und berührungslos durch einen Laser bestimmt. Die Messgenauigkeit ist abhängig von der Repositionsmöglichkeit und liegt zwischen 2,2 und 10 μm . Grenzen der Laserprofilometrie sind transparente und spiegelnde Oberflächen. Diese lassen sich nur schwer erfassen. Die Genauigkeitsmessung liegt zwischen 2% und 10% und wird durch die angewandte Technik der Datenverarbeitung beeinflusst (Arens 2008).

Bei der Lichtmikroskopie ist der limitierende Faktor die Wellenlänge des Lichtes, mit dem das Objekt beleuchtet wird (Breuer 1989). Es existiert demnach eine physikalische Auflösungsgrenze, die als das Abbe-Limit bezeichnet wird. Zudem nimmt mit zunehmender Vergrößerung die Schärfentiefe ab.

Sowohl die Laserprofilometrie als auch die Lichtmikroskopie zeigen spezifische Grenzen auf. Die Genauigkeit der Messungen ist weiterhin abhängig vom Bediener und systemi-

schen Fehlern. Ein Vorteil der Profilometrie ist die Weitervendungsfähigkeit der Proben im Anschluss an die Untersuchungen. Die vorliegende Studie setzte eine Trennung der Prüfkörper für die lichtmikroskopische Untersuchung voraus. Dementsprechend war die Prüfkörperanzahl höher gewählt, um die beiden Messungen zum Zeitpunkt 1 (nach 15 Tagen) und Zeitpunkt 2 (nach 30 Tagen) durchzuführen. Die o.g. Trennung könnte eine mögliche systemische Fehlerquelle darstellen, da durch das Sägeblatt der Dentin-Adhäsiv-Verbund zerstört werden kann. Dementsprechend würden die Messergebnisse beeinflusst und verfälscht werden.

In einer Arbeit von Schneider (2001) wurden ein ähnlicher Aufbau und vergleichbares Studiendesign verwendet. Schneider (2001) führte die Messungen laserprofilometrisch und nicht lichtmikroskopisch durch. Die vorliegende Arbeit zeigt mit Hilfe der Lichtmikroskopie einen anderen Untersuchungsansatz auf. Der Fokus des speziellen Studiendesigns ist die Visualisierung der Ergebnisse. Im Gegensatz zur häufig angewandten Laserprofilometrie ist es nun möglich, exakte Bilder u.a. der Abrasionsituation festzuhalten. Um exakte Vergrößerungen der behandelten Prüfkörper zu erhalten, mussten diese nach Beendigung der Versuche getrennt (gesägt) werden. Die anschließende Hochglanzpolitur der gesägten Prüfkörper ermöglichte eine neue Darstellung der Abrasions-/Erosionssituation mittels der Auflichtmikroskopie. Es konnten nicht nur die Dentinabrasionen, die Höhen und mögliche (punktuelle) Ablösungen der Schutzlacke bestimmt werden, sondern auch Strukturen dargestellt werden, wie z.B. angeschnittene Dentintubuli und Dentin tags. Das Studiendesign und der Versuchsaufbau sind bei der vorliegenden Studie durch das lichtmikroskopische Analyseverfahren aufwendiger als bei vergleichbaren Arbeiten, die via Laserprofilometrie untersuchten.

In einer In-vitro-Studie von Freeman et al. (2012) kam ebenfalls die lichtmikroskopische Untersuchung von Prüfkörpern zur Anwendung. Die Gruppe um Freeman testete verschiedene Dentinadhäsive mit der Fragestellung, inwieweit der Dentin-Adhäsiv-Verbund u.a. durch das Thermocycling beeinflusst wird. Um die behandelten Prüfkörper lichtmikroskopisch zu untersuchen, wurden diese auch getrennt/gesägt. Die lichtmikroskopische Untersuchung ergab ähnliche Resultate und Bilder wie die vorliegende Studie. Auf den Bildern waren nicht nur das Dentin und die Adhäsivschicht (*hybrid layer*), sondern auch Strukturen wie punktuelle Defekte/Ablösungen des Haftverbundes, Dentintubuli und durch das Adhäsiv penetriertes Dentin zu erkennen (vgl. Abbildungen 5.1 und 5.2). Gleichmaßen wie bei Freeman et al. (2012) lag der Fokus dieser Studie auf der Visualisierung der gewonnenen Ergebnisse. Durch die Darstellung von z.B. Dentinabrasionen und Defekten im Dentin-Adhäsiv-Verbund werden die angewandten mechanischen, chemischen und thermischen Einflüsse auf die Zahn- und Schutzlackflächen deutlich.

Die Auswahl des untersuchten Prüfkörperareals wurde dahingehend getroffen, dass

auch der Übergang zwischen den verschiedenen Prüfkörperflächen (behandelt, unbehandelt) zu sehen war (*points of interest*). Die Messungen wurden mit der zum Auflichtmikroskop gehörenden Software durchgeführt. Hier wurde manuell an Hand des digitalen Bildes der lichtmikroskopischen Aufnahme eine Referenzlinie bestimmt. Diese Referenzlinie war für die nachfolgenden Messungen der Auftrags- und Abtragshöhen entscheidend. Eine mögliche Quelle, die einen systematischen Fehler begünstigen kann. Außerdem fiel bei jedem untersuchten Prüfkörper die Lichtreflexion anders aus. Insofern konnte nicht gewährleistet werden, dass jede digitale Aufnahme dieselbe Farbgebung und Kontrastwerte aufwies. Falls die lichtmikroskopische Auswertung eines Prüfkörpers aus verschiedenen Gründen nicht möglich war, wurde der in Kunstharz eingebettete Prüfkörper nochmals poliert. Durch diese Politur wurde einerseits die Oberfläche von Rauigkeiten befreit. Andererseits induzierte eine mögliche Politur einen weiteren minimalen Substanzabtrag am gesamten Prüfkörper. Das Ergebnis war eine andere Ebene, die im Auflichtmikroskop nun untersucht werden konnte.

5.2 Ergebnisse

Die lichthärtenden Schutzlacke (Gruppe D1,2&E1,2) stellen auch nach Beendigung der Untersuchungen eine ausreichende mechanische Schutzschicht dar. Bei den selbst- und chemischhärtenden Dentinschutzlacken (Gruppe B1,2&C1,2) wurden hingegen Dentinabrasionen festgestellt. Die Ergebnisse verdeutlichen weiterhin, dass bei der Behandlung von Dentinflächen mit den chemischhärtenden Schutzlacken (Gruppe B1/2&C1/2) die Abrasionsresistenz im Vergleich zur unbehandelten Kontrollgruppe erhöht war. Es kann nach 30 Tagen Stresssimulation auf Grund der Zyklen gefolgert werden, dass die verbliebenen Schutzlackschichten der Gruppen D2&E2 eine Barriere für mechanische Reize darstellen können.

Ob zu den beiden Zeitpunkten der durchgeführten Messungen auch desensibilisierende Effekte der verschiedenen Schutzlacke vorlagen, können nur klinische Studien klären. Es lässt sich lediglich die Aussage treffen, dass die lichthärtenden Dentinschutzlacke auch nach Beendigung der Untersuchungen einen ausreichenden mechanischen Schutz aufwiesen. Die lichthärtenden Schutzlacke sind daher für die klinische Anwendung bevorzugt zu empfehlen. Insofern könnte interpretiert werden, dass mit Vorliegen einer Schutzlackschicht ein desensibilisierender Effekt vorherrscht.

Eine Studie von Drebenstedt et al. (2012) konnte die klinische Wirksamkeit von Cervitec Plus[®] auch nach 90 Tagen nachweisen, obwohl nach dieser durchgeführten Studie die Cervitec Plus[®]- Prüfkörper nach 30 Tagen Stresssimulation Dentinabrasionen aufwiesen. Anhand dieses aufgeführten Beispiels wird die o.g. Aussage bekräftigt, dass die

mögliche vorhandene Dentinabrasion oder verbliebene Schutzlackschicht keine Rückschlüsse auf die desensibilisierende Wirksamkeit zulässt.

In einer Studie von Schneider et al. (2002), bei der ein ähnlicher Versuchsaufbau genutzt wurde, konnten vergleichbare Messdaten gewonnen werden. Sowohl die unbehandelte Kontrollgruppe (Dentin), als auch die Schutzlacke Gluma Desensitizer[®] und Seal&Protect[®] wurden in dieser Studie verwendet. Die Messungen in der Studie von Schneider et al. (2002) erfolgten via Laserprofilometrie. Wie auch in dieser vorliegenden Arbeit konnte bei dem Schutzlack Gluma Desensitizer[®] kein Materialauftrag gemessen werden. Ebenso wurde in beiden Studien festgestellt, dass nach Beendigung der Stresszyklen die Gruppe Seal&Protect[®] einen ausreichenden mechanischen Dentinschutz zeigte. Weiterhin wies der chemischhärtende Schutzlack Gluma Desensitizer[®] im Verhältnis zu den lichthärtenden Schutzlacken eine deutlich niedrigere Abrasionsresistenz auf.

Azzopardi et al. (2001) untersuchten in ihrer In-vitro-Studie zwei lichthärtende Dentinschutzlacke (Seal&Protect[®], Optibond Solo[®]) und eine unbehandelte Kontrollgruppe auf ihr Abrasions- und Erosionsverhalten. Nach 3000 Abrasions- und Erosionszyklen wurden die Prüfkörper laserprofilometrisch untersucht. Die unbehandelte Kontrollgruppe zeigte wie auch in der vorliegenden Studie im Vergleich zu den Schutzlackbehandelten Prüfkörpern erhöhte Abrasions-/Dentinabtragswerte. Obwohl jeweils ein anderes Studiendesign vorlag, gibt es Parallelen in Bezug auf die Ergebnisse von Seal&Protect[®]. Azzopardi et al. (2001) erhielten durch die laserprofilometrische Messung einen durchschnittlichen Wert von -24,8 µm. Die vorliegenden lichtmikroskopische Werte von Seal&Protect[®] belaufen sich für den Messzeitpunkt 1 (nach 15 Tagen) auf 15,1 µm und für den Messzeitpunkt 2 (nach 30 Tagen) auf 20,4 µm. Auf Grund des unterschiedlichen Versuchsaufbaus können diese Werte nicht direkt verglichen werden. Eine Tendenz kann aufgezeigt werden, dass durch Abrasions- und Erosionszyklen Schutzlackabträge und Dentinabrasionen folgen. Durch die vorliegende Studie konnten verschiedene signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Diese bestehen nicht nur zwischen den behandelten Gruppen und der Kontrollgruppe, sondern auch untereinander.

5.3 Schlussfolgerung

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass alle verwendeten Schutzlacke einen Schutz gegen Dentinabrasionen und -erosionen und ihre Progressionen im Verhältnis zu unbehandelten freiliegenden Dentinflächen aufweisen. In welchem Maß dieser Dentinschutz ausfällt ist produktabhängig.

Wird lediglich die protektive Dentinwirkung fokussiert, stellen die Produkte Seal & Protect[®] und Admira Protect[®] den effektivsten Schutz für das Dentin dar. Bei dieser Betrachtung wird die desensibilisierende Wirkung außer Acht gelassen, da diese In-vitro-Studie keine Aussagen über diesen Effekt treffen kann. Die beiden genannten lichthärtenden Schutzlacke weisen nach dem Auftrag eine Lackschicht auf, die temporär in der Lage ist, mechanischen und chemischen Einflüssen standzuhalten.

Die chemischhärtenden Desensitizer Cervitec Plus[®] und Gluma Desensitizer[®] können die Progression von Dentinabrasionen und -erosionen verlangsamen. Darüber hinaus bieten diese keinen mechanischen Schutz, der Dentinabträge verhindert.

Die zuvor in der Einleitung formulierte Fragestellung, inwieweit es signifikante Unterschiede zwischen den lichthärtenden und den chemisch-härtenden Systemen der Adhäsivsysteme in Bezug auf die Abrasions- und Erosionsstabilität gibt, kann somit als positiv beantwortet werden. Im Verhältnis zur Kontrollgruppe A (Dentin) weisen nicht nur die Gruppen D&E (Seal & Protect[®], Admira Protect[®]), sondern auch die Gruppen B&C (Gluma Desensitizer[®], Cervitec Plus[®]) eine höhere Abrasions- und Erosionsresistenz auf.

Für die klinische Therapie bedeutet dies, dass alle verwendeten Schutzlacke gegen Erosions- und Abrasionserscheinungen eingesetzt werden können. Ist das Ziel jener Therapie eine eindeutige Vermeidung von weiteren Dentinabträgen, können auf den Daten dieser Untersuchung basierend die lichthärtenden Dentinschutzlacke empfohlen werden.

Um Aussagen über desensibilisierende Wirkungen der verschiedenen Schutzlacke zu treffen, müssen klinische Studien in Betracht gezogen werden.

6 Zusammenfassung

Ziel der In-vitro-Studie war es, die Erosions- und Abrasionsstabilität verschiedener licht- und selbsthärtender Dentinschutzlacke zu untersuchen. Aus 120 karies- und füllungs-freien menschlichen Molaren wurden Dentinscheiben (2 mm) hergestellt, in Kunststoff eingebettet und poliert. Die Prüfkörper wurden zu je einer von fünf Gruppen randomisiert (n=24): A: Kontrollgruppe, B: Gluma Desensitizer[®], C: Cervitec Plus[®], D: Seal&Protect[®] und E: Admira Protect[®]. In den Gruppen B-E erfolgte die Schutzlackapplikation auf 2/3 des Dentinareals. Zur Festlegung der Referenzflächen wurden je 1/3 der unbeschichteten Oberfläche abgeklebt. Gruppenunabhängig erfolgte ein standardisierter Behandlungszyklus: 1. Säurewirkung (Sprite zero[®], pH=2,9, 5 min), 2. künstlicher Speichel (60 min), 3. Bürstabrasion in Putzmaschine (100 Bürstenstriche, 275 g), 4. Thermocycling (5/55°C, 30 sec), 5. künstlicher Speichel (6 h). Dieser Zyklus wurde für je n=12 jeder Gruppe 30-mal (15 Tage) oder 60-mal (30 Tage) durchlaufen (2 Zyklen/Tag). Nach Beendigung der Zyklen wurde das Klebeband entfernt, die Prüfkörper in Kunstharz eingebettet und in Scheiben gesägt. Der Substanzabtrag wurde mit einem hochauflösenden Lichtmikroskop (Axioplan 2) in μm ermittelt. Die statistische Auswertung erfolgte mit einem nichtparametrischen multiplen Kontrasttest ($p < 0,05$).

Nach 15 Tagen war in A, D und E der höchste Substanzverlust festzustellen ($A=11,1 \pm 2,8 \mu\text{m}$, $D=15,1 \pm 5,5 \mu\text{m}$, $E=20,7 \pm 11,7 \mu\text{m}$). Der Unterschied war nicht signifikant ($p > 0,05$). Hingegen wiesen B und C einen signifikant geringeren Substanzverlust ($B=7,9 \pm 1,4 \mu\text{m}$, $C=8,4 \pm 1,8 \mu\text{m}$) als A, D und E auf ($p < 0,01$). Nach 30 Tagen zeigte A den signifikant höchsten Substanzverlust ($63,2 \pm 27,7 \mu\text{m}$; $p < 0,01$). Zwischen den anderen Gruppen ($B=21,5 \pm 3,7 \mu\text{m}$, $C=24,1 \pm 6,0 \mu\text{m}$, $D=20,4 \pm 7,6 \mu\text{m}$, $E=29,1 \pm 24,6 \mu\text{m}$) war kein signifikanter Unterschied nachzuweisen ($p > 0,05$). Unter Berücksichtigung der Ausgangsschichtdicke ist festzuhalten, dass bei D und E nach 15 Tagen sowie 30 Tagen weiterhin Schutzlack auf den Dentinarenalen vorlag, während in B und C bereits ein Dentinabtrag auftrat. Mit zunehmender Dauer von Säurewirkung und Bürstabrasion nimmt die Schichtstärke der Schutzlacke ab. Lichthärtende Schutzlacke bieten gegenüber selbsthärtenden nach 30 Tagen Beobachtungszeit eine ausreichende Erosions- und Abrasionsstabilität.

Zusammenfassend bedeutet dies für die klinische Therapie, dass alle verwendeten Schutzlacke gegen Abrasions- und Erosionserscheinungen mit erfolgreicher Wirkung eingesetzt werden können und teilweise einen temporären Dentinschutz bilden. Ist das Ziel jener Therapie eine eindeutige Vermeidung von weiteren Dentinabträgen, können auf den Daten dieser Untersuchung basierend die lichthärtenden Dentinschutzlacke empfohlen werden.

7 Anhang

7.1 Veröffentlichungen

DGZ Jahrestagung 2012, Dresden, Vortrag: Dirk Ziebolz, Fabian Hellwig, Simon Schneider, Else Hornecker, Rainer F. Mausberg: „Einfluss von Säurewirkung und Bürstabration auf die Stabilität verschiedener Dentinschutzlacke – eine In-vitro-Untersuchung“

7.2 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
°C	Grad Celsius
bspw.	beispielsweise
Fa.	Firma
g	Gramm
Gew. %	Gewichtsprozent
l	Liter
lat.	lateinisch
µm	Mikrometer
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
mmol/l	Millimol pro Liter
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
N	Newton
ns	nicht signifikant
o.g.	oben genannt
Std.abw.	Standardabweichung
u.a.	und andere(s) / unter anderem / unter anderen
vgl.	vergleiche

7.3 Tabellenverzeichnis

3.1 Übersicht der Gruppen	22
3.2 Übersicht der Gruppen	23
3.3 Gruppeneinteilung der verwendeten Schutzlacke	21
3.4 Lebensmittel-Zusatzstoffe Sprite Zero [®]	24
3.5 Synthetischer Speichel	24
3.6 Abrasions- und Erosionszyklen	27
4.1 Mittlere Auftragshöhen in μm (Zeitpunkt 1= 15 Tage, 2= 30 Tage)	33
4.2 Schutzlackhöhen nach 15 Tagen in μm	35
4.3 Dentinabträge nach 15 Tagen in μm	36
4.4 Dierenzen zum Ausgangsniveau nach 15 Tagen in μm	36
4.5 Paarvergleiche nach 15 Tagen	38
4.6 Dentinabträge nach 30 Tagen in μm	38
4.7 Schutzlackhöhen nach 30 Tagen in μm	39
4.8 Differenzen zum Ausgangsniveau nach 30 Tagen in μm	40
4.9 Paarvergleiche nach 30 Tagen	41

7.4 Abbildungsverzeichnis

2.1 Rasterelektronenmikroskop: Dentin - Dentintubuli	13
3.1 Versuchsablauf	20
3.2 Politur der Prüfkörper	26
3.3 Schematische Darstellung eines Prüfkörpers	27
3.4 Vermessung eines Prüfkörpers im LM, Bsp. Cervitec Plus [®]	30
4.1 A1 - E1: Mittelwerte der Ausgangsschichtdicken für 15-Tage-Behandlung	32
4.2 A2 - E2: Mittelwerte der Ausgangsschichtdicken für 30-Tage-Behandlung	32
4.3 Seal&Protect [®] Ausgangsschichtdicke für 15-Tage-Behandlung	34
4.4 Seal&Protect [®] Ausgangsschichtdicke für 30-Tage-Behandlung	34
4.5 Dentinabträge/Schutzlackhöhen nach 15 Tagen	35
4.6 Differenzen zum Ausgangsniveau nach 15 Tagen	37

4.7 Dentinabträge/Schutzlackhöhen nach 30 Tagen	39
4.8 Differenzen zum Ausgangsniveau nach 30 Tagen	40
5.1 Quelle: Freeman et al. 2012	43
5.2 LM - abgelöste Admira Protect [®] - Schicht	44

8 Literaturverzeichnis

Abrahamsen TC (2005): The worn dentition-pathognomonic patterns of abrasion and erosion. *Int Dent J* 55 (4 Suppl 1), S. 268–276

Addy M (1990): Etiology and clinical implications of dentine hypersensitivity. *Dent Clin North Am* 34 (3), S. 503–514

Amaechi BT, Higham SM (2001): Eroded enamel lesion remineralization by saliva as a possible factor in the site-specificity of human dental erosion. *Arch Oral Biol* 46 (8), S. 697–703

Amaechi BT, Higham SM (2005): Dental erosion: possible approaches to prevention and control. *J Dent* 33 (3), S. 243–252

Amarasena N, Spencer J, Ou Y, Brennan D (2011): Dentine hypersensitivity in a private practice patient population in Australia. *J Oral Rehabil* 38 (1), S. 52–60

Arens B (2008): In-vitro-Abrasion zahnärztlicher Füllungsmaterialien durch Pulverwasserstrahl und deren Auswertung mit Hilfe eines radioaktiven Tracers. Med. Diss. Berlin 2008

Aßmann T (2008): Häufigkeit und Schweregrad von Zahnerosionen bei Rekruten. Med. Diss. Gießen 2008

Attin T (1999): Erosion und Abrasion von Zahnhartsubstanz - Pathogenese, Einflussfaktoren und Therapie. München: Hanser Verlag. Deutscher Zahnärzte Kalender 1999

Attin T, Buchalla W, Gollner M, Hellwig E (2000): Use of variable remineralization periods to improve the abrasion resistance of previously eroded enamel. *Caries Res* 34 (1), S. 48–52

Attin T, Siegel S, Buchalla W, Lennon AM, Hannig C, Becker K (2004): Brushing abrasion of softened and remineralised dentin: an in situ study. *Caries Res* 38 (1), S. 62–66

Azzopardi A, Bartlett DW, Watson TF, Sherriff M (2001): The measurement and prevention of erosion and abrasion. *J Dent* 29 (6), S. 395–400

Barbakow F, Imfeld T, Lutz F, Stookey G, Schemehorn B (1989): Dentin abrasion (RDA), enamel abrasion (REA) and polishing scores of dentifrices sold in Switzerland. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99 (4), S. 408–413

Bartlett DW (2005): The role of erosion in tooth wear: aetiology, prevention and management. *Int Dent J* 55 (4 Suppl 1), S. 277–284

Bartlett DW, Smith BG, Wilson RF (1994): Comparison of the effect of fluoride and non-fluoride toothpaste on tooth wear in-vitro and the influence of enamel fluoride concentration and hardness of enamel. *Br Dent J* 176 (9), S. 346–348

Batra C, Nagpal R, Tyagi SP, Singh UP, Manuja N (2013): In-vitro-bonding effectiveness of three different one-step self-etch adhesives with additional enamel etching. *J Investig Clin Dent*

Bekes K, John MT, Schaller HG, Hirsch C (2009): Oral health-related quality of life in patients seeking care for dentin hypersensitivity. *J Oral Rehabil* 36 (1), S. 45–51

Berggren G, Brännström M (1965): The rate of flow in dentinal tubules due to capillary attraction. *J Dent Res* 44, S. 408–415

Björn H, Lindhe J (1966): On the mechanics of toothbrushing. *Odontol Revy* 17 (1), S. 9–16

Blunck U (1999): Die Behandlung sensibler Zahnhälse mit Adhäsivsystemen. *Zahnärztl Mitt* 89, S. 244–245

Boer P de, Duinkerke AS, Arends J (1985): Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in-vitro. *Caries Res* 19 (3), S. 232–239

Brännström M (1966): Sensitivity of dentine. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol* 21 (4), S. 517–526

Brännström M (1986): The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod* 12 (10), S. 453–457

Breuer H: Taschenatlas Physik für Mediziner. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 1989

Brodowski D, Imfeld T (2003): Dentinüberempfindlichkeit - eine Übersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113 (1), S. 49–58

Bruno JF (1994): Connective tissue graft technique assuring wide root coverage. *Int J Periodontics Restorative Dent* 14 (2), S. 126–137

Brunton PA, Kalsi KS, Watts DC, Wilson NH (2000): Resistance of two dentin-bonding agents and a dentin desensitizer to acid erosion in-vitro. *Dent Mater* 16 (5), S. 351–355

Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity: Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity (2003). *J Can Dent Assoc* 69 (4), S. 221–226

Chabanski MB, Gillam DG, Bulman JS, Newman HN (1996): Prevalence of cervical dentine sensitivity in a population of patients referred to a specialist Periodontology Department. *J Clin Periodontol.* 23 (11), S. 989–992

Comar LP, Gomes MF, Ito N, Salomão PA, Grizzo LT, Magalhães AC (2012): Effect of NaF, SnF₂, and TiF₄ toothpastes on bovine enamel and dentin erosion-abrasion in-vitro. *Int J Dent Epub* 2012 Nov 8.

Drebenstedt S, Zapf A, Rödiger T, Mausberg RF, Ziebolz D (2012): Efficacy of two different CHX-containing desensitizers: a controlled double-blind study. *Oper Dent* 37 (2), S. 161–171

Drisko CH (2002): Dentine Hypersensitivity – dental hygiene and periodontal considerations. *Int Dent J* 52 (5), S. 385–393

Dowell P, Addy M (1983): Dentine hypersensitivity - a review. Aetiology, symptoms and theories of pain production. *J Clin Periodontol.* 10 (4), S. 341–350.

Eccles JD (1979): Dental erosion of nonindustrial origin. A clinical survey and classification. *J Prosthet Dent* 42 (6), S. 649–653

Eccles JD (1982): Erosion affecting the palatal surfaces of upper anterior teeth in young people. A report of 19 cases. *Br Dent J* 152 (11), S. 375–378

Eisenburger M, Addy M, Hughes JA, Shellis RP (2001): Effect of time on the remineralisation of enamel by synthetic saliva after citric acid erosion. *Caries Res* 35 (3), S. 211–215

Featherstone JD, Rodgers BE (1981): Effect of acetic, lactic and other organic acids on the formation of artificial carious lesions. *Caries Res* 15 (5), S. 377–385

Fischer C, Fischer RG, Wennberg A (1992): Prevalence and distribution of cervical dentine hypersensitivity in a population in Rio de Janeiro, Brazil. *J Dent* 20 (5), S. 272–276

Flynn J, Galloway R, Orchardson R (1985): The incidence of hypersensitive teeth in the West of Scotland. *J Dent* 13 (3), S. 230–236

Fraleigh CM, Mc Elhaney JH, Heiser RA (1967): Toothbrushing force study. *J Dent Res* 46 (1), S. 209–214

- Frank RM, Nalbandian J (Hg.): Structure and ultra structure of dentine. Unter Mitarbeit von Berkovitz BKB, Boyde A, Frank RM, Höhling HJ, Moxham BJ, Nalbandian J und Tonge CH. Springer (6), Berlin 1989
- Freeman R, Varanasi S, Meyers IA, Symons AL (2012): Effect of air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. *Dent Mater J* 31 (2), S. 180–188
- Ganss C, Klimek J, Giese K (2001): Dental erosion in children and adolescents—a cross-sectional and longitudinal investigation using study models. *Community Dent Oral Epidemiol* 29 (4), S. 264–271
- Ganss C, Klimek J, Starck C (2004): Quantitative analysis of the impact of the organic matrix on the fluoride effect on erosion progression in human dentine using longitudinal microradiography. *Arch Oral Biol* 49 (11), S. 931–935
- Ganss C, Hardt M, Blazek D, Klimek J, Schlueter N (2009): Effects of toothbrushing force on the mineral content and demineralized organic matrix of eroded dentine. *Eur J Oral Sci.* 117 (3), S. 255–260
- Gedalia I, Dakuar A, Shapira L, Lewinstein I, Goultschin J, Rahamim E (1991): Enamel softening with Coca-Cola and rehardening with milk or saliva. *Am J Dent* 4 (3), S. 120–122
- Gernhardt CR, Rettig C, Schaller HG, Beier US (2011): Dentinhypersensibilität (DHS) – eine Übersicht. Teil 2: Verschiedene Behandlungsmethoden der Dentinhypersensibilität – eine Literaturübersicht. *Stomatologie* 108, S. 15–24
- Grabenstetter RJ, Broge RW, Jackson FL, Radike AW (1958): The measurement of the abrasion of human teeth by dentifrice abrasives: a test utilizing radioactive teeth. *J Dent Res* 37 (6), S. 1060–1068
- Grippio JO (1991): Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 3 (1), S. 14–19
- Groß D: Erfrischungsgetränke weiterhin beliebt. In: *wafg aktuell* 2010 (2), S. 40–41. Online verfügbar unter www.wafg.de
- Gross D, Lindner S, Mayer R (1996): Der Einfluss von Zahnputztechniken auf die Entstehung von Zahnhalsdefekten. *Zahnärztl Welt* 105, S. 108–111
- Hannig M, Balz M (1999): Influence of in-vivo formed salivary pellicle on enamel erosion. *Caries Res* 33 (5), S. 372–379

Hara AT, Ando M, Cury JA, Serra MC, González-Cabezas C, Zero DT (2005): Influence of the organic matrix on root dentine erosion by citric acid. *Caries Res* 39 (2), S. 134–138

Heath JR, Wilson HJ (1974): Forces and rates observed during in-vivo-toothbrushing. *Biomed Eng* 9 (2), S. 61–64

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl;Urban&Fischer, München 2007

Hickel R: Zahnerhaltung beim älteren Patienten. Das Problem der koronalen Erosion und Abrasion. Hanser Verlag, München-Wien 1993

Holland GR, Narhi MN, Addy M, Gangarosa L, Orchardson R (1997): Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. *J Clin Periodontol* 24 (11), S. 808–813

Hotz PR (1983): Untersuchung zur Abrasivität von Zahnpasten. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 93, S. 93–99

Imfeld T (1996a): Dental erosion. Definition, classification and links. *Eu J Oral Sci* 104 (2 (Pt 2)), S. 151–155

Imfeld T (1996b): Prevention of progression of dental erosion by professional and individual prophylactic measures. *Eur J Oral Sci.* 104 (2), S. 215–220

Jaeggi T, Lussi A (2002): Die Abrasion erosiv veränderter Zahnhartsubstanz – eine Literaturübersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 112 (6), S. 629–634

Järvinen V, Rytömaa II, Meurman JH (1992): Location of dental erosion in a referred population. *Caries Res* 26 (5), S. 391–396

John MT, LeResche L, Koepsell TD, Hujoel P, Miglioretti DL, Micheelis W (2003): Oral health-related quality of life in Germany. *Eur J Oral Sci* 111 (6), S. 483–491

Kaidonis JA, Townsend GC, Richards LC (1992): Abrasion: an evolutionary and clinical view. *Aust Prosthodont J* 6, S. 9–16

Khoroushi M, Rafiei E (2013): Effect of thermocycling and water storage on bond longevity of two self-etch adhesives. *Gen Dent* 61 (3), S. 39–44

Kleiter GA, Damen JJ, Everts V, Niehof J, Cate JM ten (1994): The influence of the organic matrix on demineralization of bovine root dentin in-vitro. *J Dent Res* 73 (9), S. 1523–1529

- Klimek J, Hellwig E (1989): Beeinflussung der De- und Remineralisation von Zahnschmelz durch Zähneputzen mit einem Zahnsalz. *Oralprophylaxe* 11 (1), S. 26–30
- Klimek J, Hellwig E, Ahrens G (1982): Fluoride taken up by plaque, by the underlying enamel and by clean enamel from three fluoride compounds in-vitro. *Caries Res* 16 (2), S. 156–161
- Knight T (1969): Erosion-abrasion. *J Dent Assoc S Afr* 24 (10), S. 310–316
- König KG (1990): Root lesions. *Int Dent J* 40 (5), S. 283–288
- Körber K: Zahnärztliche Prothetik. Georg Thieme, Stuttgart 1995
- Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller K-A, Schmalz G, Friedl K-H (2008): Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel–human vs. bovine primary teeth in-vitro. *Dent Mater* 24 (7), S. 888–894
- Kwoni E, Choi S, Cheong Y, Park K-H, Park H-K (2012): Scanning electron microscopy study of the effect of the brushing time on the human tooth dentin after exposure to acidic softdrinks. *J Nanosci Nanotechnol* 12 (7), S. 5199–5204
- Lambrechts P, van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Braem M, Vanherle G (1996): Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci* 104 (2 (Pt 2)), S. 229–240
- Larsen MJ (1973): Dissolution of enamel. *Scand J Dent Res* 81 (7), S. 518–522
- Larsen MJ, Nyvad B (1999): Enamel erosion by some soft drinks and orange juices relative to their pH, buffering effect and contents of calcium phosphate. *Caries Res* 33 (1), S. 81–87
- Lee WC, Eakle WS (1996): Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent* 75 (5), S. 487–494
- Lehmann KM., Hellwig E: Einführung in die zahnärztliche Propädeutik. 9. Aufl; Urban & Fischer, München 2002
- Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO (1994): Non-carious cervical lesions. *J Dent* 22 (4), S. 195–207
- Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS, Cohen RE (2004): Effects of occlusal load on cervical lesions. *J Oral Rehabil* 31 (3), S. 225–232
- Lussi A, Jäggi T, Schärer S (1993): The influence of different factors on in-vitro-enamel erosion. *Caries Res* 27 (5), S. 387–393

- Lussi A, Jäggi T, Jäggi-Schärer S (1995): Prediction of the erosive potential of some beverages. *Caries Res* 29 (5), S. 349–354
- Lussi A, Schaffner M, Jäggi T, Grüniger A (2005): Erosionen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 115 (10), S. 917–935
- Lussi A, Schlüter N, Rakhmatullina E, Ganss C (2011): Dental erosion—an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res* 45 (Suppl 1), S. 2–12
- Magalhães AC, Levy FM, Rios D, Buzalaf MA (2010): Effect of a single application of TiF₄ and NaF varnishes and solutions on dentin erosion in-vitro. *J Dent Feb* 38 (2), S. 153-157
- Markowitz K (1993): Tooth sensitivity: mechanisms and management. *Compendium* 14 (8), S. 1032
- Mathew T, Casamassimo PS, Hayes JR (2002): Relationship between sports drinks and dental erosion in 304 university athletes in Columbus, Ohio, USA. *Caries Res* 36 (4), S. 281–287
- Matzker J, Schreiber J (1972): Synthetischer Speichel zur Therapie der Hyposialien, insbesondere bei der radiogenen Sialadenitis. *Z Laryngol Rhinol Otol* 51 (7), S. 422–428
- Meurman JH, Torkko H, Hirvonen J, Koskinen J, Rytömaa I (1990): Application of a new mechanical properties microprobe to study hardness of eroded bovine enamel in-vitro. *Scand J Dent Res* 98 (6), S. 568–570
- Nelson SW (1987): The subpedicle connective tissue graft. A bilaminar reconstructive procedure for the coverage of denuded root surfaces. *J Periodontol* 58 (2), S. 95–102
- Orchardson R, Gillam DG (2006): Managing dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc* 137 (7), S. 990-8
- Oyama T, Matsumoto K (1991): A clinical and morphological study of cervical hypersensitivity. *J Endod* 17 (10), S. 500–502
- Raetzke PB (1985): Covering localized areas of root exposure employing the "envelope" technique. *J Periodontol* 56 (7), S. 397–402
- Rees JS, Hammadeh M (2004): Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci* 112 (4), S. 347–352

- Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W (2000): Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 45 (5), S. 355–361
- Schlueter N, Duran A, Klimek J, Ganss C (2009): Investigation of the effect of various fluoride compounds and preparations thereof on erosive tissue loss in enamel in-vitro. *Caries Res* 43 (1), S. 10–16
- Schneider F (2001): Einfluss von Säurewirkung und Bürstabrasion auf die Haltbarkeit von Adhäsivsystemen. Med. Diss. Freiburg im Breisgau 2001
- Schneider F, Hellwig E, Attin T (2002): Einfluss von Säurewirkung und Bürstabrasion auf den Dentinschutz durch Adhäsivsysteme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 57 (5), S. 302–306
- Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie*. 5. Aufl; Thieme, Stuttgart 2000
- Shafer WG, Hine MK, Levy BM: *A textbook of Oral Pathology*; W B Saunders, Philadelphia 1983
- Splieth CH, Tachou A (2013): Epidemiology of dentin hypersensitivity. *Clin Oral Investig* 17 Suppl 1, S. 3–8
- Stigler R (2003): Biochemische Zusammensetzung der In-vivo gebildeten Pellikel in verschiedenen Lokalisationen der Mundhöhle. Med. Diss. Freiburg im Breisgau 2003
- Wegehaupt FJ, Schneiders V, Wiegand A, Schmidlin PR, Attin T (2009): Influence of two different fluoride compounds and an In-vitro-pellicle on the amount of KOH-soluble fluoride and its retention after toothbrushing. *Acta Odontol Scand* 67 (6), S. 355–359
- Wiegand A, Attin T (2010): Efficacy of fluorides to prevent dental erosion. *Oralprophylaxe & Kinderzahnheilkunde* 32 (1), S. 28–32
- Wiegand A, Attin T (2011): Design of erosion/abrasion studies—insights and rational concepts. *Caries Res* 45 Suppl 1, S. 53–59
- Wiegand A, Burkhard JP, Eggmann F, Attin T (2013): Brushing force of manual and sonic toothbrushes affects dental hard tissue abrasion. *Clin Oral Investig* 17 (3), S. 815–822
- Wolmershäuser S (2003): Einfluss von Zahnpasten / Fluoridgelen mit verschiedenen Inhaltsstoffen auf die Abrasion bei erodiertem und nicht erodiertem Dentin. Med. Diss. Freiburg im Breisgau 2003

- Xhonga FA (1977): Bruxism and its effect on the teeth. *J Oral Rehabil* 4 (1), S. 65–76
- Zahradnik RT, Moreno EC, Burke EJ (1976): Effect of salivary pellicle on enamel subsurface demineralization In-vitro. *J Dent Res* 55 (4), S. 664–670
- Zero DT (1996): Etiology of dental erosion—extrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 104 (2 (Pt 2)), S. 162–177
- Zero DT, Lussi A (2000): Etiology of enamel erosion - intrinsic and extrinsic factors. *Tooth Wear and Sensitivity*. London: Martin Dunitz, S. 121–139
- Zero DT, Lussi A (2005): Erosion—chemical and biological factors of importance to the dental practitioner. *Int Dent J* 55 (4 Suppl 1), S. 285–290
- Zipkin I, McClure FJ (1949): Salivary citrate and dental erosion, procedure for determining citric acid in saliva, dental erosion and citric acid in saliva. *J Dent Res* 28 (6), S. 613–626

Danksagung

Ganz besonders danke ich

meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Rainer Mausberg und meinem Betreuer, PD Dr. Dirk Ziebolz für die Überlassung des Themas, die hervorragende Betreuung sowie die Ansprechbarkeit und Hilfsbereitschaft bei Fragen und Problemen,

Herrn Simon Schneider für die statistischen Berechnungen der Messergebnisse sowie die umfassende Beratung und Herrn Schumann für die Unterstützung im Labor (Technische Universität Clausthal-Zellerfeld).