

Aus der Abteilung Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie
(Komm. Direktor: Prof. Dr. med dent. M. Hülsmann)
im Zentrum Zahn - , Mund - und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Der Einfluss von Brauchwasserdesinfektionsmitteln zahnärztlicher
Behandlungseinheiten auf das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen
mit selbstätzenden Dentinadhäsiven**

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades für Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Sabine Schäfer

aus

Fulda

Göttingen 2011

Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel

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

II. Berichterstatter/in: Priv.- Doz. Dr. med. Dr. med. dent. R. Gruber

III. Berichterstatter/in: /

Tag der mündlichen Prüfung: 12.12.2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Kompositmaterialien.....	3
2.1.1	Organische Matrix.....	3
2.1.2	Füllstoffe (Disperse Phase).....	4
2.1.2.1	Konventionelle Komposite.....	5
2.1.2.2	Mikrofüllerkomposite.....	5
2.1.2.3	Hybridkomposite.....	5
2.1.3	Verbundphase.....	5
2.1.4	Polymerisation.....	6
2.1.5	Materialeigenschaften.....	6
2.1.5.1	Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor.....	6
2.1.5.2	Elastizitätsmodul.....	8
2.1.5.3	Hygroskopische Expansion.....	8
2.1.5.4	Thermische Expansion.....	8
2.2	Adhäsivtechnik.....	8
2.2.1	Schmelz-Ätz-Technik.....	9
2.2.1.1	Aufbau des Schmelzes.....	9
2.2.1.2	Schmelzhaftung.....	10
2.2.2	Dentinadhäsion.....	11
2.2.2.1	Aufbau des Dentins.....	11
2.2.2.2	Probleme der Dentinadhäsion.....	12
2.2.2.3	Haftmechanismen der Dentinadhäsive.....	12
2.2.3	Einteilung der Dentinhaftvermittler.....	13
2.2.3.1	Total-Ätz-Technik.....	13
2.2.3.1.1	Systeme mit drei Arbeitsschritten.....	14
2.2.3.1.2	Systeme mit zwei Arbeitsschritten.....	15
2.2.3.2	Self –Etch-Technik.....	15
2.2.3.2.1	Systeme mit zwei Arbeitsschritten.....	16
2.2.3.2.2	Systeme mit einem Arbeitsschritt.....	17
2.3	Brauchwasserdesinfektion zahnärztlicher Behandlungseinheiten....	17
2.4	Kavitätoilette.....	18
2.5	Komposit in Klasse-II-Kavitäten.....	19
2.5.1	Schichttechniken.....	19

Inhaltsverzeichnis

2.5.2	Randschluss.....	19
2.6	Methoden zur Randanalyse.....	20
3	Versuchsplanung.....	22
4	Material und Methode.....	24
4.1	Material.....	24
4.1.1	Prüfkörper (Zähne).....	24
4.1.2	Desinfektionsmittel.....	24
4.1.3	Haftvermittler	26
4.1.4	Komposite.....	27
4.1.5	Künstlicher Speichel.....	27
4.2	Durchführung.....	28
4.2.1	Vorbereitung der zahnärztlichen Behandlungseinheiten.....	28
4.2.2	Herstellung der Prüfkörper.....	30
4.2.2.1	Vorbereitung der Zähne.....	30
4.2.2.2	Kavitätenpräparation.....	30
4.2.2.3	Applikation der Dentinhaftvermittler.....	32
4.2.2.4	Applikation der Komposite.....	32
4.2.3	Lagerung und thermische Wechselbelastung.....	32
4.2.4	Farbpenetration.....	33
4.2.5	Sägen der Prüfkörper.....	33
4.2.6	Überprüfung der Randqualität.....	35
4.3	Statistische Auswertung.....	36
5	Ergebnisse.....	37
5.1	Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.....	37
5.2	Reader 1.....	37
5.3	Reader 2.....	43
5.4	Vergleich zwischen Reader 1 und Reader 2.....	48
6	Diskussion.....	51
6.1	Diskussion von Material und Methode.....	51
6.1.1	Problematik von In-vitro-Untersuchungen.....	51
6.1.2	Auswahl der Prüfkörper.....	51
6.1.3	Auswahl der Desinfektionsmittel.....	52
6.1.4	Auswahl der Dentinhaftvermittler.....	53

Inhaltsverzeichnis

6.1.5	Lagerung und künstliche Probenalterung.....	54
6.1.6	Farbpenetration und Randanalyse.....	55
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	57
7	Zusammenfassung.....	60
8	Literaturverzeichnis.....	62
9	Anhang.....	73
9.1	Abbildungsverzeichnis.....	73
9.2	Tabellenverzeichnis.....	75
9.3	Übersicht p-Werte.....	76

1 Einleitung

Mit der steigenden Abkehr von Amalgam als Füllungsmaterial nimmt der Wunsch nach zahnfarbenen, ästhetischen Füllungen sowohl für den Frontzahn- als auch für den Seitenzahnbereich stetig zu. Dies führte zu einer steigenden Popularität der von Bowen 1962 eingeführten Komposite und generell zu einer intensiven Entwicklung zahnfarbener Füllungsmaterialien (Bowen und Marjenhoff 1992, Frankenberger 2008).

Buonocore legte 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik, bei der eine Vorbehandlung des Schmelzes mit Phosphorsäure erfolgt, den Grundstein der Schmelzkonditionierung, um eine dauerhafte und möglichst randspaltfreie Verbindung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz herstellen zu können (Buonocore 1955). Während die Schmelz-Ätz-Technik bei schmelzbegrenzten Kavitäten eine zuverlässige Möglichkeit der adhäsiven Befestigung von Füllungsmaterialien bietet, stellt sich die Dentinhaftung aufgrund der strukturellen Zusammensetzung des Dentins als komplizierter und problembehafteter dar (Swift et al. 1995, Manhart et al. 2004, Frankenberger 2008). Eine mikromechanische Haftung wie bei der Schmelz-Ätz-Technik zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit ist wesentlich schwieriger zu erreichen (Hellwig et al. 2009).

Begleitend zur Aushärtung, also Polymerisation eines Komposits, findet eine Dimensionsänderung des Füllungsmaterials statt, die sich als Schrumpfung bemerkbar macht (Ferracane 1995). Diese kann zu Spaltbildungen im Bereich des Kavitätenrandes und damit zu einem Verlust der Füllkörper und letztendlich zu einem vermehrten Verschleiß des Füllungswerkstoffes führen. Nach wie vor ist das Randschlussverhalten ein zentrales Problem bei der Anwendung von Kompositen. Damit verbunden ist das Eindringen von Mikroorganismen und Farbstoffen. Nachfolgend entstehen Füllungsrand- und Sekundärkaries, sowie Parodontalerkrankungen, postoperative Hypersensibilitäten und Pulpairritationen (Cheung 1990, Dietschi und Holz 1990, Roulet und Noack 1991).

Mit Einführung der Dentinadhäsive sollte ermöglicht werden, das hydrophobe Komposit am hydrophilen Dentin zu befestigen. Hierzu wurden Dentinhaftvermittler entwickelt, die eine chemische Bindung mit dem organischen bzw. anorganischen Anteil des Dentins eingehen sollen (Hellwig et al. 2009).

Trotz fortschreitender Entwicklung der Dentinadhäsive bestehen nach wie vor Schwachpunkte im Verbund zwischen Komposit und Dentin.

Einleitung

Neben Adhäsivsystemen auf der Basis von Selective-Etch und Etch-and-Rinse stehen neue Systeme mit selbstätzenden Adhäsiven zur Verfügung. Auf eine vorherige Konditionierung mit Phosphorsäure kann hier verzichtet werden.

Bei der Präparation einer Kavität kommt es durch den Einsatz rotierender Instrumente zu einer Hitzeentwicklung und somit zu einer möglichen Auswirkung auf das Zahngewebe. Um diesem Problem entgegenzuwirken, werden Kühlmittel, meist in Form von Wasser, über eine öffentliche Wasserzuleitung der zahnärztlichen Behandlungseinheit zugeführt.

Neben der regelmäßigen mikrobiologischen Überprüfung der Wasserqualität, gelten Desinfektionsmaßnahmen als zuverlässige und dauerhafte Methoden zur Sicherung der Wasserqualität. Dies dient insbesondere dem Schutz abwehrgeschwächter Patienten. Eine bakterielle Kontamination in den wasserführenden Leitungen, sowie die Entstehung eines Biofilms aus überwiegend fakultativ pathogenen Keimen, ist jedoch nicht auszuschließen (Williams et al. 1995, Shearer 1996, RKI – Richtlinie 2006, Artini et al. 2008).

Zur Vermeidung einer möglichen bakteriellen Kontamination des Kühlwassers sind in modernen zahnärztlichen Behandlungseinheiten bereits Desinfektionsanlagen integriert (Williams et al. 1995, Zanetti et al. 2000).

Somit können über die Entkeimungsanlagen geringe Konzentrationen der Desinfektionsmittel dem Wasser kontinuierlich zugefügt werden. Je nach Angaben des Herstellers der Behandlungseinheiten können unterschiedliche Desinfektionsmittel, wie zum Beispiel Alpron® (Alpro Dental Produkte GmbH, St. Georgen, Deutschland) mit dem Wirkstoff EDTA und Dentosept P® (Metasys Medizintechnik GmbH, Rum bei Innsbruck, Österreich) mit dem Wirkstoff Wasserstoffperoxid (H₂O₂) zum Einsatz kommen.

Bisherige Studien zeigen, dass die Haftfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme durch die Verwendung der Desinfektionsmittel beeinflusst werden kann. Studien zum Einfluss auf die Randschlussqualität liegen bisher jedoch nicht in ausreichender Zahl vor.

Ziel der hier vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss von Brauchwasserdesinfektionsmitteln zahnärztlicher Behandlungseinheiten auf den Randschluss von Kompositfüllungen mit selbstätzenden Dentinadhäsiven mittels Farbstoffpenetrationstest zu untersuchen. Dabei sollte sowohl die Randschlussqualität am Schmelz sowie am Dentin in Abhängigkeit von der Zeit untersucht werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Kompositmaterialien

Der Wunsch nach zahnfarbenen, ästhetischen Füllungen sowohl für den Frontzahn- als auch für den Seitenzahnbereich nimmt stetig zu. Somit gewinnen Komposite mehr und mehr an Popularität (Bowen und Marjenhoff 1992, Frankenberger 2008).

Der Begriff „Komposit“ (lat. componere = zusammenfügen) beschreibt definitionsgemäß einen zusammengesetzten Werkstoff (Frankenberger 2008).

In der Zahnmedizin versteht man unter Kompositen zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr, in Form von Licht, aushärten (Hellwig et al. 2009).

Lutz et al. (1984) formulierten sieben Mindestanforderungen, die ein Komposit erfüllen sollte, wenn es als potentieller Ersatz für Amalgam dient: (1) Absolute Formstabilität, (2) Abnutzungsresistenz vergleichbar mit der des Amalgams, (3) undurchdringliche Dichtigkeit und exzellenter Randschluss, (4) einfache Verarbeitung, (5) höhere Radioopazität als Schmelz, (6) die Möglichkeit schneller und präziser Fertigung, (7) ansprechende Ästhetik, Farbe und Transluzenz. Die modernen, in der Zahnheilkunde verwendeten Komposite bestehen zur Optimierung der Materialeigenschaften aus unterschiedlichsten Komponenten. Die Hauptbestandteile sind die organische Matrix und die disperse Phase (Füllstoffe) mit der dazwischen befindlichen Verbundphase (Hellwig et al. 2009, Frankenberger 2008).

2.1.1 Organische Matrix

Im nicht ausgehärteten Zustand besteht die organische Matrix im Wesentlichen aus Monomeren. Hierbei handelt es sich hauptsächlich um multifunktionelle Methacrylate, die sich mit der vereinfachten Grundformel MA-R-MA darstellen lassen. Die Matrixmoleküle zeigen gute physikalische Eigenschaften, relative Farbstabilität, hohe Reaktivität und geringe toxische Wirkungen (Hellwig et al. 2009). Noch immer ist das von Bowen 1962 eingeführte Bis-GMA (Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat) Hauptbestandteil der Komposite. Durch seine hohe Viskosität verleiht es gute Materialeigenschaften. Jedoch benötigt es, um eine gute Verarbeitbarkeit gewährleisten zu können, einen Verdünner, wie zum Beispiel TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat). Ein weiteres gebräuchliches Monomer stellt UDMA (Urethanethylenglykol-dimethacrylat) dar. Dieses benötigt keinen Viskositätsverdünner, bringt jedoch eine höhere Polymerisationsschrumpfung mit sich (Frankenberger 2008).

Literaturübersicht

Des Weiteren enthält die Kompositmatrix Initiatoren, die für den Polymerisationsgrad und die Farbstabilität entscheidend sind, sowie Stabilisatoren, die eine vorzeitige Polymerisation verhindern und somit die Lagerfähigkeit eines Komposits erhöhen. Pigmente und Additiva, die als Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller dienen, sind ebenso hinzugefügt (Hellwig et al. 2009).

2.1.2 Füllstoffe (Disperse Phase)

Zur Optimierung der physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Kompositmatrix werden anorganische Füllkörper zugesetzt. Diese verbessern den Elastizitätsmodul, die Verschleißfestigkeit, die Druck- und Zugfestigkeit, sowie die Polymerisationsschrumpfung und verringern die Wasseraufnahme und den Expansionskoeffizienten (Ferracane 1995, Bowen 1979). Kristallines Quarz und Gläser, wie beispielsweise Barium-Aluminium-Silikate, werden üblicherweise als Füllstoffe verwendet (Frankenberger 2008).

Art und Größe der verwendeten Füllkörper ermöglichen eine Unterteilung in Makrofüller-, homogene und inhomogene Mikrofüller- und Hybridkomposite (Lutz und Phillips 1983). In Abbildung 2.1.2 wird diese Einteilung verdeutlicht.

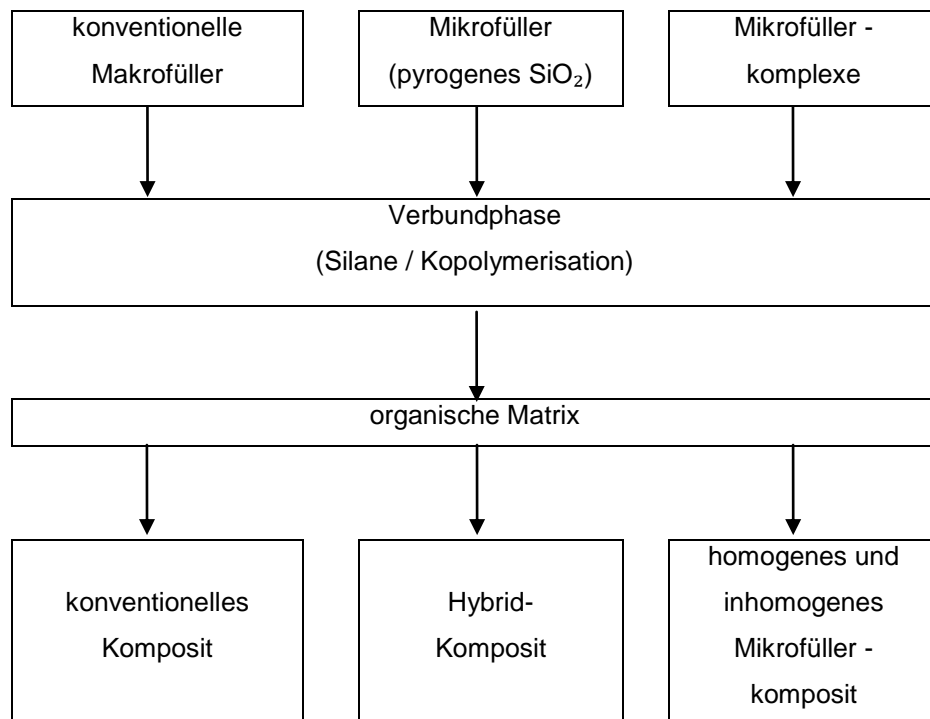


Abb. 2.1.2 Einteilung der Komposite nach Art der Füller
(modifiziert nach Hellwig et al. 2009, S.187)

Literaturübersicht

2.1.2.1 Konventionelle Komposite

Konventionelle Komposite, sogenannte Makrofüllerkomposite, bestehen bei einer Partikelgröße von 1 - 100 μm (Durchschnitt: 15 μm) aus Quarz, Glas oder Keramik. Der Füllstoffgehalt liegt bei ca. 75 Gewichtsprozent. Da eine Hochglanzpolitur bei dieser Partikelgröße nicht möglich ist und es durch mechanische Beanspruchung schnell zu Oberflächenrauigkeit und Abrasion des Materials kommt, finden Makrofüller-komposite heute keine Verwendung mehr (Hellwig et al. 2009, Frankenberger 2008).

2.1.2.2 Mikrofüllerkomposite

Zur Verbesserung der Polierbarkeit kamen als nächstes Mikrofüllerkomposite mit Siliziumdioxid mit einer Partikelgröße unter 1 μm (Durchschnitt: 0,05 μm) auf den Markt. Der Füllstoffgehalt von homogenen Mikrofüllerkompositen liegt bei ca. 50 Gewichtsprozent. Noch immer finden sie aufgrund der leicht zu erreichenden Hochglanz-politur besonders Verwendung im Frontzahnbereich (Hellwig et al. 2009, Frankenberger 2008, Bowen 1979).

2.1.2.3 Hybridkomposite

Hybridkomposite vereinen die Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllerkompositen in einem Material. Sie bestehen zu etwa 85 - 90 Gewichtsprozent aus Makrofüllern und 10 - 15 Gewichtsprozent aus Mikrofüllern. So lässt sich der Füllkörpergehalt des gesamten Materials auf bis zu 85 % steigern. Die Weiterentwicklung in diesem Bereich führte zu den heute für Restaurationen der Klassen I bis V routinemäßig verwendeten Feinpartikelhybridkompositen. Sie überzeugen durch Eigenschaften, wie gute marginale Adaptation, Volumenbeständigkeit, ästhetisches Erscheinungsbild, Röntgenopazität, Abriebfestigkeit und gute Verarbeitbarkeit (Hickel et al. 2005, Hellwig et al. 2009, Frankenberger 2008, Manhart et al. 2000, Palaniappan et al. 2010).

2.1.3 Verbundphase

Zur Verbindung der organischen Matrix mit den anorganischen Füllkörpern wird in der Verbundphase meist 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan verwendet. Dies dient der Silanisierung der Füllstoffe, die so eine Hydrophobisierung erfahren. Zudem dient es der Polymerisation der Monomere mit dem Methacrylsäurerest des Silans. Die mechanischen Werte, wie Biegefestigkeit, Druckfestigkeit und Vickers-härte werden durch den Verbund zwischen Füllkörpern und Matrix entscheidend verbessert. Da dieser chemische Verbund jedoch durch saure Hydrolyse wieder

Literaturübersicht

gelöst werden kann, wird es durch den damit verbundenen Verlust der Füllkörper zu einer schnelleren Materialabnutzung des jeweiligen Komposits kommen. Somit stellt die Einbindung der Füllkörper in die organische Matrix eine Schwachstelle eines jeden Komposits dar (Bowen 1979, Ruyter 1988, Hellwig et al. 2009).

2.1.4 Polymerisation

Unter dem Begriff „Polymerisation“ versteht man die Aushärtung der Komposite, die nach Aktivierung eines Initiatorsystems über eine dreidimensionale Vernetzung der Monomere zu Polymeren erfolgt (Roulet 1987, Chung 1990).

Grundsätzlich lassen sich drei Polymerisationsmechanismen unterscheiden:

- Chemische Härtung:
Hier wird ein Initiator, meist Benzoylperoxid, durch einen Akzelerator beim Anmischen von zwei Pasten aktiviert. Inhibitoren sorgen dafür, dass keine vorzeitige Polymerisation stattfindet, und machen das Komposit lagerfähig.
- Lichthärtung:
Ein Photoinitiator mit einem Absorptionsmaximum von 468 nm Wellenlänge, meist Kampferchinon, wird durch die Energie der Lichtquanten in einen angeregten Zustand versetzt und startet so die Reaktion.
- Duale Härtung:
Die duale Härtung stellt ein zusammengesetztes System dar, was sowohl chemische Härtung als auch Lichthärtung beinhaltet.

Parameter, die Einfluss auf die Polymerisation haben, sind die Art der Lichtquelle (Intensität, Wellenlänge), der Abstand der Lichtquelle, die Zusammensetzung des Komposits und dessen Farbe (Hellwig et al. 2009). Die sogenannte „Softstart-Polymerisation“, wobei die Lichtintensität in den ersten 10 Sekunden um 50 % reduziert und anschließend mit hoher Lichtintensität für 30 Sekunden weiterpolymerisiert wird, verspricht jedoch für Klasse – V – Kavitäten keine verbesserte Randqualität (Friedl et al. 2000).

2.1.5 Materialeigenschaften

2.1.5.1 Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor

Begleitend zur Polymerisation eines Komposits findet eine Dimensionsänderung statt, die sich als Schrumpfung des Materials bemerkbar macht (Ferracane 1995).

Literaturübersicht

Diese kann zu Spaltbildungen im Bereich des Kavitätenrandes und damit zu einem Verlust der Füllkörper führen. Letztendlich ist ein vermehrter Verschleiß des Füllungswerkstoffes zu beobachten. Bei modernen Kompositen liegt die Polymerisationsschrumpfung zwischen 1,7 und 3 Volumenprozent (Hellwig et al. 2009). Die Dimensionsänderung liegt darin begründet, dass die Monomere bindenden Van-der-Waals-Kräfte durch kovalente Bindungen ausgetauscht werden. Das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung wird durch die Zahl der kovalenten Bindungen, die den Umfang der Reaktion ausprägen, sowie die Größe der Monomere bestimmt. Demzufolge steht das Ziel, eine maximale Polymerisation zur Verbesserung der Matriceigenschaften zu erreichen, im Konflikt mit dem Wunsch nach einer minimalen Dimensionsänderung. Eine Methode, diesem Problem entgegenzuwirken, stellt die Möglichkeit dar, Monomere mit sehr großem Molekulargewicht zu verwenden. Somit soll die Schrumpfung durch gegebenes Volumen des Materials minimiert werden. Zusätzlich zum Monomertyp spielen der Füllstoffgehalt, der Initiatorgehalt und Porositäten eine ebenso bedeutende Rolle (Ferracane 1995). Davidson et al. (1984) beschrieben das sogenannte „Flow“ oder „Fließen“, eine plastische Verformung, die als eine teilweise Kompensation zu Beginn der Polymerisationsschrumpfung stattfindet. Die Entlastung durch das „Flow“ des Komposits nimmt mit fortschreitender Polymerisation und steigender Festigkeit ab (Davidson und De Gee 1984).

Die besonderen Materialeigenschaften erfordern folglich eine spezielle Technik des Einbringens des Komposits in die Kavität (Hellwig et al. 2009). Am besten lässt sich die Polymerisationsschrumpfung kontrollieren, indem man sich den sogenannten „C-Faktor“ (Konfigurationsfaktor) jedes einzelnen Inkrements verdeutlicht. Er beschreibt das Verhältnis zwischen gebundener und freier Kompositoberfläche. Vergleicht man die gleiche Menge Komposit auf einer flachen Dentinoberfläche mit der in einer okklusalen Kavität, so lässt sich zeigen, dass bei gleicher Adhäsiv-Komposit-Kombination in der okklusalen Kavität ein 25-mal höherer C-Faktor messbar ist (Frankenberger 2008). Die Anwesenheit eines hohen C-Faktors stellt also ein Risiko für die Auflösung des Adhäsiv-Dentin-Verbundes dar. Für tiefe Klasse-I-Kavitäten stellt das horizontale Schichten eines lichthärtenden Komposits den vielversprechendsten Weg der Insertion dar, da hier ein niedriger C-Faktor sichergestellt werden kann (Nikolaenko et al. 2004).

Literaturübersicht

2.1.5.2 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist eine Materialkonstante (MPa), die den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten beschreibt.

In Bereichen, wie beispielsweise dem Zahnhals, wird von einem Komposit ein höherer E-Modul verlangt als in Bereichen, wie dem dem Kaudruck ausgesetzten Seitenzahngebiet. Je höher der Wert des E-Moduls, desto steifer ist das Material. Für Universalkomposite beträgt er etwa 8-12 GPa (Gängler et al. 2005). Durch einen geringen Elastizitätsmodul kann die Schrumpfung besser kompensiert und somit eine bessere Randqualität erzielt werden. Komposite mit einem hohen Füllstoffgehalt besitzen eine höhere Eigenspannung, wodurch die adhäsive Befestigung an der Zahnhartsubstanz beeinträchtigt wird (Van Meerbeek et al. 1992).

2.1.5.3 Hygroskopische Expansion

Komposite nehmen im Laufe von Wochen verzögert Wasser, im Bereich von 10-20 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$, auf. Auch dies trägt als ein Teil zur Kompensation der Polymerisationsschrumpfung bei. Der chemische Abbau und die Dentinhaftung werden jedoch mit zunehmender Wasseraufnahme negativ beeinflusst (Gängler et al. 2005).

2.1.5.4 Thermische Expansion

Ein Füllungsmaterial sollte sich bei Temperaturveränderungen ähnlich ausdehnen oder schrumpfen, wie die Zahnhartsubstanz. Ansonsten entstehen Spannungen und es kommt zur Bildung von Randspalten (Gängler et al. 2005, Torstenson und Brännström 1988).

2.2 Adhäsivtechnik

Komposite besitzen keine eigene Adhäsion zu Schmelz und Dentin, wie z.B. Glasionomerzemente. Dies bedeutet, dass sie keine chemische Verbindung mit Zahnhartsubstanzen eingehen (Hellwig et al. 2009). Daher würden sich ohne zusätzliche adhäsive Verankerung sofort Spalten an den Füllungsändern bilden und somit die Gefahr der Entstehung einer Sekundärkaries steigen (Frankenberger et al. 1999). Erst die Einführung der Adhäsivtechnik machte es möglich, erfolgreich gegen das Problem der Polymerisationsschrumpfung anzugehen und so dauerhafte Restaurationen mit Komposit herstellen zu können (Frankenberger 2008).

Die Adhäsion beschreibt das durch mechanische oder chemische Kräfte bedingte Aneinanderhaften zweier Körper, die bei engem Kontakt der Oberflächen

Literaturübersicht

entstehen (Blunck 1996). In der Zahnmedizin beschreibt die Adhäsivtechnik die mikroretentive Verankerung des Kompositmaterials an der Zahnhartsubstanz (Roulet und Blunck 1996).

2.2.1 Schmelz-Ätz-Technik

Um eine dauerhafte und möglichst randspaltfreie Verbindung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz herstellen zu können, muss der Zahnschmelz vor Applikation des Füllungsmaterials vorbehandelt werden.

Buonocore legte 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik den Grundstein der Schmelzkonditionierung (Buonocore 1955). Das Ätzen mit 30 - 40 %iger Phosphorsäure schafft eine bessere Benetzbarkeit durch die Erschaffung eines mikroretentiven Reliefs. Zudem entsteht eine Oberflächenvergrößerung, die ungefüllten und gefüllten Adhäsiven das Einfließen ermöglicht. Diese führt durch Lichtpolymerisation zu einer engen Verflechtung mit dem Zahnschmelz. Eine makromechanische, substanzopfernde Retention kann die Adhäsivtechnik nicht ersetzen. Die durch Schmelz-Ätz-Technik erzeugte Haftung reicht aus, um die Polymerisationsschrumpfung des Komposits zu kompensieren (Frankenberger 2008, Hellwig et al. 2009).

2.2.1.1 Aufbau des Schmelzes

Ausgereifter Zahnschmelz ist die härteste und am höchsten mineralisierte Substanz des menschlichen Körpers (Schroeder 2000, Hellwig et al. 2009). Der Hauptbestandteil des Zahnschmelzes ist anorganische Matrix, wobei die Prozentangaben zwischen 93 und 98 Gewichtsprozent schwanken. Der zweitgrößte Bestandteil ist Wasser. Hier schwanken die Mengenangaben zwischen 1,5 und 4 Gewichtsprozent. Die restliche Substanz besteht aus organischen Verbindungen wie z.B. Proteinen und Lipiden (Hellwig et al. 2009).

Durch Ernährung, Alter und viele andere Faktoren wird die Zusammensetzung des Schmelzes beeinflusst. In Form kleiner Kristalle liegen Kalzium und Phosphor, als Hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) vor. Die Schmelzkristallite sind in strukturelle Einheiten, die annähernd hexagonalen Schmelzprismen (Durchmesser 5 - 9 μm) und den interprismatischen Schmelz zusammengefasst. Diese verleihen dem Schmelz ein charakteristisches Strukturgefüge (Schroeder 2000). Das Wasser liegt in zwei Formen vor. Ein Teil ist kristallin als Hydratationsschale, der andere lose, an organische Materie gebunden (Schroeder 2000, Hellwig et al. 2009).

Literaturübersicht

2.2.1.2 Schmelzhaftung

Die Schmelz-Ätz-Technik erlaubt einen adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Füllungswerkstoff auf mikromechanischer Basis (Lopes et al. 2002, Hellwig et al. 2009).

Eine Konzentration der Orthophosphorsäure zwischen 30 und 40 % zeigt eine konstante Ätzwirkung. Mit zunehmender Konzentration der Phosphorsäure nimmt die Adhäsionskraft des Komposits am konditionierten Schmelz zu. Es geht jedoch gleichzeitig mehr Kalzium in Lösung. Die Adhäsionskraft nimmt ab einer Säurekonzentration von 40 % wieder ab, da Kalzium-Phosphat-Präzipitate auf der Schmelzoberfläche ausfallen, was zu schwächeren Ätzmustern mit resultierenden geringeren Haftwerten führt (Manson-Rahemtulla et al. 1984, Hellwig et al. 2009). Säurekonzentrationen unter 30 % führen auf dem Zahnschmelz zu Ablagerungen von schwer löslichem Brushit ($\text{CaHPO}_4 \times 2 \text{H}_2\text{O}$), was sich durch Wasserspray schwer entfernen lässt und den Verbund von Komposit und Schmelz behindert. Beim Ätzen mit 30 - 40 %iger Orthophosphorsäure kommt es jedoch auch zu Kalziumphosphatpräzipitaten auf dem Schmelz. Diese müssen anschließend gründlich weggespült werden (Hellwig et al. 2009).

Die meisten Hersteller verwenden für ihre Produkte 37 %iges Phosphorsäuregel.

Nach dem Ätzen sind aufgrund der unterschiedlichen Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz drei typische Grundmuster im Schmelz zu erkennen (Silverstone et al. 1975, Retief 1992, Hellwig et al. 2009):

- Bei Ätztyp 1 werden die Schmelzprismen angelöst.
Dieser Typ ist am häufigsten vertreten.
- Bei Ätztyp 2 wird die Peripherie bzw. zwischenprismatische Substanz durch die Säure angeätzt.
- Ein Mischtyp (Ätztyp 3) entsteht, wenn Schmelzprismen und zwischenprismatische Substanz in ähnlicher Art und Weise angeätzt werden.
Dieser Typ zeigt geringere Retentionswirkung für Komposit.

Aprismatischer Schmelz ergibt kein retentives Ätzmuster. Bei senkrecht angeschnittenen Schmelzprismen ist die Ätzwirkung besser als bei lateral getroffenen.

Beim Ätzen geht eine Schmelzschicht von ca. 10 μm irreversibel verloren. Histologisch reichen die Veränderungen bis in eine Tiefe von 30 - 50 μm . Die Konditionierung bewirkt, wie bereits erwähnt, eine Oberflächenvergrößerung, eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen und eine Verbesserung der Benetzbarkeit um bis zu 400 %. Wird der vorbehandelte Schmelz mit einem niedrig viskosen Komposit oder einem Schmelzhaftvermittler, einem sogenannten Bonding benetzt, kommt es beim Aushärten zu einer mikromechanischen Haftung. Diese

Literaturübersicht

Haftung entsteht durch geometrische Effekte, bzw. das Aufschumpfen des Adhäsives auf die Schmelzzotten. Man nennt diesen Vorgang rheologischen Effekt (Hellwig et al. 2009).

Für die Dauer der Ätzung galten 60 Sekunden Einwirkzeit mit 30 - 40 %iger Phosphorsäure lange als optimal (Swift et al.1995). Als ideal stellte sich eine Ätzdauer von 30 Sekunden bei einer Konzentration von ca. 37 % heraus. Nur prismafreier Schmelz, wie beispielsweise im Falle von präventiver Fissurenversiegelung oder bei Diastemaverschluss, sollte für 60 Sekunden geätzt werden (Gwinnett 1966, Gwinnett und Matsui 1967).

2.2.2 Dentinadhäsion

2.2.2.1 Aufbau des Dentins

Im Gegensatz zu Schmelz ist Dentin ein lebendes, weniger stark mineralisiertes Gewebe. Die Bestandteile sind zu 70 Gewichtsprozent anorganisches und zu 20 Gewichtsprozent organisches Material. Der Rest besteht aus Wasser.

91 - 92 % des organischen Anteils sind Kollagen und kollagenartige Verbindungen. Ebenso, wie beim Zahnschmelz, besteht der anorganische Teil hauptsächlich aus Phosphat und Kalzium in Form von Hydroxylapatitkristallen. Zudem gibt es Spurenelemente im Dentin. Anders als beim Schmelz liegen die Kristalle nicht in geordneter Form vor, sondern sind zufällig in der organischen Matrix des Dentins verteilt. Strukturmerkmale des Dentins sind die Odontoblasten, deren Fortsätze sich in das tubuläre Dentin erstrecken. Sie kommunizieren mit der Pulpa und können Dentin lebenslang nachbilden. Weitere Merkmale sind die Dentinkanälchen mit dem odontoblastischen Raum, die, gefüllt mit Liquor, das Dentin von der Pulpaperipherie bis zur Schmelz-Dentin-Grenze divergierend durchziehen. Das peritubuläre Dentin, das intertubuläre Dentin und das Manteldentin tragen ebenso zum Aufbau der Dentinstruktur bei (Hellwig et al. 2009).

Die Dichte der Dentintubuli nimmt von pulpanah mit ca. 64000 Kanälchen/mm zur Schmelz-Dentin-Grenze im koronalen Dentin hin, mit ca. 16000 Kanälchen pro mm, ab (Mjör und Nordahl 1996).

Dentin wird während der gesamten Lebensdauer eines Zahnes gebildet. Als Primärdentin bezeichnet man das Dentin, welches bis zum Abschluss des Wurzelwachstums entsteht. Regulär gebildetes Dentin, im Anschluss daran, wird Sekundärdentin genannt. Tertiärdentin bzw. Reizdentin wird als Folge eines Reizes, wie z.B. Attrition, Erosion, Karies oder iatrogene Schäden, als lokale Abwehrbarriere gebildet (Hellwig et al. 2009).

Literaturübersicht

2.2.2.2 Probleme der Dentinadhäsion

Dentin stellt aufgrund seiner Hydrophilie, der tubulären Mikrostruktur und des höheren Anteils an organischen Verbindungen einen wesentlich ungünstigeren Haftungspartner dar (Swift et al. 1995, Manhart et al. 2004, Frankenberger 2008).

Durch die Bearbeitung des Dentins mit rotierenden Instrumenten entsteht auf der Oberfläche eine charakteristische Schmierschicht (=smear layer), die eine Haftung zusätzlich erschwert. Die Schmierschicht besteht aus Kollagen- und Hydroxylapatittrümmern, Dentinliquor und zerstörten Odontoblastenfortsätzen, welche die angeschnittenen Dentintubuli verschließen (Swift et al. 1995, Blunck 1996, Frankenberger 2008).

Beim Ätzen mit Phosphorsäure wird der "smear layer" entfernt. Somit kommt es zur Öffnung der Dentinkanälchen mit steigender Dentinpermeabilität und Liquorausstrom (Hellwig et al. 2009).

Eine mikromechanische Haftung wie bei der Schmelz-Ätz-Technik zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit ist wesentlich schwieriger zu erreichen und es kann daher öfter zu Randspalten kommen (Hellwig et al. 2009).

2.2.2.3 Haftmechanismen der Dentinadhäsive

Für eine optimale Dentinadhäsion muss also ein Haftvermittlersystem verwendet werden, das es ermöglicht, ein hydrophobes Material an einem hydrophilen Substrat zu befestigen. Hierfür wurden Dentinhaftvermittler entwickelt, die eine chemische Bindung mit dem organischen bzw. anorganischen Anteil des Dentins eingehen sollen. Prinzipiell lässt sich ein solcher Haftvermittler mit der Formel $M-R-X$ darstellen (M = Methacrylatgruppe, R = Distanzhalter, X = funktionelle Gruppe).

Entweder kann die funktionelle Gruppe als Phosphatester mit dem Kalzium des Hydroxylapatits im Dentin reagieren oder mit den Amino- bzw. Hydroxylgruppen der organischen Komponenten, wie z.B. dem Kollagen des Dentins. In zahlreichen Studien konnte gezeigt werden, dass eine derartige Haftung mit dem Dentin unwahrscheinlich ist. Den Dentinhaftvermittlern dieser ersten Generation kommt somit heute keine Bedeutung mehr zu. Die Haftvermittlersysteme der zweiten Generation beeinflussten den „smear layer“. Auch hier war die Haftung zu gering.

Die dritte Generation bediente sich der Demineralisation des Dentins, wobei das Kollagen mehr oder weniger stark, mittels Säuren oder Komplexbildnern, freigelegt wird. Dies führt zu einem irreversiblen Verlust von Dentin von ca. 10 μm und einer Freilegung des Kollagennetzwerkes von ca. 30 μm Tiefe. Ein hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel, der sogenannte Primer, wird nun aufgetragen und dringt in das Kollagen ein. Anschließend wird ein Dentinadhäsiv, welches aus verschiedenen

Literaturübersicht

Monomeren besteht, appliziert. Es entsteht eine Hybridschicht aus Primer, Kollagen und Adhäsiv. Eine zusätzliche Applikation eines Schmelzbondings kann je nach Adhäsivsystem erforderlich sein.

Klinisch kann dieses Grundprinzip der Dentinadhäsion je nach Herstellerangaben auf verschiedene Art und Weise realisiert werden (Hellwig et al. 2009).

2.2.3 Einteilung der Dentinhaftvermittler

Ein Dentinhaftvermittlersystem setzt sich aus einem Konditionierer, einem Primer und einem Adhäsiv bzw. Bonding zusammen. Eine chronologische Einteilung der Adhäsivsysteme nach Generationen ist mittlerweile nicht mehr üblich, da der Wirkmechanismus und die Anzahl der Applikationsschritte wichtiger sind als der Zeitpunkt der Markteinführung. Grundsätzlich können Adhäsivsysteme danach eingeteilt werden, ob eine Vorbehandlung mit Phosphorsäure erforderlich ist oder nicht (Frankenberger et al. 2004b, Frankenberger 2008).

2.2.3.1 Total-Ätz-Technik

Bei den gängigen Systemen der Total-Ätz-Technik ätzt man Schmelz alleine oder Schmelz und Dentin simultan mit 20 bis 37 %iger Phosphorsäure. Für den Schmelz sollte die Einwirkzeit ca. 30 Sekunden, für das Dentin lediglich 15 - 20 Sekunden betragen, um eine Überätzung und den damit verbundenen schlechteren Haftverbund zu vermeiden. Es kommt zu einer vollständigen Entfernung des "smear layers", sowie zur Demineralisation des Dentins mit Freilegung von Kollagen (Hellwig et al. 2009). Um ein Kollabieren des Kollagengeflechtes zu vermeiden, sollte das Dentin nicht übertrocknet oder zu lange geätzt werden. Bei der Verwendung eines acetonhaltigen Primers ist es erforderlich, das Dentin im Sinne des sogenannten Wet bonding regelrecht feucht zu halten (Hellwig et al. 2009). Bei langer Austrocknung, auch des Schmelzes muss das kollabierte Kollagengeflecht durch sogenanntes Re-wetting wieder befeuchtet werden, um eine ausreichende Penetration mit dem Adhäsiv gewährleisten zu können. Ein nicht oder unzureichend durchgeführtes Wet bonding führt zum sogenannten Nanoleakage, was gleichbedeutend mit nicht infiltrierten Bereichen des Kollagengeflechtes ist (Frankenberger et al. 2005). Als Folge steigt die Gefahr postoperativer Hypersensitivitäten (Frankenberger 2008).

Insgesamt lässt sich zusammenfassen, dass die Methode der Total-Ätz-Technik sehr techniksensibel ist und somit viele Fehlerquellen mit sich bringen kann (Hellwig et al. 2009). Tabelle 2.2.3.1 gibt eine Übersicht über die Systeme der Total-Ätz-Technik nach dem Prinzip des Selective-Etch und des Etch-and-rinse.

Selective-Etch

1. Vier-Schritt-Selective-Etch

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Beispiel: Syntac® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

2. Drei-Schritt-Selective-Etch

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Mischen und Schmelz/Dentin	applizieren:	Schmelz/Dentin

Beispiel: A.R.T. Bond® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)

Etch-and-rinse

1. Vier-Schritt-Etch-and-rinse

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Beispiel: Syntac® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

2. Drei-Schritt-Etch-and-rinse

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen und Schmelz/Dentin	applizieren:	Schmelz/Dentin

Beispiel: A.R.T. Bond® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)

Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Beispiel: OptiBond FL® (Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland)

3. Zwei-Schritt-Etch-and-rinse

Phosphorsäure	Primer + Bond
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Beispiel: Prime&Bond NT® (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)

Tab. 2.2.3.1 Systeme der Total-Ätz-Technik (modifiziert nach Frankenberger 2008, S. 51f)

2.2.3.1.1 Systeme mit drei Arbeitsschritten

Im Anschluss an die Konditionierung von Schmelz und Dentin, nach Total-Ätz-Technik, wird je nach Adhäsivsystem wieder ein Primer und ein Adhäsiv aufgetragen.

Wie bereits oben beschrieben, weisen Adhäsivsysteme mit Total-Ätz-Technik eine gewisse Problematik bezüglich der Techniksensibilität auf. Eine wesentlich

Literaturübersicht

geringere Anfälligkeit dafür zeigen die wasserbasiert oder wasser- / alkoholbasierten Adhäsive. Denn so erreicht das im Primer enthaltene Wasser auch ohne Re-wetting eine ausreichende Rehydrierung (Tay und Pashley 2004, Frankenberger und Tay 2005). Alle Mehrflaschensysteme enthalten Wasser. Alle Einflaschen-Total-Etch-Präparate enthalten kein Wasser oder nicht in ausreichendem Maße. Demnach kann auf das Re-wetting bei Mehrflaschensystemen verzichtet werden. Zudem sind sie weitaus weniger techniksensibel als alle anderen Adhäsive. Unter Einhaltung der Herstellerangaben und der bereits beschriebenen Gesichtspunkte werden für diese Art des Adhäsivsystems mit Total-Ätz-Technik die höchsten Haftwerte beschrieben (Perdigão et al. 1996, Perdigão et al. 1999, Manhart et al. 2001, Frankenberger 2008).

2.2.3.1.2 Systeme mit zwei Arbeitsschritten

Systeme mit zwei Arbeitsschritten sind dadurch gekennzeichnet, dass nach der Applikation der Phosphorsäure nur noch eine Flasche zum Einsatz kommt. Aufgrund der Koinzidenz der Eigenschaften Penetrationsfähigkeit und mechanische Stabilität stellen sie einen Kompromiss dar. Es ist nicht möglich, dass die beiden erwähnten Eigenschaften, mit der Anwendung von Primer und Adhäsiv in einer Flasche, vollständig ausgeprägt sind. Somit scheint es plausibel, dass diese Art des Adhäsivsystems in Studien meist mit schlechteren Ergebnissen abschneidet und damit den vermeintlichen Vorteil der Zeitersparnis wieder einbüßt (Perdigão et al. 1996, Perdigão et al. 1999, Manhart et al. 2001, Frankenberger 2008).

Zudem ist es bei diesen Systemen, die kein oder kaum Wasser enthalten, erforderlich, immer ein Re-wetting durchzuführen, um postoperative Hypersensibilitäten zu vermeiden (Frankenberger 2008).

2.2.3.2 Self-Etch-Technik

Bei der sogenannten Self -Etch-Technik bzw. den selbstkonditionierenden Bonding-systemen werden Schmelz und Dentin vor der Applikation des entsprechenden Adhäsivsystems nicht durch eine Säureätzung vorkonditioniert. Die Konditionierung wird durch das Auftragen eines sauren Primer-Adhäsiv-Gemisches in einem einzigen Arbeitsschritt verwirklicht. Diese Adhäsivsysteme enthalten meist selbst-ätzende, adhäsive Monomere und außerdem quervernetzende und monofunktionelle Monomere. Die selbstätzenden Monomere besitzen bei einem pH-Wert von < 2 die Aufgaben, die Schmelz- und Dentinoberfläche selbsttätig anzuätzen, in die Dentintubuli einzudringen, die Oberfläche optimal zu benetzen und mit dem freigelegten Kollagen des Dentins rasch zu reagieren. Die Monomere benötigen

Literaturübersicht

eine saure adhäsive Gruppe (HX-), einen Distanzhalter (R-) und eine polymerisierbare Gruppe (COOH-), die mit dem Adhäsiv oder Komposit eine chemische Verbindung eingeht (HX-R-COOH). Phosphorsäure oder saure Phosphatester werden als saure Gruppe eingesetzt. Bei den Phosphorsäureesterverbindungen geht man jedoch davon aus, dass sie nicht hydrolysestabil sind und somit der langfristige Verbund zum Dentin nicht sichergestellt werden kann.

Die quervernetzenden Monomere, oder auch funktionellen Methacrylate bestimmen die Eigenschaften des Adhäsives, wie beispielsweise Viskosität, Benetzbarkeit, Wasseraufnahme etc. Meist finden hier HEMA (Hydroxymethylacrylat) oder auch Bis-GMA, UDMA und TEGDMA Verwendung (Hellwig et al. 2009). Tabelle 2.2.3.2 gibt eine Übersicht über die unterschiedlichen selbstätzenden Adhäsivsysteme.

Self-Etch

1. Zwei-Schritt-Self-Etch

Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent
/	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Beispiel: Clearfil SE Bond® (Kuraray Europe GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland)

2. Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)

Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond
/	Schmelz/Dentin

Beispiel: Adper Prompt® (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland)

3. Ein-Schritt-Self-Etch (Einflaschenpräparate)

Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond
/	Schmelz/Dentin

Beispiel: iBond SE® (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)

Tab. 2.2.3.2 Systeme der Self-Etch-Technik (modifiziert nach Frankenberger 2008, S. 51f)

2.2.3.2.1 *Systeme mit zwei Arbeitsschritten*

Die funktionellen Methacrylate sind nur für 2-Flaschen / 2-Schritt-Systeme geeignet, da sie in sauren, wässrigen Lösungen nicht hydrolysestabil sind (Hellwig et al. 2009).

Auch bei den Systemen mit zwei Arbeitsschritten wird unter Anwendung eines sauren Primers komplett auf das Ätzen mit Phosphorsäure verzichtet. Die Anwendung dieser Adhäsivtechnik wird jedoch durch ein hydrophobes Adhäsiv (Bonding Agent) vervollständigt. Dies erklärt die hervorragende Dentinhaftung

Literaturübersicht

dieser Systeme und das sehr seltene Auftreten postoperativer Hypersensibilitäten. Das Problem des dauerhaften Schmelzverbundes ohne Ätzen mit Phosphorsäure bleibt jedoch genauso, wie bei den All-in-one-Systemen bestehen (Frankenberger 2008).

2.2.3.2.2 Systeme mit einem Arbeitsschritt

Die sogenannten „All-in-one-Adhäsive“ stellen eine Zeitersparnis dar, da nur eine Flüssigkeit aufgetragen werden muss. Allerdings ließ sich feststellen, dass diese Adhäsivklasse eine höhere Techniksensibilität aufweist als konventionelle Adhäsive mit Mehrschritt-Applikation (Tay et al. 2002a, Tay et al. 2002b, Frankenberger et al. 2005, Frankenberger und Tay 2005, Frankenberger 2008). Die meisten auf dem Markt vorhandenen Produkte müssen öfter aufgetragen werden, um eine wirkliche Haftung zu entwickeln (Frankenberger et al. 2001, Frankenberger 2008).

Ein weiteres Problem stellt die Permeabilität gegenüber Wasser dar. Die All-in-one-Adhäsive sind sogar nach der Photopolymerisation noch so hydrophil, dass Wasser oder Dentinliquor hindurch penetriert und massive Nanoleakage verursacht (Frankenberger et al. 2001, Tay et al. 2002a, Tay et al. 2004). Je hydrophiler also das applizierte Adhäsiv ist, desto ungünstiger ist die Prognose für einen dauerhaften Dentinverbund. Im Gegensatz dazu stehen die konventionellen Adhäsivsysteme, die immer über ein hydrophobes „Bonding Agent“ verfügen (Frankenberger und Tay 2005, Frankenberger et al. 2004a).

Zusammenfassend lässt sich sagen, die Haftfestigkeit und Applikationsweise betreffend, stellen selbstätzende Adhäsive mit einem Applikationsschritt nicht immer eine bessere Alternative zu Mehrschritt-Adhäsiven dar (Van Landuyt et al. 2009). Bei 1-Flaschen-Systemen auf Wasserbasis werden neue Monomere, wie z.B. Acrylamide, eingesetzt, um eine ausreichende Hydrolysestabilität zu erreichen (Hellwig et al. 2009).

2.3 Brauchwasserdesinfektion zahnärztlicher Behandlungseinheiten

In zahnärztlichen Behandlungseinheiten darf nur Wasser eingebracht werden, das den Anforderungen des § 3 der Trinkwasserverordnung entspricht. Jedoch kann es auch bei Einhaltung dieses Standards zur Besiedelung mit unterschiedlichen Mikroorganismen, einem Biofilm, an den inneren Wandungen der wasserführenden Systeme kommen. Dies kann zu einer bakteriellen Kontamination des Kühlwassers in den wasserführenden Leitungen zahnärztlicher Behandlungseinheiten führen.

Für gesunde Patienten oder Behandler ist das aus einer eventuellen Kontamination des Brauchwassers resultierende Erkrankungsrisiko als gering einzuschätzen.

Literaturübersicht

Trotzdem entspricht es den allgemein anerkannten Prinzipien der Infektionsprävention, das Erkrankungsrisiko zu minimieren, indem mikrobiologisch unbedenkliches Wasser verwendet wird (RKI-Richtlinie 2006).

Neben der regelmäßigen mikrobiologischen Überprüfung der Wasserqualität gelten Desinfektionsmaßnahmen als zuverlässige und dauerhafte Methoden zur Sicherung der Wasserqualität. Eine bakterielle Kontamination in den wasserführenden Leitungen mit Entstehung eines Biofilms aus überwiegend fakultativ pathogenen Keimen ist jedoch nicht auszuschließen (Williams et al. 1995, Shearer 1996, RKI-Richtlinie 2006, Artini et al. 2008).

Studien der letzten 40 Jahre zeigten, dass das Brauchwasser zahnärztlicher Behandlungseinheiten oft mit einer hohen Dichte an Mikroorganismen kontaminiert ist. Überwiegend sind hier gram-negative, aerobe, heterotrophe Bakterien, einschließlich Legionellen und Pseudomonas-Spezies zu finden (Coleman et al. 2009).

Eine mögliche bakterielle Kontamination des Kühlwassers dentaler Behandlungseinheiten, durch zu lange Stehzeiten und Temperaturen über 25° C in den Wasserleitungen, soll vermieden werden. Hierzu sind in modernen zahnärztlichen Behandlungseinheiten Desinfektionsanlagen bereits integriert (Williams et al. 1995, Zanetti et al. 2000).

Somit können über die Entkeimungsanlagen geringe Konzentrationen der Desinfektionsmittel im Verhältnis 1:100 dem Wasser kontinuierlich zugefügt werden. Je nach Angaben des Herstellers der Behandlungseinheiten können unterschiedliche Desinfektionsmittel, wie zum Beispiel Alpron® (Alpro Dental Produkte GmbH, St. Georgen, Deutschland) mit dem Wirkstoff EDTA und Dentosept P® (Metasys Medizintechnik GmbH, Rum bei Innsbruck, Österreich) mit dem Wirkstoff Wasserstoffperoxid (H₂O₂), zum Einsatz kommen. Die in Deutschland gebräuchlichen Desinfektionsmittel unterscheiden sich zwar in ihrer Zusammensetzung, jedoch nicht in ihrem Wirkungsspektrum.

Außerdem müssen regelmäßige Intensiventkeimungen der Behandlungseinheiten durchgeführt werden, um neue Verkeimungen und Biofilmlagerungen in den wasserführenden Systemen zu vermeiden.

2.4 Kavitätentoilette

Die Kavitätendesinfektion wird im Anschluss an die Präparation durchgeführt, um die Kavität vor dem Legen einer Füllung von Verunreinigungen zu befreien. Blut, Dentin- und Schmelzreste werden mit Wasserspray entfernt. Eine zusätzliche Reinigung wird mit einem in Wasser, physiologischer Kochsalzlösung oder 0,2

Literaturübersicht

%igem Chlorhexidindigluconat (CHX) getränkten Wattepellet vorgenommen. Die Anwendung von CHX hat sich dabei besonders bewährt, weil es im Verhältnis zu anderen Substanzen eine hohe Substantivität und eine antimikrobielle Wirksamkeit gegen ein breites Spektrum unterschiedlicher Mikroorganismen besitzt (Müller 2006, Hellwig et al. 2009). Aufgrund seiner niedrigen Oberflächenspannung und kationischen Ladung adsorbiert es an Zähnen, Schleimhäuten und Mikroorganismen mit reversiblen elektrostatischen Bindungen. Der ausgeprägte kationische Charakter garantiert eine lange anhaltende Haftung mit bakteriostatischer Wirkung von bis zu 12 Stunden (Ruppert und Schlagenhaut 2004).

Der Einfluss einer Kavitätentoilette mit CHX auf die Haftfestigkeit und den Randschluss von Kompositfüllungen wird kontrovers diskutiert und bleibt daher weiter zu untersuchen (Pappas et al. 2005, Ersin et al. 2009).

2.5 Komposit in Klasse-II-Kavitäten

2.5.1 Schichttechniken

Bei Kavitäten der Klasse II handelt es sich per Definition nach Black um einen Zahnhartsubstanzdefekt des Seitenzahngbiets mit Approximalkontakt (Hellwig et al. 2009).

Um die Polymerisationsschrumpfung zu minimieren, erfolgt die Erstellung von Kompositfüllungen in Schichttechnik. Dabei werden einzelne Inkremente in die Kavität eingebracht und separat lichtgehärtet. Durch Verringerung des Kompositvolumens pro Härtungsvorgang verspricht man sich eine geringere Polymerisationsschrumpfung (Hassan et al 1987, Cheung 1990, Dietschi und Holz 1990).

Die Verbindung der einzelnen Inkremente ist durch eine sogenannte „Sauerstoffinhibitionsschicht“ gewährleistet (Rueggeberg und Margeson 1990).

Es existieren verschiedene Methoden vom einfachen Übereinanderschichten bis hin zu komplexeren Schichttechniken (Hassan et al 1987, Tjan et al. 1992).

Weitere Vorteile der unterschiedlichen Schichttechniken sind die Optimierung des Polymerisationsgrades, sowie die Möglichkeit einer besseren farblichen Gestaltung und die Möglichkeit Hohlraumeinschlüsse zu vermeiden (Blunck 1988).

2.5.2 Randschluss

Nach wie vor ist das Randschlussverhalten ein zentrales Problem bei der Anwendung von Kompositen in Klasse-II-Kavitäten. Damit verbunden ist das Eindringen von Mikroorganismen, Farbstoffen etc. mit nachfolgender Füllungsrand- und Sekundärkaries, sowie postoperativen Hypersensibilitäten und Pulpairritationen (Cheung 1990, Dietschi und Holz 1990, Roulet und Noack 1991). Für das Ein-

Literaturübersicht

dringen von Bakterien und Ablagerung eines Bakterienfilms ist bereits eine Spaltbreite von 2 µm ausreichend (Brännström et al. 1991). Meist beruhen Randspalten, abgesehen von Verarbeitungsfehlern wie unzureichendem Ätzen oder Bonden, auf der Polymerisationsschrumpfung der Komposite (Frankenberger et al 1999). Selbst moderne Kompositmaterialien weisen häufig noch eine Schrumpfung von 1,7 - 3 % auf (Lutz et al 1986, Gente und Sommer 1999, Hellwig et al. 2009).

Die durch Schmelz-Ätz-Technik erzeugte Haftung stellt eine gute Möglichkeit dar, um die Polymerisationsschrumpfung des Komposits zu kompensieren (Frankenberger 2008, Hellwig et al. 2009).

2.6 Methoden zur Randanalyse

Zur Untersuchung der Randadaptation stehen zum einen Penetrationsmessungen und zum anderen mikroskopische Analysen der Randmorphologie zur Verfügung.

Die Penetrationsversuche werden in der Regel mithilfe von Farbstoffen oder Radioisotopen durchgeführt (Going 1972, Roulet 1975). In selteneren Fällen kommen hier Bakterien zum Einsatz, da hier die Spalten eine gewisse Größe aufweisen müssen, um eine Diffusion der Bakterien zu gewährleisten (Taylor und Lynch 1992, Preusser et al. 2003). Bei der Penetrationsmessung werden die mit den entsprechenden Füllungsmaterialien versehenen Prüfkörper in eine Färbelösung getaucht und eingefärbt. Zur Anfärbung stehen verschiedene Farbstoffe in unterschiedlichen Konzentrationen zur Verfügung. Am häufigsten werden Methylblau oder Fuchsinlösung benutzt. Des Weiteren finden Silbernitrat, Eosin oder der fluoreszierende Farbstoff Fluoreszin Verwendung. Die Einwirkzeit der Farblösungen variiert von Minuten bis mehreren Monaten (Sasafuchi et al. 1999, Kubo et al. 2002).

Nach dem Färbevorgang kann die Eindringtiefe der Farbe an Schnitten der Zähne per Lichtmikroskop linear oder mittels ordinaler Bewertungsskala je nach Eindringtiefe beurteilt werden (Crim und Mattingly 1981, Gordon et al. 1985, Mehl et al. 1997, Owens et al. 2006, Ernst et al. 2008).

Die Anwendung von Radioisotopen stellt dabei eine Verfeinerung der Farbstoffpenetrationsmethode dar. Diese Lösungen sind fähig auch in kleinste Randspalten einzudringen. Die geschnittenen Proben werden auf Röntgenfilme gelegt und die Aufnahmen anschließend zur Beurteilung belichtet (Taylor und Lynch 1992, Fitchie et al. 1995). Die Farbstoffpenetration ist eine der geläufigsten Methoden (Taylor und Lynch 1992, Kubo et al. 2002). Sie ist ein relativ einfach durchführbares Verfahren zur Untersuchung der marginalen Adaptation. Es ist kein großer apparativer Aufwand erforderlich, trotzdem sind durchaus relevante Resultate zu erwarten.

Literaturübersicht

Allerdings besteht hier eine eingeschränkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse, begründet durch den Konzentrationsgradienten, die chemische Zusammensetzung, die Molekülgröße, den Inhalt und die Breite des Randspaltes und die Richtung des Flüssigkeitsstromes (Brännström et al. 1984, Kubo et al. 2002). Der große Nachteil des Farbstoffpenetrationstests liegt darin, dass die Prüfkörper für die Auswertung zerstört werden müssen. Wiederholungsmessungen sind im Gegensatz zur raster-elektronenmikroskopischen Analyse nicht möglich.

Die mikroskopischen Analysen erlauben entweder eine Untersuchung der Randqualität direkt im Auflichtmikroskop oder mittels Kunstharzreplika im Raster-elektronenmikroskop (REM). Das REM kann für die Untersuchung der Randschlussqualität direkter und indirekter adhäsiver Restaurationen noch immer als „Goldstandard“ angesehen werden (Ernst et al. 2008). Es ermöglicht eine hochauflösende zweidimensionale Abbildung der oberflächlichen Randstruktur (Dietschi und Herzfeld 1998, Airoidi et al. 1992). Die unterschiedlichen Randkriterien wie Randspalt, kontinuierlicher Randübergang und Schmelzrandfraktur werden als prozentuale Anteile an der Gesamtlänge des Füllungsrandes formuliert. Die Originalproben können geschont werden und stehen für weitere Untersuchungen zur Verfügung, da die Auswertung mit Hilfe von Kunstharzreplika erfolgt (Blunck 1988). Allerdings wird für die Arbeit mit dem REM ein signifikant höherer Anspruch an geschulte Fachkräfte und die technische Ausstattung gestellt. Aus diesem Grund sind Forscher permanent auf der Suche nach adäquaten Alternativen zum REM (Ernst et al. 2008).

3 Versuchsplanung

Für die Studie wurden 160 frisch extrahierte, karies- und füllungsfreie menschliche Molaren der bleibenden Dentition (überwiegend Weisheitszähne) verwendet. Die Zähne wurden in vier Gruppen mit je 40 Zähnen nach Verwendung des jeweiligen Desinfektionsmittels bzw. der Kontrollgruppe eingeteilt. Durch Präparation mit diamantierten Bohrern wurden die Prüfkörper mit einer standardisierten Klasse-II-mod-Kavität versehen. Dies erfolgte unter Kühlung mit dem Brauchwasser-Desinfektionsmittel-Gemisch mit einem der beiden Desinfektionsmittel Dentosept P® und Alpron®, mit Wasser in der Kontrollgruppe und mit einer CHX-Kavitäten-toilette nach Präparation mit Wasser. Die nach dem Kühlwasser-Desinfektionsmittel-Gemisch eingeteilten vier Gruppen wurden daraufhin in jeweils zwei weitere Gruppen mit jeweils 20 Prüfkörpern eingeteilt. Diese beiden Gruppen wurden mit jeweils einem der beiden Dentinhaftvermittlersysteme iBond® und Clearfil SE Bond® vorbehandelt. Anschließend wurden die Kavitäten mit den korrespondierenden Kompositen Venus® bzw. Clearfil APX® gefüllt. Die Bearbeitung der Prüfkörper erfolgte sowohl mit den Dentinhaftvermittlern als auch mit den Kompositen exakt nach Herstellerangaben. Direkt nach der Politur der Füllungen mit Arkansassteinen erfolgte die Lagerung der Zähne in künstlichem Speichel. Hierzu wurde, wie in Abbildung 3.1 dargestellt, eine Einteilung aller 160 Prüfkörper in zwei Gruppen vorgenommen, sodass je eine Gruppe mit einem der beiden Adhäsivsysteme und dem korrespondierenden Komposit versorgt werden konnte. Zuvor erfolgte die Einteilung der Prüfkörper nach Verwendung der Desinfektionsmittel und der Kontrollgruppe, sodass jede Gruppe aus 20 Zähnen bestand. Die Lagerung der Prüfkörper in künstlichem Speichel erfolgte für die eine Gruppe für 24 Stunden. Für die Prüfkörper der anderen Gruppe wurde die Lagerung für 180 Tage mit zusätzlicher Temperaturwechselbelastung bei 2000 Zyklen zwischen 5 und 55°C nach 180 Tagen vollzogen. Nach der Lagerung wurde eine Farbstoffpenetration mit Methylblau für 24 Stunden an den Prüfkörpern durchgeführt. Um eine unbeabsichtigte Diffusion des Farbstoffes durch benachbarte Strukturen zu vermeiden, wurden die Zähne bis auf ca. 1 mm Entfernung zum Füllungsrand mit mehreren Schichten Nagellack versiegelt. Für die Auswertung erfolgte zunächst das Sägen der Zähne in mesio-distaler Richtung in zwei Hälften. Die Zahnhälften wurden anschließend mit einer hoch auflösenden Kamera fotografiert und die Randschlussqualität der Kompositfüllungen nach vorher festgelegten Standards untersucht. Hierzu wurden die unterschiedlichen Ergebnisse anhand einer vorher festgelegten ordinalen Bewertungsskala von zwei unterschiedlichen Readern ausgewertet. Abbildung 3.1 gibt eine Übersicht über den Versuchsaufbau.

Versuchsplanung

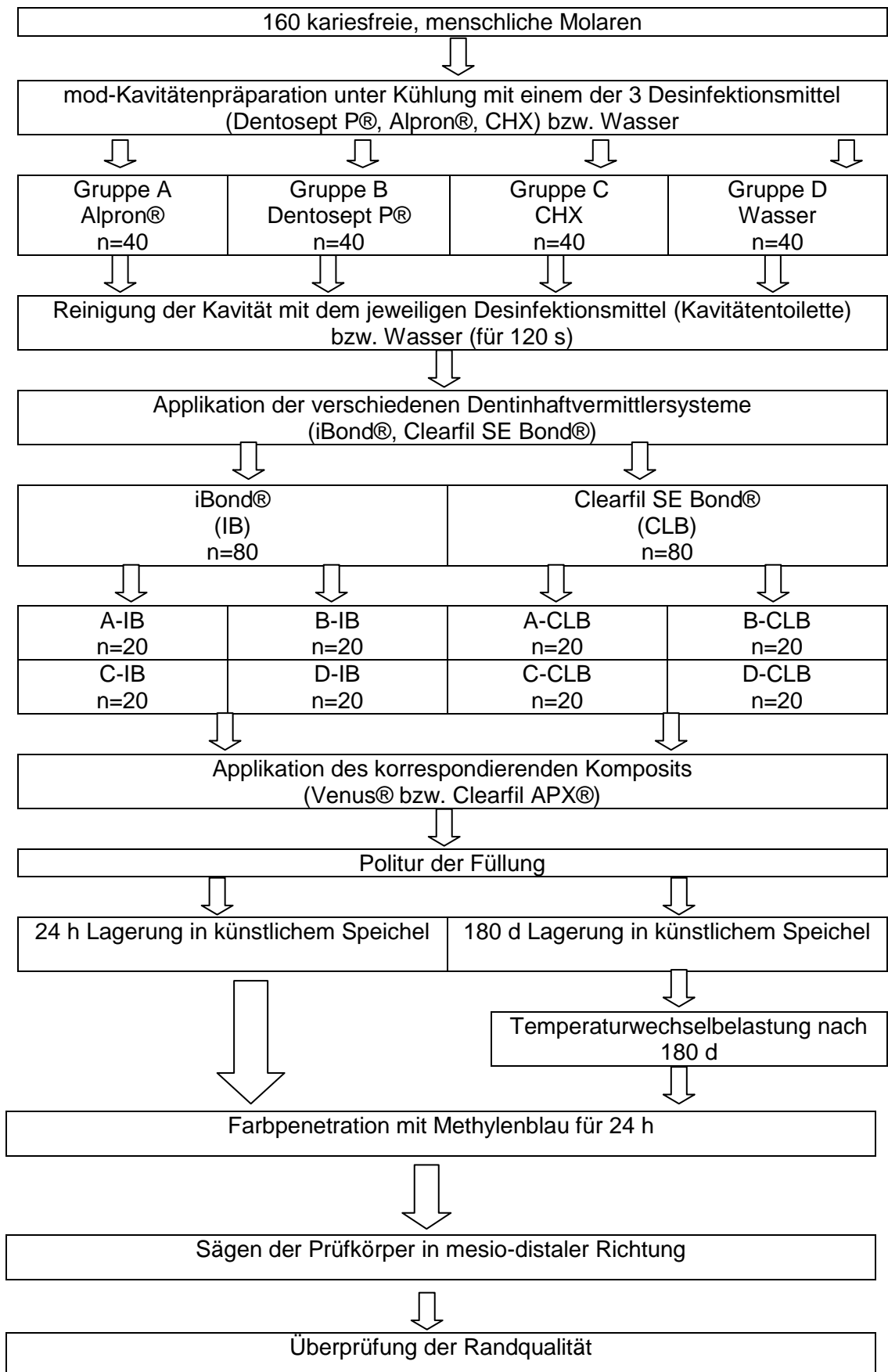


Abb.3.1 Versuchsaufbau

4 Material und Methode

4.1 Material

4.1.1 Prüfkörper (Zähne)

Für die Studie wurden 160 frisch extrahierte, karies- und füllungsfreie menschliche Molaren der bleibenden Dentition (überwiegend Weisheitszähne) verwendet. Wenn Beschädigungen durch Extraktionsinstrumente sichtbar waren, wurden die Zähne nur verwendet, wenn es möglich war, die Präparationsgrenze in unbeschädigte Zahnhartsubstanz zu legen.

Zur Vermeidung von Bakterienbefall wurden die Zähne bis zur Präparation der Kavität in einer 0,1 %igen Thymollösung bei Raumtemperatur aufbewahrt.

4.1.2 Desinfektionsmittel

Es wurden zunächst vier Gruppen mit je 40 Zähnen gebildet.

Für diese Untersuchung wurde zum einen das Desinfektionsmittel Alpron® (Alpro Dental Produkte GmbH, St. Georgen, Deutschland) mit dem Wirkstoff EDTA und zum anderen Dentosept P® (Metasys Medizintechnik GmbH, Rum bei Innsbruck, Österreich) mit dem Wirkstoff Wasserstoffperoxid (H_2O_2) verwendet. Diese stellen gängige Vertreter der in Deutschland gebräuchlichen Desinfektionsmittelgruppen dar.

Die Kavitätenpräparation erfolgte unter Kühlung mit einem der Desinfektionsmittel bzw. mit Wasser in der Kontrollgruppe. Die Prüfkörper der Kontrollgruppe wurden nach der Präparation mit Wasser, einer Kavitätoilette mit 0,2 %igem Chlorhexidindigluconat (CHX) unterzogen. Tabelle 4.1.2 gibt eine Übersicht über die verwendeten Desinfektionsmittelgruppen und deren Inhaltsstoffe.

Material und Methode

Tab.4.1.2 Übersicht über die Desinfektionsmittel

<u>Desinfektionsmittel</u>	<u>Inhaltsstoffe</u>
<p>Gruppe A: Alpron®</p> <p>(Alpro Dental Produkte GmbH, St. Georgen, Deutschland) Ch.B.: LOT 509102</p>	<p>Phenoxyethanol, PHMB (Biguanid)</p> <p>EDTA</p> <p>Na-Tosylchloramin</p> <p>Phenylalanin</p>
<p>Gruppe B: Chlorhexamed®</p> <p>(GlaxoSmithKline GmbH & Co. KG, Bülh, Deutschland) Ch.B.: LOT B159</p>	<p>Chlorhexidinbis(D-gluconat)</p> <p>Pfefferminzaroma</p> <p>Macroglycerolhydroxystearat</p> <p>Glycerol</p> <p>Sorbitol-Lösung</p> <p>gereinigtes Wasser</p>
<p>Gruppe C: Dentosept P®</p> <p>(Metasys Medizintechnik GmbH, Rum bei Innsbruck, Österreich) Ch.B.: LOT JDES00324</p>	<p>1,41 % H₂O₂</p> <p>Silber</p>
<p>Gruppe D: Kontrollgruppe</p>	<p>Wasser</p>

Material und Methode

4.1.3 Haftvermittler

Zur Konditionierung der Kavitäten wurden zwei verschiedene Dentinhaftvermittler mit ihren korrespondierenden Hybridkompositen verwendet, sodass insgesamt acht Gruppen mit jeweils 20 Prüfkörpern entstanden. Beide Dentinhaftvermittlersysteme sind selbstätzende Systeme. iBond ist ein lichthärtendes, selbstkonditionierendes Einkomponenten-Adhäsiv. Es ermöglicht das Ätzen, Primern und Bonden in einem Arbeitsschritt. Clearfil SE Bond ist ebenfalls ein lichthärtendes Bondingsystem und besteht aus einem selbstätzenden Primer und einem Bondingagenten. Der Primer bietet gleichzeitige Behandlung von Dentin und Schmelz. Eine Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Dentinhaftvermittler ist in Tabelle 4.1.3 dargestellt.

Tab.4.1.3 Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Dentinhaftvermittler

<u>Dentinadhäsiv</u>	<u>Bestandteile</u>	<u>Ch.B.</u>	<u>Zusammensetzung</u>
iBond® (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)	Einkomponenten-Adhäsiv	LOT 010074	4-META Urethan-Dimethacrylat Glutaraldehyd Azeton Wasser
Clearfil SE Bond® (Kuraray Europe GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland)	Primer	LOT 00861B	10-Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat (MDP) 2-Hydroxyäthyl Methacrylat (HEMA) Hydrophiles Dimethacrylat dl-Camphorachinon N,N-Diethanol-p-Toluidin Wasser
	Bond	LOT 01267A	10-Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat (MDP) Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA) 2-Hydroxyäthyl Methacrylat (HEMA) Hydrophiles Dimethacrylat dl-Camphorachinon N,N-Diethanol-p-Toluidin Kolloides Siliziumoxyd

Material und Methode

4.1.4 Komposite

Zur Füllung der Kavitäten wurden die vom Hersteller empfohlenen, wie in Tabelle 4.1.4 dargestellt, mit den entsprechenden Dentinadhäsiven korrespondierenden Komposite verwendet.

Sowohl bei Venus®, als auch bei Clearfil APX® handelt es sich um lichthärtende Hybridkomposite, die im Front- und Seitenzahnbereich eingesetzt werden können.

Tab.4.1.4 Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Komposite

<u>Komposit</u>	<u>Ch.B.</u>	<u>Zusammensetzung</u>	<u>Adhäsiv</u>
Venus® (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)	LOT 010308	Barium-Aluminium-Fluorid-Glas Hoch disperses Siliziumdioxid Bis-GMA (enthält 61 Vol% Füllstoff)	iBond®
Clearfil APX® (Kuraray Europe GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland)	LOT 01008A LOT 00394E	Silanisiertes Bariumglas Silanisiertes, kolloidales Silika Silanisiertes Silika Bis-GMA TEGDMA Kampfer-Chinon	Clearfil SE Bond®

4.1.5 Künstlicher Speichel

Nach der Präparation und Applikation des Füllmaterials wurden die Prüfkörper in künstlichem Speichel gelagert. Die einzelnen Bestandteile des künstlichen Speichels wurden exakt gemäß den Angaben in Tabelle 4.1.5 abgewogen und zusammengestellt. Um eine vollständige Durchmischung der einzelnen Komponenten zu gewährleisten wurde ein Magnetrührer mit Magnetrührstäbchen eingesetzt.

Der Speichel wurde alle 14 Tage erneuert, um die Bildung von Bakterien möglichst gering zu halten.

Material und Methode

Tab 4.1.5 Zusammensetzung des künstlichen Speichels

	mg pro Liter
Ascorbinsäure	2
Glukose	30
NaCl	580
CaCl ₂ · 2H ₂ O	225
NH ₄ Cl	160
KCl	1270
NaSCN	160
KH ₂ PO ₄	330
Harnstoff	200
Na ₂ HPO ₄	340
Mucin	2,7

4.2 Durchführung

4.2.1 Vorbereitung der zahnärztlichen Behandlungseinheiten

Für die Studie wurden drei Behandlungseinheiten vom Typ Sirona C2 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) verwendet. Eine Behandlungseinheit wurde mit dem Desinfektionsmittel Dentosept P®, eine andere Behandlungseinheit wurde mit Alpron® präpariert. In der dritten Einheit verblieb Wasser in den Leitungen ohne Zusatz von Desinfektionsmitteln als Kontrollgruppe, bzw. zur Desinfektion mit CHX® nach der Präparation mit Wasser. Bevor mit der Kavitätenpräparation begonnen werden konnte, mussten die Behandlungseinheiten speziell gereinigt und, wie in den Abbildungen 4.2.1a - c dargestellt, vorbereitet werden:

Die Wasserzufuhr wurde unterbrochen, der Desinfektionsmitteltank wurde geleert und mit 10 %iger Natriumhypochlorit (NaOCl)-Lösung gereinigt und von Rückständen befreit. Die 10 %ige NaOCl-Lösung wurde ebenfalls zur Neutralisation und Keimbefreiung durch die wasserführenden Schläuche gespült und nach 20 – 30 Minuten Einwirkzeit wieder entfernt. Damit keine anderen Desinfektionsmittelgemische in die Anmischbehälter gelangen konnten, wurde der Zudosierstecker vom Dosierventil abgezogen. Zusätzlich wurden die Wassereingangs- und Flächenfilter erneuert. Die Anmischbehälter wurden separat von außen mit dem jeweiligen Desinfektionsmittel bzw. Wasser versehen und nach Verbrauch nachgefüllt. Somit konnten die Brauchwasser-Desinfektionsmittel-Gemische direkt ohne Verunreinigungen durch die ursprünglichen Zugänge zur Kühlung der Kavitätenpräparation verwendet werden. Das Anmischverhältnis der Desinfektionsmittelgemische erfolgte nach Herstellerangaben im Verhältnis 1:100, also 10 ml Desinfektionsmittel zu 990 ml Wasser und wurde immer frisch angemischt. In den Tank der Behandlungseinheit für die Kontrollgruppe wurde immer Wasser direkt aus dem Wasserhahn verwendet.

Material und Methode

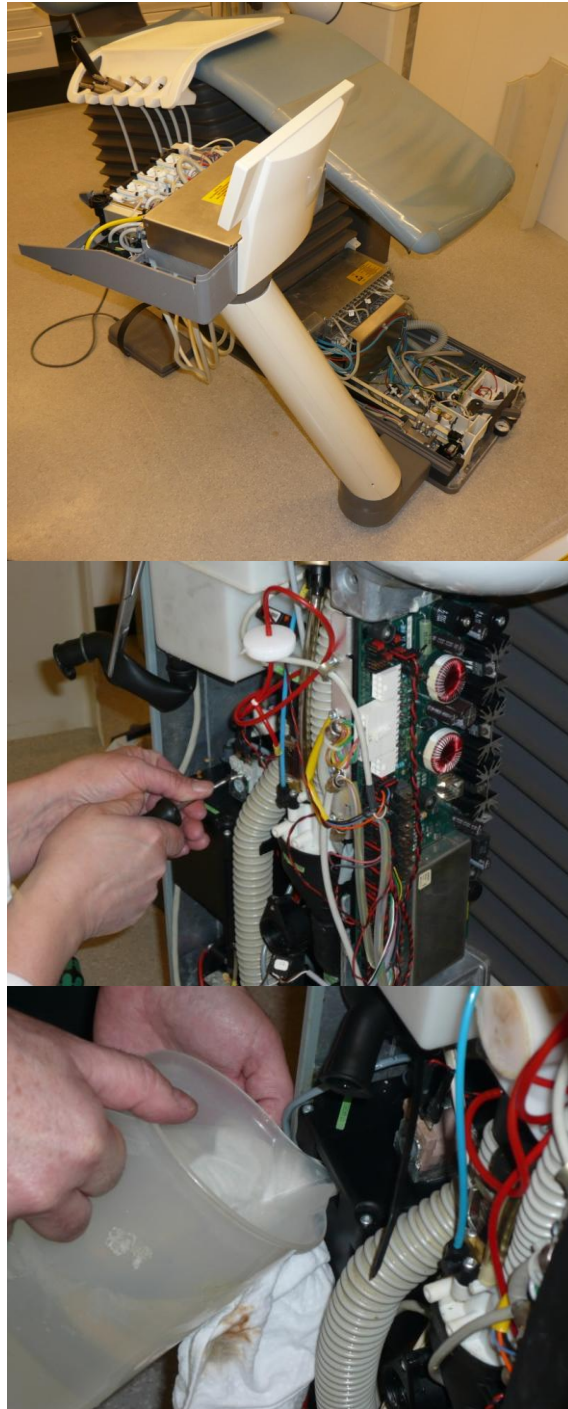


Abb. 4.2.1 Vorbereitung der zahnärztlichen Behandlungseinheiten

Material und Methode

4.2.2 Herstellung der Prüfkörper

4.2.2.1 Vorbereitung der Zähne

Die Zähne wurden grob gesäubert und mit einem Skalpell von eventuellen Geweberesten und sonstigen Verunreinigungen befreit. Zur Aufbewahrung vor der Präparation befanden sich die Zähne in einer 0,1 %igen Thymol-Lösung.

Für das spätere Sägen der Prüfkörper wurden die Zähne mit einem Kunststoff-Sockel aus Paladur® (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) versehen. Dies erleichtert zusätzlich die Handhabung der Zähne während des Präparierens.

Die Zähne wurden nach dem Zufallsprinzip in acht Gruppen, jeweils bestehend aus 20 Prüfkörpern, verteilt.

4.2.2.2 Kavitätenpräparation

Die Prüfkörper wurden mit einer mod-Kavität versehen. Dabei sollte der mesiale Kasten in die apikale Richtung schmelzbegrenzt bleiben und der distale Kasten bis ins Dentin ausgeweitet werden, wie Abbildung 4.2.2.2a schematisch verdeutlicht. Die Kalibrierung der die Präparation durchführenden Person erfolgte durch vorheriges Üben mit zehn Musterzähnen. Es wurde eine standardisierte Kavitätenform angestrebt:

- Isthmusbreite: 3 mm
- Isthmustiefe: 2 mm
- Breite der approximalen Kästen: 3 - 4 mm
- Kastenbreite in Richtung Pulpa: 1 - 1,5 mm
- Schmelzbegrenzter Kasten: 1 - 1,5 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze
- Dentinbegrenzter Kasten: 1 - 1,5 mm zervikal der Schmelz-Zement-Grenze

Während der Präparation erfolgte die Kühlung mit einem der Desinfektionsmittel, bzw. Wasser. Jede Gruppe wurde nach der Präparation für 120 Sekunden mit ca. 140 ml des jeweiligen Mittels besprüht, um eine einheitliche Penetration zu erreichen. Die Kavitätoilette mit CHX wurde nach der Präparation mit Wasser ebenfalls für 120 Sekunden durchgeführt.

Die Präparation erfolgte mit einem Rotring-Titanwinkelstück (Sirona T1 LINE C 200 L, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) bei 40.000 Umdrehungen pro Minute und einem farblosen, zylindrischen Diamanten (836KR.314.016, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland).

Die Abbildungen 4.2.2.2b und 4.2.2.2c zeigen die photographische Darstellung der Kavitätenpräparation anhand eines Musterzahnes.

Material und Methode

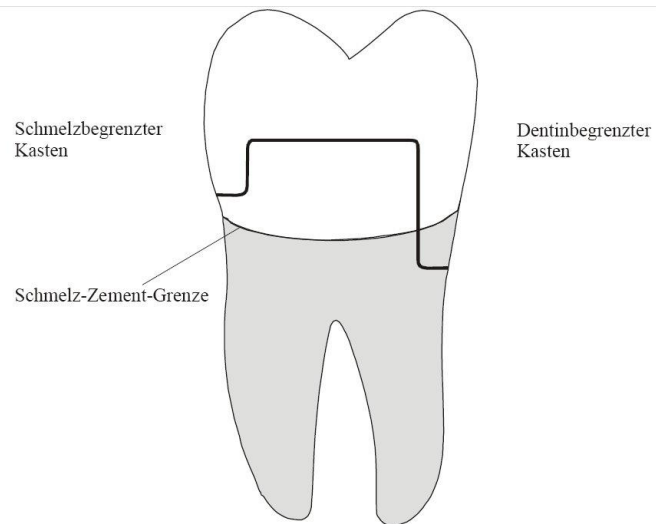


Abb.4.2.2.2a Schematische Darstellung der approximalen Kästen in mesio-distaler Richtung
(modifiziert nach Manhart et al. 2001)



Abb. 4.2.2.2b Fotografische Darstellung der Kavitätenpräparation



Abb. 4.2.2.2c Fotografische Darstellung der Kavitätenpräparation

Material und Methode

4.2.2.3 Applikation der Dentinhaftvermittler

Die Kavitäten der Prüfkörper wurden anschließend an die Präparation mit einem der beiden Dentinadhäsive iBond® bzw. Clearfil SE Bond® behandelt. Tabelle 3.2.2.3 zeigt die Verarbeitung der Adhäsivsysteme nach Herstellerangaben.

Tab. 4.2.2.3 Verarbeitung der Adhäsivsysteme nach Herstellerangaben

Dentinhaftvermittler	Applikation
iBond®	1. Adhäsiv für 20 s einmassieren 2. 5-10 s sorgfältig und vorsichtig verblasen 3. 20 s Lichtpolymerisation
Clearfil SE Bond®	1. Primer 20 s einmassieren 2. Primer sorgfältig und vorsichtig verblasen 3. Bond einmassieren 4. Bond sorgfältig und vorsichtig verblasen 5. 10 s Lichtpolymerisation

4.2.2.4 Applikation der Komposite

Die vorbehandelten Kavitäten wurden nun mit einem, wie in Tabelle 4.1.4 dargestellt, für die Adhäsivsysteme korrespondierenden Komposit gefüllt.

Das Material wurde mithilfe eines Heidemannspatels (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) mittels Schichttechnik in die Kavitäten eingebracht und an die Kavitätenwände angepresst, bis die gesamte Kavität gefüllt war. Die Schichtstärke der einzelnen Inkremente betrug maximal 2 mm. Nach jeder Schicht wurden die Prüfkörper mit einer Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bei einer Lichtintensität von 1200 mW/cm^2 von okklusal, mesial und distal jeweils für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Abschließend erfolgte die Entfernung von Überschüssen und die Politur der Oberflächen mit Arkansas-Steinen (Shofu Dental GmbH, Ratingen, Deutschland). Die Kühlung während der Politur erfolgte mit der Flüssigkeit der jeweiligen Behandlungseinheiten (Gruppe A-D).

4.2.3 Lagerung und thermische Wechselbelastung

Nach dem Ausarbeiten wurde jeweils die eine Hälfte der Prüfkörper einer Gruppe für 24 Stunden, die andere Hälfte für 180 Tage in künstlichem Speichel gelagert. Nach Ablauf der 24-stündigen Lagerung wurden 160 Prüfkörper mittels Farbpenetration untersucht. Nach Ablauf der 180-tägigen Lagerung wurde die verbleibende Hälfte der Proben einer Temperaturwechselbelastung (Thermocycling) ausgesetzt. Die

Material und Methode

thermische Wechselbelastung erfolgte in 2000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C. Mit Hilfe eines mikroprozessorgesteuerten Gerätes (Thermocycler V2.9, Haake W 15, Fa. Willytec München, Deutschland) wurden die Prüfkörper für jeweils 30 Sekunden, 2000 Mal abwechselnd in das warme bzw. kalte destillierte Wasser getaucht. Die Abtropfzeit zwischen den Bädern betrug 15 Sekunden.

4.2.4 Farbpenetration

Nach der Lagerung erfolgte für 24 Stunden eine Farbstoffpenetration der Prüfkörper mit Methyleneblau.

Um eine unbeabsichtigte Diffusion des Farbstoffes durch benachbarte Strukturen zu vermeiden, wurden die Zähne bis auf ca. 1 mm Entfernung zum Füllungsrand mit mehreren Schichten Nagellack (Forever Strong Professional Nagellack Maybelline / Jade, L'oréal Deutschland GmbH, Düsseldorf) versiegelt. Ein Beispiel hierfür zeigt Abbildung 4.2.4. Eine Diffusion durch das Foramen apicale wurde bereits durch die Anfertigung der Kunststoffsockel verhindert. Nach dem Trocknen des Nagellackes wurden die Proben zur Penetration für 24 Stunden bei Zimmertemperatur kopfüber hängend bis zum zervikalen Rand der Füllung in die Farbstofflösung getaucht. Als Farbstoff diente hier 5 %ige wässrige Methyleneblau-Lösung. Nach 24 Stunden wurden die Prüfkörper unter fließendem Leitungswasser in Richtung koronal von überschüssiger Farbe befreit.

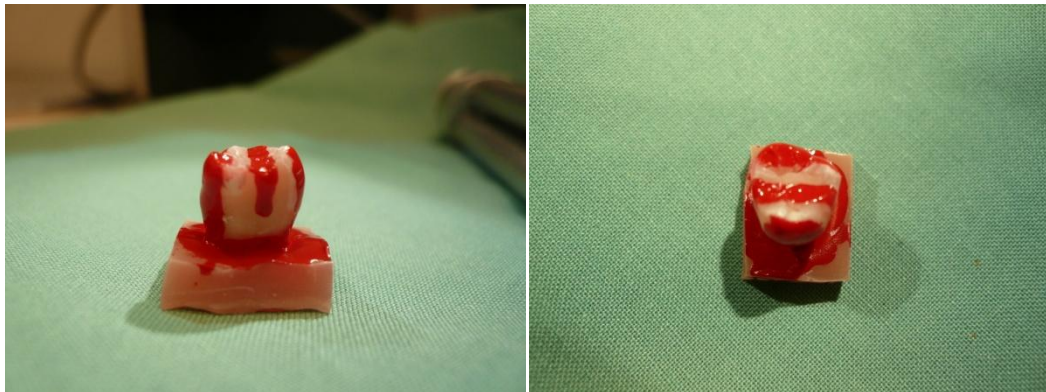


Abb. 4.2.4 Fotografische Darstellung des applizierten Nagellacks

4.2.5 Sägen der Prüfkörper

Jeder Zahn wurde in mesio-distaler Richtung, entlang der Zahnlongsachse, in zwei Fragmente zersägt. Dies wurde durch eine wassergekühlte Säge (Trennschleifsystem-Makro 300 CP, Exakt Advanced Technologies GmbH Norderstedt, Deutschland), mithilfe einer speziell angefertigten Halterung durchgeführt.

Material und Methode

Die Sägeblattdicke betrug 0,1 mm (D64, Patho-Service GmbH Oststeinbek, Deutschland).

Somit lagen zur Auswertung jeweils zwei Messpunkte sowohl im dentin- als auch im schmelzbegrenzten approximalen Kasten vor. In den Abbildungen 4.2.5a und 4.2.5b ist dies schematisch dargestellt.

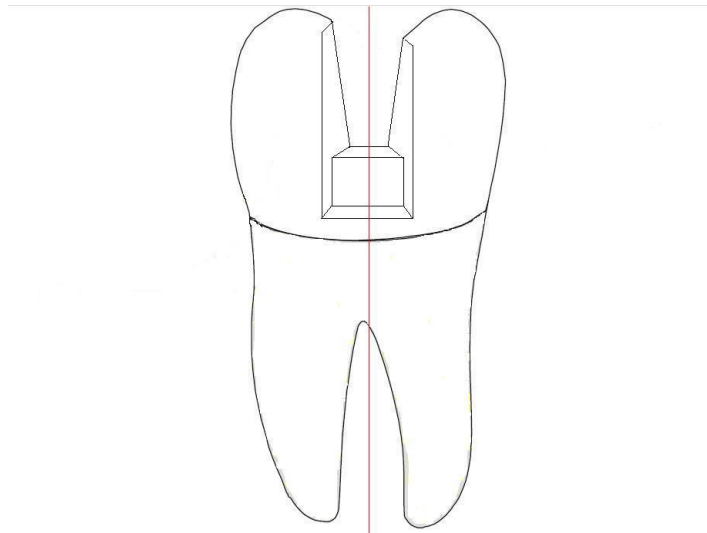


Abb. 4.2.5a: Schematische Darstellung der Schnittführung (rot) durch den **schmelzbegrenzten** Kasten (modifiziert nach Manhart et al. 2001)

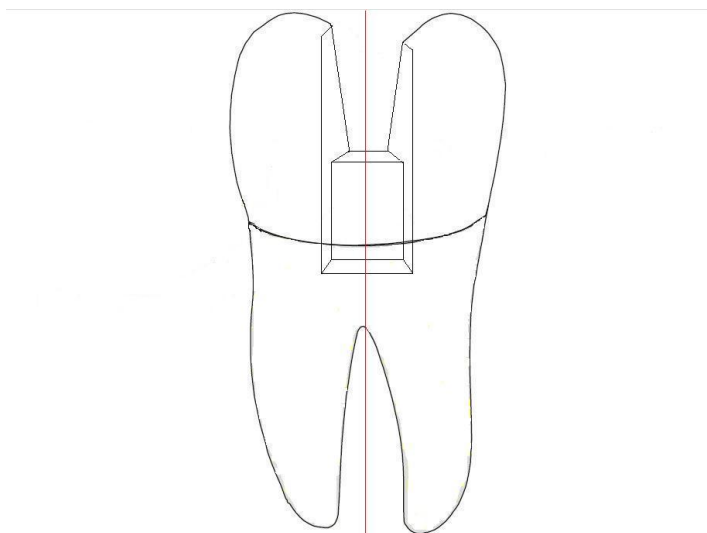


Abb. 4.2.5b: Schematische Darstellung der Schnittführung (rot) durch den **dentinbegrenzten** Kasten (modifiziert nach Manhart et al. 2001)

4.2.6 Überprüfung der Randqualität

Die Beurteilung der Randqualität erfolgte mithilfe von Fotografien der Prüfkörper. Die Aufnahmen wurden im Makrofokus einer Digitalkamera (Lumix Panasonic DMC-FX100, 12 Megapixel) mit einem, mittels Ministativ standardisierten Abstand von 10 cm erstellt und entsprechend der in Tabelle 4.2.6 und Abbildung 4.2.6a und 4.2.6b dargestellten ordinalen Bewertungsskala jeweils für Schmelz und Dentin ausgewertet (Owens et al. 2006, Ernst et al. 2008). Die Darstellung der Fotoaufnahmen erfolgte per Windows Bild- und Faxanzeige auf einem Notebook (Medion® Akoya Mini E1312 29 cm / 11,6``). Die Auswertung wurde von zwei verblindeten Readern unabhängig voneinander durchgeführt. Es fand vor Untersuchungsbeginn keine Kalibrierung der beiden Reader statt.

Tab. 4.2.6 ordinale Bewertungsskala

Schmelz	Dentin
0 = keine Penetration	0 = keine Penetration
1 = Penetration bis Schmelz-Dentin-Grenze	1 = Penetration bis halbe Strecke zur pulpalen Wand
2 = Penetration bis zur axialen Wand	2 = Penetration bis zur axialen Wand
3 = Penetration mit Beteiligung der axialen Wand	3 = Penetration mit Beteiligung der axialen Wand

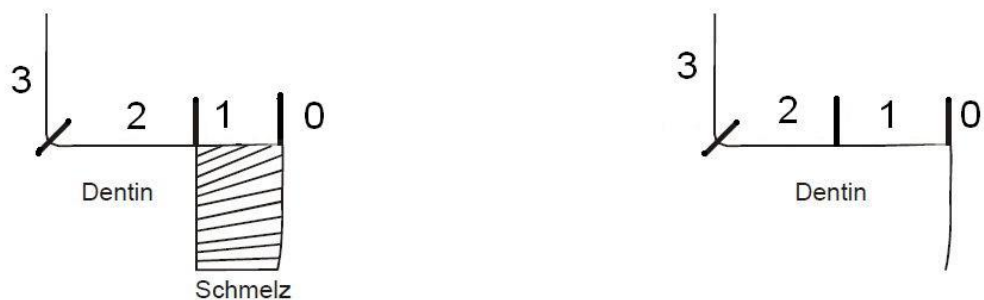
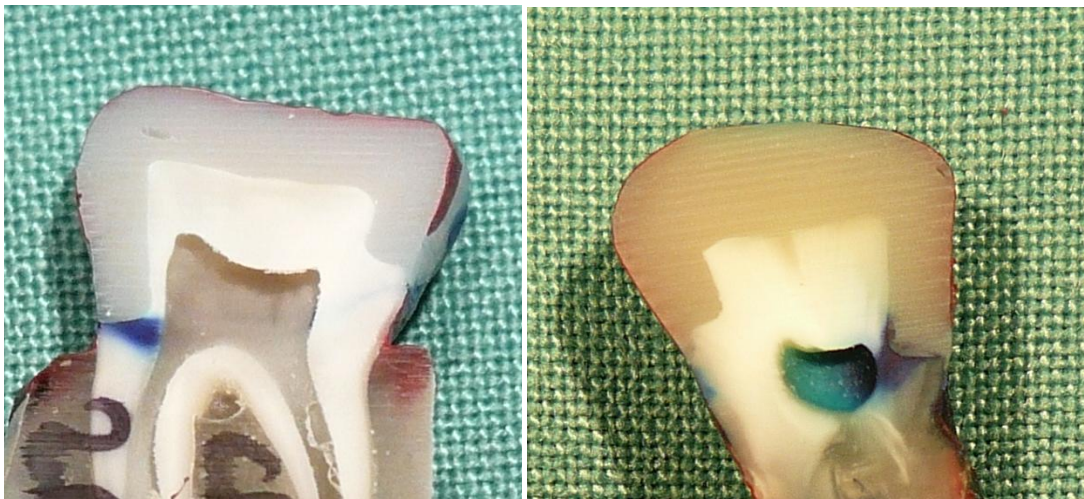


Abb. 4.2.6a: Bewertungskriterien für die Farbstoffpenetration (ordinale Daten)
(modifiziert nach Albrecht 2003, S.52)



Grad 0 in Schmelz und Dentin

Grad 1 im Schmelz



Grad 2 im Dentin

Grad 3 im Dentin

Abb. 4.2.6b: Beispiele für unterschiedlich stark ausgeprägte Farbstoffpenetrationen

4.3 Statistische Auswertung

Zur Analyse der Daten wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren Gruppe (Desinfektionsmittel), Komposit (Haftvermittlersystem), Lage (Schmelz, Dentin), Zeit (Lagerungszeit) und Reader durchgeführt. Da der Endpunkt ein Score ist kann nicht von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden, sodass ein nichtparametrisches Analyseverfahren verwendet wurde (Brunner et al. 2002). Zur Analyse der Daten wurde SAS 9.2 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) verwendet. Die beiden Schnittflächen wurden dabei als Messwiederholungen modelliert. Als Signifikanzniveau wurde $\alpha = 5\%$ ($p < 0,05$) festgelegt.

Die Grafiken wurden mithilfe der Programme StatSoft® Statistika und Microsoft Office Word 2007® erstellt.

5 Ergebnisse

5.1. Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

Zunächst wurden die Auswertungen der beiden Reader miteinander verglichen. Der einfache Kappa-Koeffizient lag bei 0.61. Daher war die Reproduzierbarkeit bzw. Zuverlässigkeit der Ergebnisse in Abhängigkeit von den beiden Readern fragwürdig. Der Reader wurde somit im Folgenden als fester Faktor berücksichtigt.

Da in der nun erfolgten Auswertung, welche den Reader als (Einfluss-)faktor berücksichtigte, eine Wechselwirkung des Readers mit den Faktoren Zeit und Haftvermittler nachgewiesen werden konnte ($p=0,0289$), erfolgte eine separate Auswertung für jeden Reader (siehe Tabelle 9.3 im Anhang).

5.2. Reader 1

Wie in den Abbildungen 5.2a bis 5.2d deutlich wird, ist unabhängig von der verwendeten Haftvermittler-Komposit-Kombination kein Einfluss der Desinfektionsmittel auf den Randschluss der Kompositfüllungen erkennbar.

Alpron® zeigte mit ca. 67 % ohne Penetration (Bewertung 0) nach 24 h Lagerung im Schmelz das beste Ergebnis. Insgesamt sind für Alpron® nach 24 h bzw. im Schmelz die besseren Ergebnisse zu verzeichnen als nach 180 d bzw. im Dentin (siehe Abbildung 5.2a).

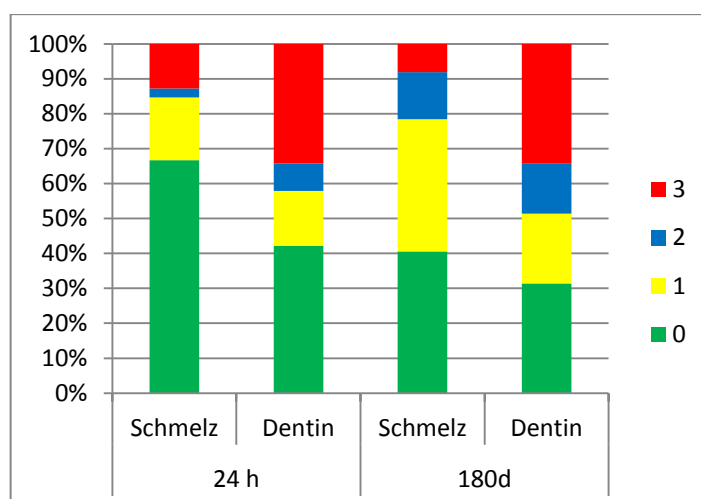


Abb 5.2a absolute Häufigkeiten in % für **Alpron®** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Ergebnisse

Ohne Penetration (Bewertung 0) zeigte auch CHX mit ca. 51 % nach 24 h Lagerung im Schmelz das beste Ergebnis. Ebenso ließ sich nach 180 d im Dentin mit ca. 49 % ein gutes Ergebnis verzeichnen (siehe Abbildung 5.2b).

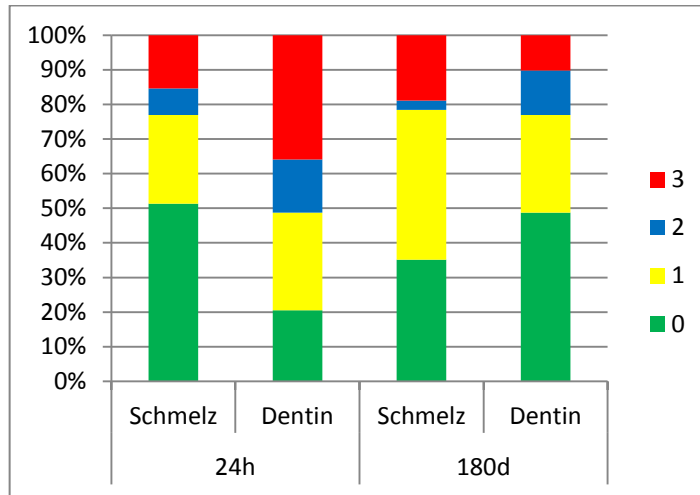


Abb 5.2b absolute Häufigkeiten in % für **CHX** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Für Dentosept P® zeigte sich mit ca. 60 % ohne Penetration (Bewertung 0) nach 24 h Lagerung im Schmelz das beste Ergebnis. Einen großen Anteil nimmt mit ca. 43 % nach 180 d im Schmelz die Bewertung mit 1 (Penetration bis zur Schmelz-Dentin-Grenze) ein. Es fällt auf, dass nach 180 d kein Unterschied bzgl. der Bewertungen mit 0 zwischen Schmelz und Dentin festzustellen war. Dieser lag jeweils bei ca. 31 % (siehe Abbildung 5.2c)

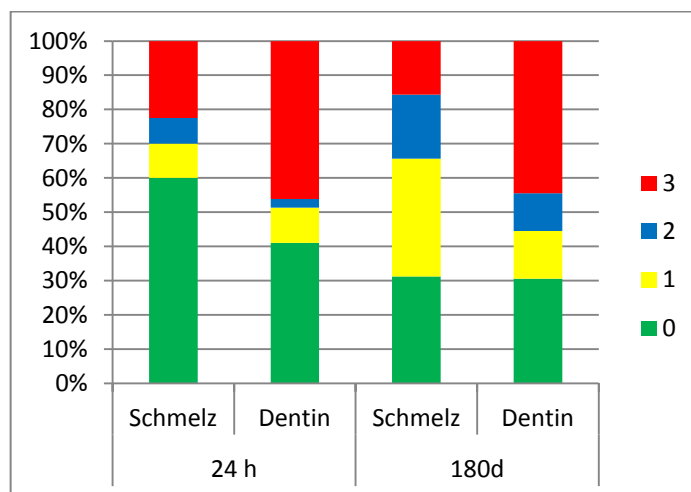


Abb 5.2c absolute Häufigkeiten in % für **Dentosept P®** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Ergebnisse

Die Kontrollgruppe zeigte insgesamt den geringsten Anteil der Bewertungen mit 0 (keine Penetration). Diese bewegten sich im Schmelz nach 24 h und im Schmelz und im Dentin nach 180 d bei Werten zwischen ca. 48 % und 50 % (siehe Abbildung 5.2d).

Im Dentin zeigten sich unabhängig von der Lagerungszeit für nahezu alle Desinfektionsmittel und die Kontrollgruppe vergleichbar hohe Anteile der Bewertungen mit 3, also eine maximale Farbpenetration (siehe Abbildung 5.2a - 5.2d).

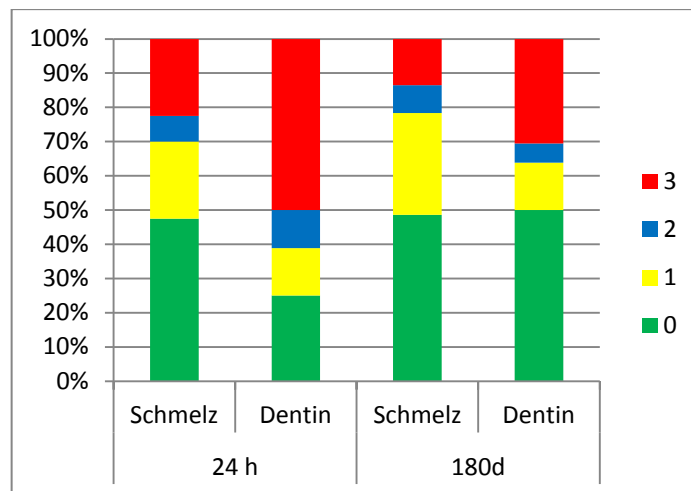


Abb 5.2d absolute Häufigkeiten in % für **die Kontrollgruppe (Wasser)** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Die weitere Auswertung bestätigte, dass in keiner der Analysen/Subanalysen ein Einfluss der Desinfektionsmittel zu erkennen war (siehe Tabelle 9.3 im Anhang). Für graphische Darstellungen wurde daher nicht mehr zwischen den einzelnen Desinfektionsmitteln und der Kontrollgruppe unterschieden.

Sowohl der Einfluss des Haftvermittlers, als auch der Einfluss der Lage (Dentin oder Schmelz) waren nicht homogen zwischen den beiden Lagerzeitgruppen für die Komposit-Zeit-Wechselwirkung ($p < 0.0001$) und für die Lage-Zeit-Wechselwirkung ($p = 0.0111$):

Während sich nach 180 Tagen kein Einfluss des Haftvermittlers oder der Lage erkennen ließen, zeigten sich nach 24 h Stunden Einflüsse des Haftvermittlers und der Lage.

Eine ergänzend durchgeführte, nach Zeitpunkten getrennte Auswertung bestätigte diese Beobachtungen: Nach 180 Tagen ließen sich keine Einflüsse der Lage oder

Ergebnisse

des Haftvermittlers erkennen. Nach 24 h war ein signifikanter Einfluss des Haftvermittlers ($p < 0,0001$) und der Lage ($p < 0,0001$) nachzuweisen.

Abbildung 5.2e zeigt für Clearfil SE Bond® nach 24 h im Dentin mit ca. 67 % einen auffallend hohen Anteil an maximaler Penetration (Bewertung 3).

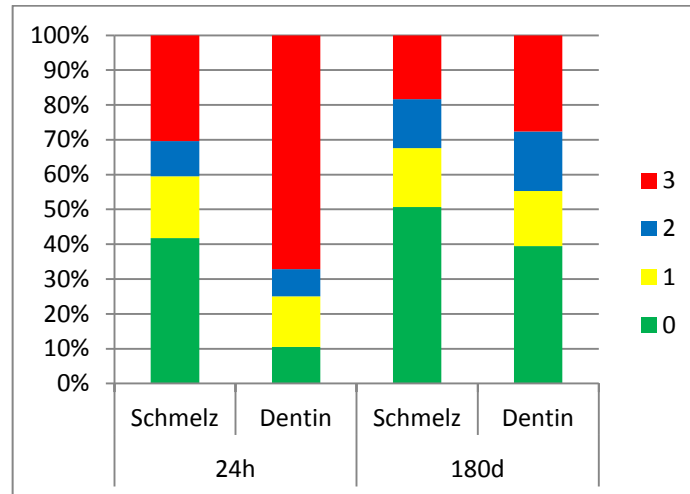


Abb.5.2e absolute Häufigkeiten in % für **Clearfil SE Bond®** ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein Einfluss des Desinfektionsmittels erkennen ließ, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt)

In Abbildung 5.2f wird deutlich, dass iBond® nach 24 h Lagerung im Schmelz mit ca. 71 % der Bewertungen mit 0 das beste Ergebnis erzielte. Auffallend hoch stellt sich mit ca. 56 % der Anteil der Bewertungen mit 1 (Penetration bis zur Schmelz-Dentin-Grenze) nach 180 d im Schmelz dar.

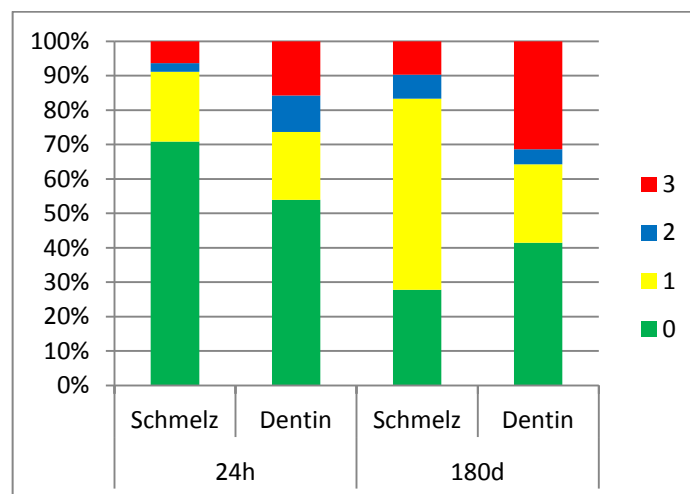


Abb.5.2f absolute Häufigkeiten in % für **iBond®** ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein Einfluss des Desinfektionsmittels erkennen ließ, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt)

Ergebnisse

Insgesamt wurden für Reader 1 im Schmelz bessere Werte als im Dentin beobachtet und bei iBond® bessere Werte als bei Clearfil SE Bond® (siehe Abbildung 5.2e und 5.2f).

Die Betrachtung der Boxplots zeigte für Clearfil SE Bond® im Schmelz einen Median von 1. Der Interquartilsabstand bewegte sich zwischen 0 und 2, was bedeutet, dass 50 % der Messwerte in diesem Bereich lagen. Der obere Whisker lag bei Messwerten zwischen 2 und 3. Im Dentin bewegte sich der Median bei einem Wert von 2. Der Interquartilsabstand lag zwischen 0,5 und 3, der untere Whisker zwischen 0 und 0,5. Sowohl im Schmelz als auch im Dentin war eine große Variationsbreite der Messwerte zu erkennen. Diese nahm von Schmelz zu Dentin etwas zu (siehe Abbildung 5.2g).

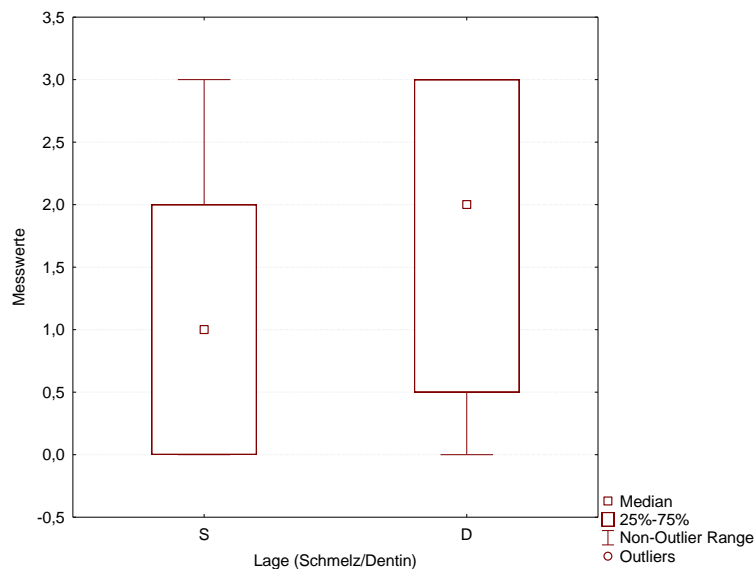


Abb.5.2g Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für **Clearfil SE Bond®** (aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde hier auf die Darstellung der Desinfektionsmittel und der Lagerungszeit verzichtet)

Für iBond® lag im Schmelz ein Median von 0 vor. Der Interquartilsabstand bewegte sich zwischen 0 und 1. Der obere Whisker lag bei Messwerten zwischen 1 und 2. Der Boxplot enthielt hier einen Ausreißer bei einem Wert von 3. Im Dentin lag der Median bei einem Wert von 1. Der Interquartilsabstand bewegte sich zwischen 0 und 2, der obere Whisker zwischen 2 und 3. Die Variationsbreite der Messwerte nahm von Schmelz zu Dentin deutlich zu (siehe Abbildung 5.2h).

Ergebnisse

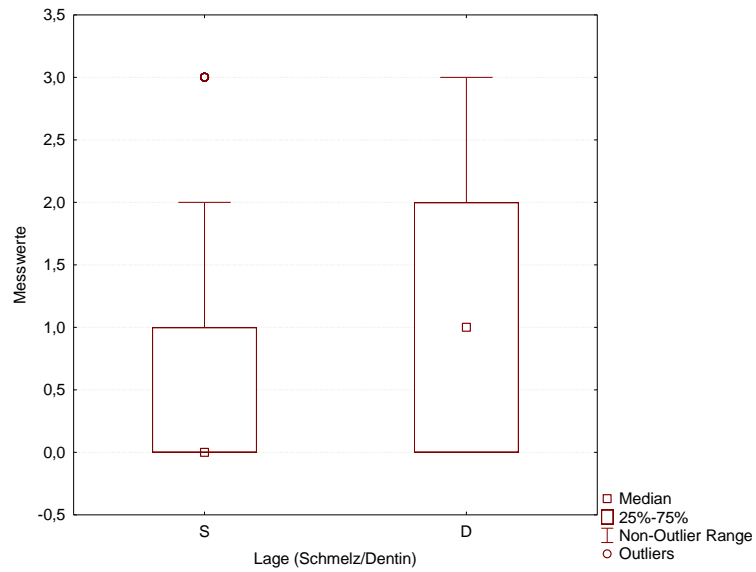


Abb.5.2h Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für **iBond®** (aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde hier auf die Darstellung der Desinfektionsmittel und der Lagerungszeit verzichtet)

Insgesamt zeigte auch die Darstellung der Messwerte in Boxplots für Reader 1, dass im Schmelz bessere Werte als im Dentin beobachtet wurden und bei iBond® bessere Werte als bei Clearfil SE Bond® (siehe Abbildung 5.2g und 5.2h).

Ergebnisse

5.3 Reader 2

Wie in den Abbildungen 5.3a – 5.3d auch für Reader 2 deutlich wird, ist unabhängig von der verwendeten Haftvermittler-Komposit-Kombination kein Einfluss der Desinfektionsmittel auf den Randschluss der Kompositfüllungen erkennbar.

Auch für Reader 2 zeigte Alpron® mit ca. 74 % ohne Penetration (Bewertung 0) nach 24 h Lagerung im Schmelz das beste Ergebnis. Insgesamt sind nach 24 h bzw. im Schmelz die besseren Ergebnisse zu verzeichnen als nach 180 d bzw. im Dentin (siehe Abbildung 5.3a).

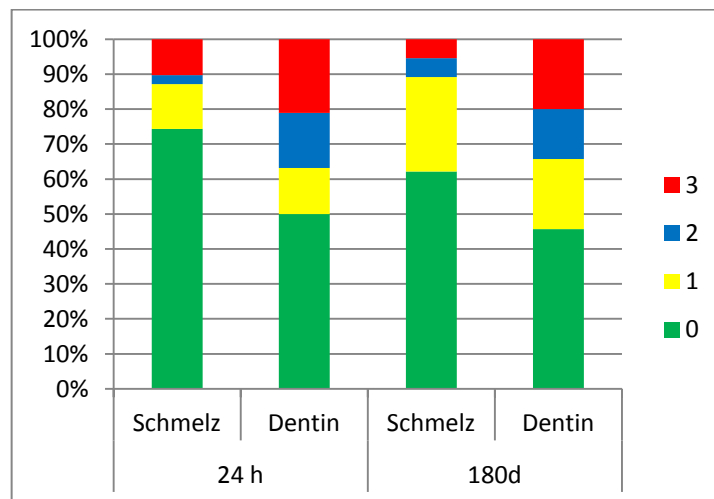


Abb 5.3a absolute Häufigkeiten in % für **Alpron®** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Ohne Penetration (Bewertung 0) zeigte auch CHX mit ca. 64 % nach 24 h Lagerung im Schmelz das beste Ergebnis. Ebenso ließ sich nach 180 d im Dentin mit ca. 54 % ein gutes Ergebnis verzeichnen (siehe Abbildung 5.3b).

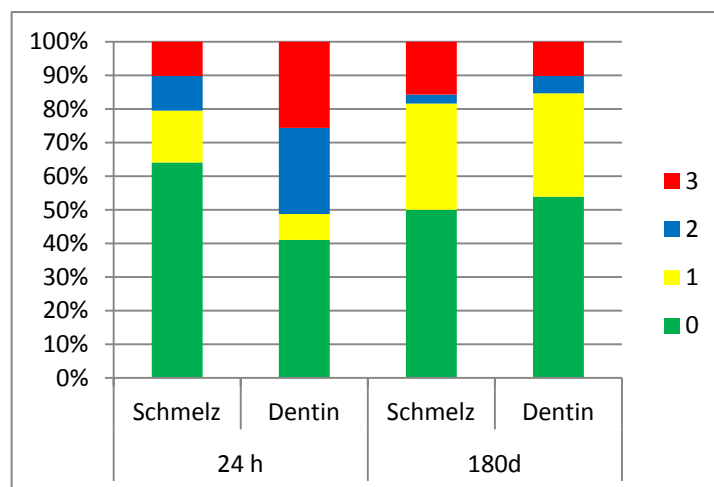


Abb 5.3b absolute Häufigkeiten in % für **CHX** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Ergebnisse

Für Dentosept P® zeigte sich mit ca. 68 % ohne Penetration (Bewertung 0) nach 24 h Lagerung im Schmelz das beste Ergebnis. Einen großen Anteil nimmt auch hier mit ca. 43 % nach 180 d im Schmelz die Bewertung mit 1 (Penetration bis zur Schmelz-Dentin-Grenze) ein.

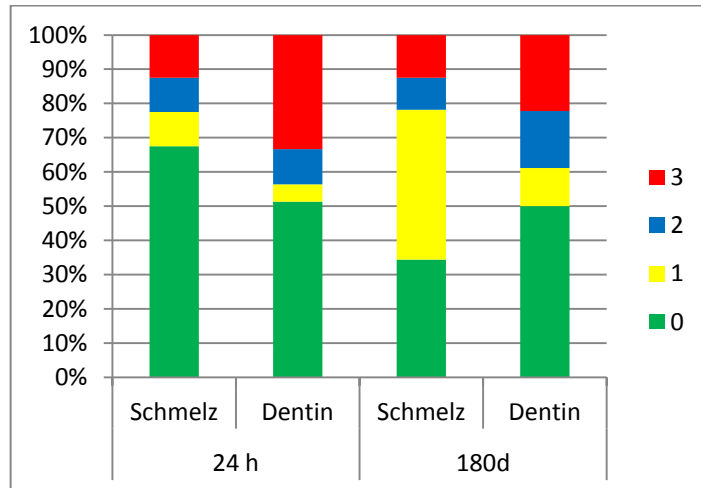


Abb 5.3c absolute Häufigkeiten in % für **Dentosept P®** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Die Kontrollgruppe zeigte nach 24 h den geringsten Anteil der Bewertungen mit 0 (keine Penetration). Diese lagen im Schmelz bei ca. 63 % und im Dentin bei ca. 31 %. Nach 180 d ließen sich mit ca. 59 % im Schmelz und ca. 67 % im Dentin für Wasser die meisten Bewertungen mit 0 (keine Penetration) verzeichnen (siehe Abbildung 5.3d).

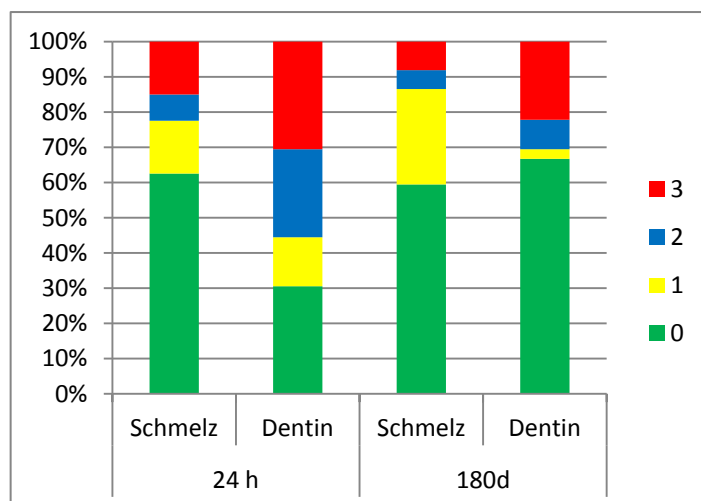


Abb 5.3d absolute Häufigkeiten in % für **die Kontrollgruppe (Wasser)** ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers

Ergebnisse

Auch für Reader 2 zeigen sich im Dentin unabhängig von der Lagerungszeit für nahezu alle Desinfektionsmittel und die Kontrollgruppe vergleichbar hohe Anteile der Bewertungen mit 3, also eine maximale Farbpenetration (siehe Abbildung 5.3a - 5.3d).

Die weitere Auswertung bestätigte, dass in keiner der Analysen/Subanalysen ein Einfluss der Desinfektionsmittel zu erkennen war (siehe Tabelle 9.3 im Anhang). Für graphische Darstellungen wurde daher nicht mehr zwischen den einzelnen Desinfektionsmitteln und der Kontrollgruppe unterschieden.

Auch für Reader 2 zeigte sich, dass sowohl der Einfluss des Haftvermittlers, als auch der Einfluss der Lage nicht homogen zwischen den beiden Lagerzeitgruppen (Komposit-Zeit-Wechselwirkung $p=0.0003$, Lage-Zeit-Wechselwirkung ($p=0.0043$) war, sodass hier ebenfalls eine weitere Auswertung getrennt nach Zeit erfolgte.

Dabei zeigte sich nach 180 Tagen eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Lage ($p=0,0412$), sodass hier eine nach Lage (Schmelz/Dentin) getrennte Auswertung durchgeführt wurde. Es ließ sich jedoch nach 180 Tagen weder im Schmelz noch im Dentin ein Einfluss des Haftvermittlers nachweisen ($p>0,05$).

Nach 24h zeigte sich eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Lage ($p=0,0244$), sodass hier noch einmal eine nach Haftvermittlersystemen getrennte Auswertung erfolgte. Sowohl im Schmelz ($p=0,0019$), als auch im Dentin ($p<0,0001$) ließ sich nach 24 h eine signifikante Wirkung der Haftvermittlersysteme zeigen. Die Wechselwirkung scheint daher quantitativ zu sein.

Wie auch für Reader 1 zeigt Abbildung 5.3e für Clearfil SE Bond® nach 24 h im Dentin hier mit ca. 49 % einen auffallend hohen Anteil an maximaler Penetration (Bewertung 3).

In Abbildung 5.3f wird deutlich, dass iBond® nach 24 h Lagerung im Schmelz auch für Reader 2 mit ca. 80 % der Bewertungen mit 0 das beste Ergebnis erzielte. Auffallend hoch stellt sich mit ca. 48 % der Anteil der Bewertungen mit 1 (Penetration bis zur Schmelz-Dentin-Grenze) nach 180 d im Schmelz dar.

Ergebnisse

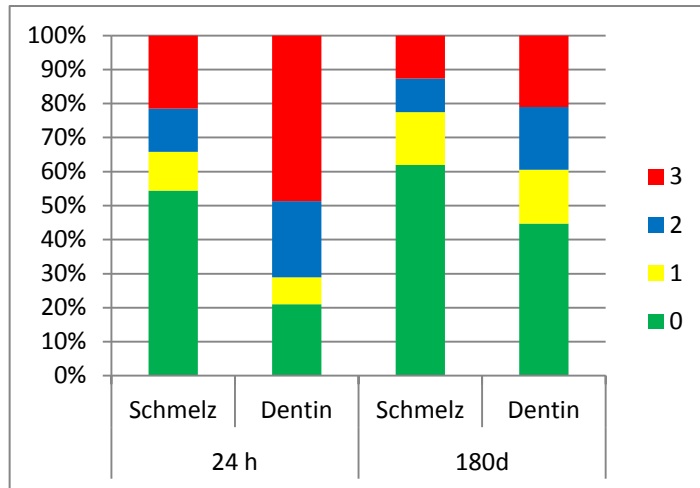


Abb.5.3e absolute Häufigkeiten in % für **Clearfil SE Bond®** ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein Einfluss des Desinfektionsmittels erkennen ließ, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt)

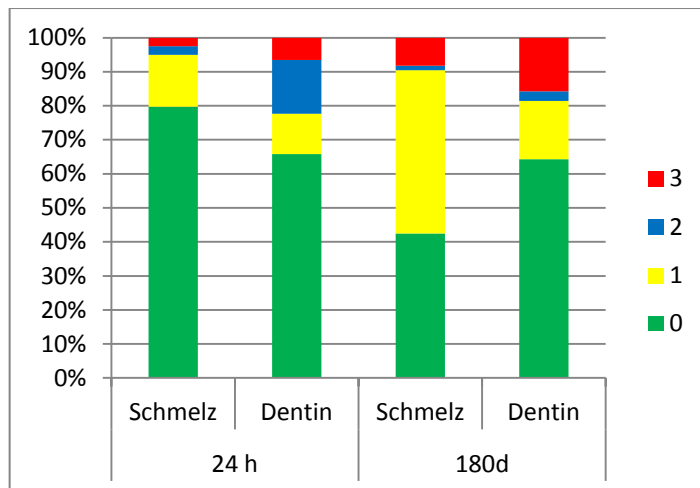


Abb.5.3f absolute Häufigkeiten in % für **iBond®** ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein Einfluss des Desinfektionsmittels erkennen ließ, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt)

Insgesamt wurden im Schmelz bessere Werte als im Dentin beobachtet und bei iBond® bessere Werte als bei Clearfil SE Bond® (siehe Abbildung 5.3e und 5.3f).

Bei Reader 2 zeigte die Betrachtung der Boxplots für Clearfil SE Bond® im Schmelz einen Median von 0. Der Interquartilsabstand bewegte sich zwischen 0 und 2. Der obere Whisker lag bei Messwerten zwischen 2 und 3. Im Dentin lag der Median bei einem Wert von 2. Der Interquartilsabstand bewegte sich zwischen 0 und 3. Sowohl im Schmelz als auch im Dentin war eine große Variationsbreite der Messwerte zu erkennen. Diese nahm von Schmelz zu Dentin zu (siehe Abbildung 5.3g).

Ergebnisse

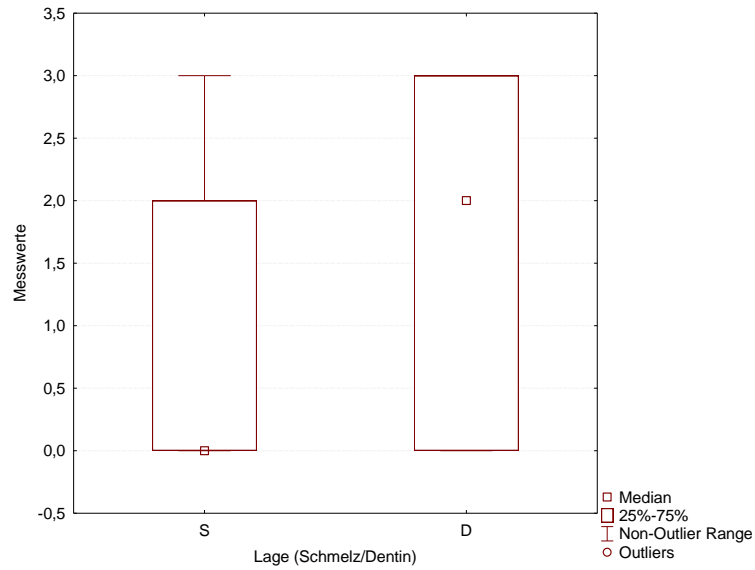


Abb.5.3g Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für **Clearfil SE Bond®** (aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde hier auf die Darstellung der Desinfektionsmittel und der Lagerungszeit verzichtet)

Für iBond® lag im Schmelz und im Dentin ein Median von 0 vor. Der Interquartilsabstand bewegte sich zwischen 0 und 1. Die oberen Whisker lagen für Schmelz und Dentin bei Messwerten zwischen 1 und 2. Der Boxplot enthielt für Schmelz und Dentin Ausreißer bei einem Wert von 3. Die Messwerte waren demnach identisch und es ließen sich keine Unterschiede zwischen Schmelz und Dentin erkennen (siehe Abbildung 5.3h).

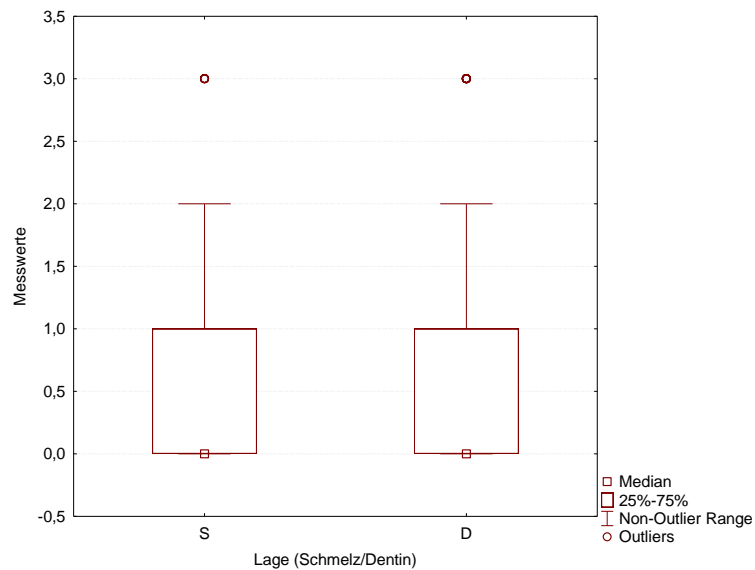


Abb.5.3h Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für **iBond®** (aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde hier auf die Darstellung der Desinfektionsmittel und der Lagerungszeit verzichtet)

Ergebnisse

Insgesamt zeigte auch für Reader 2 die Darstellung der Messwerte in Boxplots, dass im Schmelz bessere Werte als im Dentin beobachtet wurden und bei iBond® bessere Werte als bei Clearfil SE Bond® (siehe Abbildung 5.3g und 5.3h).

5.4 Vergleich zwischen Reader 1 und Reader 2

Für beide Reader ließ sich eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Zeit (Reader 1 $p < 0,0001$; Reader 2 $p = 0,0003$), sowie zwischen Lage und Zeit (Reader 1 $p < 0,0111$; Reader 2 $p = 0,0043$) nachweisen. Das heißt, die Einflüsse von Haftvermittler und Lage sind bei beiden Readern abhängig von der Lagerungszeit des Zahns.

Bei Reader 1 wird dieses wie folgt erklärt: Während nach 180 Tagen, weder Haftvermittler noch Lage einen Einfluss auf das Resultat hatten, zeigten sich nach 24h noch deutliche Unterschiede im Endpunkt und zwar sowohl zwischen den verschiedenen Lokalisationen der Kavität ($p < 0,0001$), als auch zwischen den verschiedenen Haftvermittlersystemen ($p < 0,0001$). Im Schmelz wurden hierbei bessere Werte als im Dentin beobachtet und bei iBond® bessere Werte als bei Clearfil SE Bond® (siehe Abbildung 5.2e und 5.2f).

Bei Reader 2 zeigte sich sowohl nach 24 h ($p = 0,0244$) als auch nach 180 Tagen ($p = 0,0412$) eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Lage, d.h. das Randschlussverhalten des Haftvermittlers scheint von der Lage der Kavität abzuhängen. Eine genaue Betrachtung zeigte allerdings, dass sich nach 180 Tagen weder im Schmelz noch im Dentin eine signifikante Wirkung des Haftvermittlers nachweisen ließ ($p > 0,05$), während nach 24 h sowohl im Schmelz ($p = 0,0019$) als auch im Dentin ($p < 0,0001$) eine Wirkung des Haftvermittlers gezeigt werden konnte. Auch hier wurden im Schmelz bessere Werte als im Dentin beobachtet und bei iBond® bessere Werte als bei Clearfil SE Bond® (siehe Abbildung 5.3e und 5.3f).

Insgesamt lässt sich somit feststellen, dass die Unterschiede zwischen den beiden Readern eher quantitativer als qualitativer Natur sind: Für beide Reader zeigte sich, dass lediglich nach 24 h ein Einfluss der Lage und des Haftvermittlers nachzuweisen ist. Während bei Reader 1 der Einfluss des Haftvermittlers homogen war, war dieser bei Reader 2 abhängig von der Lage. Diese Unterschiede sind jedoch eher als marginal zu bewerten (siehe Abbildung 5.4).

Ergebnisse

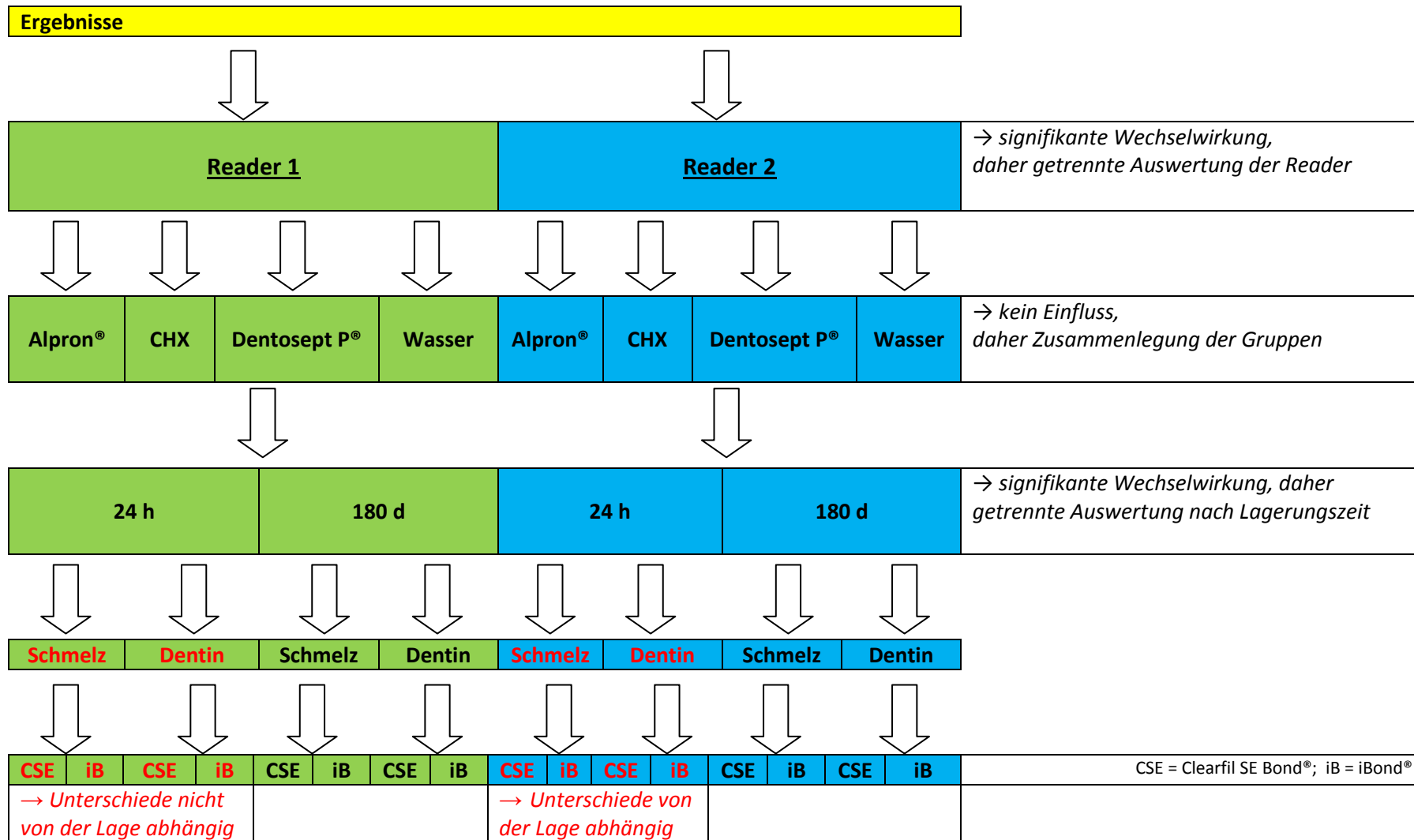


Abb. 5.4 Übersicht über die Ergebnisse für Reader 1 und Reader 2

Ergebnisse

Die Gegenüberstellung der Mediane von Reader 1 und Reader 2 nach 24 h und 180 d Lagerung in Abhängigkeit der Desinfektionsmittel bzw. der Kontrollgruppe (Tabellen 5.4a und 5.4b) zeigte, dass es nur geringfügig zu Abweichungen der Mediane > 0,5 zwischen den beiden Readern kam. Insgesamt war bei beiden Readern die gleiche Tendenz zu höheren oder niedrigeren Werten zu erkennen.

Tab. 5.4a Gegenüberstellung der Mediane Reader 1 und Reader 2 **nach 24 h Lagerung**.

(Eine Abweichung des Medians > 0,5 zwischen den beiden Readern ist rot markiert.)

Desinfektionsmittel	Adhäsivsystem	Lage	Median Reader 1	Median Reader 2
Alpron®	Clearfil SE Bond®	Schmelz	0	0
		Dentin	2,5	2
	iBond®	Schmelz	0	0
		Dentin	0	0
CHX	Clearfil SE Bond®	Schmelz	1	0,5
		Dentin	3	2
	iBond®	Schmelz	0	0
		Dentin	1	0
Dentosept P®	Clearfil SE Bond®	Schmelz	1,5	1
		Dentin	3	3
	iBond®	Schmelz	0	0
		Dentin	0	0
Wasser	Clearfil SE Bond®	Schmelz	1	0
		Dentin	3	3
	iBond®	Schmelz	0	0
		Dentin	0,5	0

Tab. 5.4b Gegenüberstellung der Mediane Reader 1 und Reader 2 **nach 180 d Lagerung**.

(Eine Abweichung des Medians > 0,5 zwischen den beiden Readern ist rot markiert.)

Desinfektionsmittel	Adhäsivsystem	Lage	Median Reader 1	Median Reader 2
Alpron®	Clearfil SE Bond®	Schmelz	0	0
		Dentin	2	1,5
	iBond®	Schmelz	1	0
		Dentin	1	0
CHX	Clearfil SE Bond®	Schmelz	1	0
		Dentin	1	0,5
	iBond®	Schmelz	1	1
		Dentin	0	0
Dentosept P®	Clearfil SE Bond®	Schmelz	1	1
		Dentin	2	2
	iBond®	Schmelz	1	1
		Dentin	1	0
Wasser	Clearfil SE Bond®	Schmelz	0	0
		Dentin	0	0
	iBond®	Schmelz	1	1
		Dentin	1	0

6 Diskussion

6.1 Diskussion von Material und Methode

6.1.1 Problematik von In-vitro-Untersuchungen

Die Eignung von Dentinhaftvermittlersystemen lässt sich entweder per In-vivo- oder In-vitro-Studien untersuchen (van Meerbeek et al. 1993, Pashley et al. 1995).

Für den klinischen Gebrauch geben In-vitro-Studien nur bis zu einem gewissen Grad Aufschluss über die Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlersystemen und Füllungsmaterialien. Die komplexen Bedingungen in der Mundhöhle können jedoch nicht vollständig wiedergegeben werden. Die Vorteile von In-vitro-Studien sind die Unabhängigkeit von der Compliance der Patienten und der fehlende Einfluss patientenabhängiger Unterschiede, wie beispielsweise Mundhygiene, Mundöffnung, Speichelzusammensetzung, Ernährungsgewohnheiten und Kaudruck. Zudem ermöglichen In-vitro-Studien die Anwendung destruktiver Testverfahren, bei denen die Proben für die Auswertung zerstört werden müssen, wie z.B. das Sägen der Prüfkörper nach der Farbpenetration. Auf diese Weise kann die Farbstoffpenetration in der Tiefe ausgewertet werden, während In-vivo-Studien lediglich eine oberflächliche Beurteilung der Randqualität ermöglichen (Perdigão und Lopes 1999).

So kommt es, dass In-vitro-Studien zur Beurteilung der Randqualität von Füllungsmaterialien weit verbreitet sind (Haller und Schuster 2000, Preussker et al. 2003, Poskus et al. 2004).

Letztendlich können die tatsächlichen Eigenschaften von Dentinhaftvermittlersystemen und Füllungsmaterialien zu realen Bedingungen, wie sie in der Mundhöhle vorzufinden sind, jedoch nur im Rahmen von klinischen Studien erfasst werden (Ferrari und Garcia -Godoy 2002).

6.1.2 Auswahl der Prüfkörper

Für die hier vorliegende Untersuchung wurden karies- und füllungsfreie bleibende menschliche Molaren der zweiten Dentition verwendet. Dies ermöglicht eine Untersuchung der marginalen Adaptation an intakter Zahnhartsubstanz.

Diverse Studien konnten zeigen, dass die Haftkraft von Dentinadhäsiven an gesundem Dentin höher ist, als an kariösem Dentin (Yoshiyama et al. 2003, Doi et al. 2004).

Das Alter der Testzähne war in der vorliegenden Studie zwar nicht bekannt, es kann jedoch aufgrund der randomisierten Einteilung der Gruppen von einer gleichmäßigen Verteilung ausgegangen werden. Außerdem konnte gezeigt werden, dass

Diskussion

sich das Alter der Zähne nicht signifikant auf die marginale Adaptation auswirkt (Mixson et al. 1993).

Ebenso scheinen die Lagerungszeit der Zähne nach Extraktion, sowie die Art und Temperatur des verwendeten Aufbewahrungsmediums keinen signifikanten Einfluss auf die Untersuchungsergebnisse zu haben (Hilton 2002a, Hilton 2002b).

Als leichter zugängliche Alternative zu menschlichen Zähnen bieten sich zur Untersuchung der marginalen Adaptation von Dentinhaftvermittlersystemen Rinderzähne an. Allerdings stellen sich die Angaben über Struktur und histologischen Aufbau, sowie chemisch-physikalisches Verhalten von Rinderzähnen von Autor zu Autor sehr lückenhaft und widersprüchlich dar. Die Verwendung menschlicher Zähne ist daher für das Erzielen reproduzierbarer und aussagekräftiger Ergebnisse zu bevorzugen (Nakamichi et al. 1983, Retief et al. 1990).

6.1.3 Auswahl der Desinfektionsmittel

Zur Vermeidung einer möglichen bakteriellen Kontamination des Kühlwassers dentaler Behandlungseinheiten sind in modernen zahnärztlichen Behandlungseinheiten Desinfektionsanlagen bereits integriert (Williams et al. 1995, Zanetti et al. 2000).

Es kann davon ausgegangen werden, dass die im praktischen Alltag angewendeten Desinfektionsmittel einen Einfluss auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven und somit auf den Randschluss von Kompositfüllungen haben.

Einige Studien belegen, dass das in dieser Studie verwendete Desinfektionsmittel Dentosept P® bei täglicher Anwendung die in den Richtlinien der American Dental Association (ADA) für Brauchwasserdesinfektion geforderte Reduktion der Gesamtkeimzahl auf unter 200 CFU · ml⁻¹ erbringt (Kettering et al. 2002, Schel et al. 2006). Der aktive Bestandteil von Dentosept P®, Wasserstoffperoxid, soll eine demineralisierende Wirkung auf das Dentin haben (Van Meerbeek et al. 1992). Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Wirkung der Dentinhaftvermittler beeinflusst wird.

Das ebenfalls für diese Untersuchung verwendete Alpron® wurde in einer Reihe von Studien getestet. Smith et al. zeigten, dass Alpron® bei einer regelmäßigen Anwendung über einen Zeitraum von 6 bis 13 Wochen die Gesamtkeimzahl des Brauchwassers auf einen Wert reduzieren kann, der vergleichbar mit dem des Trinkwassers ist (Smith et al. 2002). Nach Schel et al. (2006) erbrachte Alpron® eine Bakterienreduktion des Kühlwassers unterhalb der von der ADA geforderten 200 CFU · ml⁻¹ in 87 % der Fälle. Zudem entfernt Alpron® komplett den Biofilm in den wasserführenden Leitungen dentaler Einheiten (Walker et al. 2003, Schel et al.

Diskussion

2006). Die Wirkung von Alpron® basiert auf dem Chelatkomplex EDTA. Es entfernt den smear layer und dekalzifiziert das Dentin in einer Tiefe zwischen 0,5 und 1,0 µm (Uno und Finger 1996). Auch hier kann somit davon ausgegangen werden, dass die Wirkung der Dentinhaftvermittler beeinflusst wird.

Chlorhexidin wird in dieser Untersuchung in Form einer sogenannten Kavitäten-toilette eingesetzt. Der Einfluss einer Kavitätentoilette mit CHX auf die Haftfestigkeit und den Randschluss von Kompositfüllungen wird kontrovers dargestellt und bleibt somit weiter zu untersuchen (Pappas et al. 2005, Ersin et al. 2009).

In einer Studie von Walker et al. (2003) eliminierte Chlorhexidin, als in die wasserführenden Leitungen eingebrachtes Desinfektionsmittel, die im Kühlwasser vorhandenen Keime vollständig. Jedoch war es nicht möglich, mit der Anwendung von CHX den Biofilm in den wasserführenden Leitungen komplett zu entfernen. Dies gelang lediglich zu ca. 31 % (Walker et al. 2003).

6.1.4 Auswahl der Dentinhaftvermittler

In der hier vorliegenden Untersuchung wurden ausschließlich komplette Adhäsiv-Komposit-Systeme verwendet, d.h. jedes Adhäsivsystem wurde nur mit dem vom Hersteller empfohlenen, korrespondierenden Kompositfüllungsmaterial kombiniert.

Die Verwirklichung in der Erzielung eines dichten Randschlusses liegt in der Kombination beider Komponenten begründet (Szep et al. 2003, Poskus et al. 2004).

Maßgeblich für einen optimalen Randschluss sind bei den Adhäsiven, deren Zusammensetzung und die erzeugbare Haftkraft. Bei selbstätzenden Adhäsivsystemen sind die Tiefe der Demineralisation und die Tiefe der Infiltration nahezu identisch. Somit sind die selbstätzenden Adhäsivsysteme in ihrer Anwendung wesentlich weniger techniksensibel und das erzielte Ergebnis weniger behandlerabhängig (Miyazaki et al. 2000).

In dieser Studie wurde zum einen ein „Zwei-Schritt-Self-Etch-System“ (Clearfil SE Bond®) und zum anderen ein „Ein-Schritt-Self-Etch-System (All-in-one)“ (iBond®) mit den jeweils korrespondierenden Kompositen Clearfil APX® bzw. Venus® verwendet, um einen Vergleich zwischen den Ein-und-Zwei-Schritt-Systemen unter den „Self-Etch-Präparaten“ zu erhalten.

Durch die Anwendung eines sauren Primers kann beim „Zwei-Schritt-Self-Etch-System“ komplett auf das Ätzen mit Phosphorsäure verzichtet werden. Ein hydrophobes Adhäsiv (Bonding Agent) vervollständigt diese Adhäsivtechnik, die eine hervorragende Dentinhaftung aufweist. Das Problem des dauerhaften Schmelzverbundes ohne Ätzen mit Phosphorsäure bleibt jedoch bestehen. Während eine Phosphorsäureätzung des Dentins bei Syntac® oder A.R.T. Bond® eher förderlich

Diskussion

ist, wirkt sie sich bei AdheSE® oder Clearfil SE Bond® eher schädlich aus (Van Landuyt et al. 2006, Frankenberger 2008).

Die „All-in-one-Adhäsive“ bringen eine höhere Techniksensibilität mit sich als konventionelle Adhäsive mit Mehrschritt-Applikation (Tay et al. 2002a, Tay et al. 2002b, Frankenberger et al. 2005, Frankenberger und Tay 2005, Frankenberger 2008). Ein weiteres Problem stellt die Permeabilität gegenüber Wasser dar. Die All-in-one-Adhäsive sind sogar nach der Photopolymerisation noch so hydrophil, dass Wasser oder Dentinliquor hindurch penetriert und massive Nanoleakage verursacht (Frankenberger et al. 2001, Tay et al. 2002a, Tay et al. 2004). Je hydrophiler also das applizierte Adhäsiv ist, desto ungünstiger ist die Prognose für einen dauerhaften Dentinverbund. Zusammenfassend lässt sich sagen, die Haftfestigkeit und Applikationsweise betreffend, stellen selbstätzende Adhäsive mit einem Applikationsschritt nicht immer eine bessere Alternative zu Mehrschritt-Adhäsiven dar (Van Landuyt et al. 2009).

Einen entscheidenden Einfluss auf Verarbeitbarkeit und Eigenschaften eines Adhäsivsystems hat das verwendete Lösungsmittel. Clearfil SE Bond® beinhaltet Wasser als Lösungsmittel. iBond® enthält ein Azeton-Wasser-Lösungsmittelgemisch.

Der Nachteil der wasserbasierenden Adhäsivsysteme ist die Gefahr, dass zu wenig Wasser verdunstet und somit das verbleibende Wasser in den Verbund integriert wird. In Azeton gelöste Monomere infiltrieren trockenes Dentin nur unvollständig (Perdigão et al. 1999).

Diese Problematik kann mit Hilfe des Effektes eines sogenannten Intrinsic Rewetting, bei dem das im Lösungsmittel enthaltene Wasser eine Wiederaufrichtung kollabierter Kollagenfasern bewirkt, durch Lösungsmittelgemische aus Wasser und Ethanol bzw. Wasser und Azeton umgangen werden (Haller und Fritzenschaft 1999).

6.1.5 Lagerung und künstliche Probenalterung

Die Lagerung der Prüfkörper erfolgte in dieser Studie nicht in destilliertem Wasser oder Ethanol, sondern in künstlichem Speichel, um die Gegebenheiten in der Mundhöhle möglichst realitätsnah auch in vitro nachstellen zu können. Die Auswirkungen des Lagerungsmediums auf die physikalischen und chemischen Eigenschaften der Kompositfüllungen, und damit auch auf den Randschluss dieser, werden kontrovers diskutiert. Sadaghiani et al. (2009) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen verschiedenen Lagerungsmedien feststellen. Hahnel et al. (2010) zeigten, dass bei einer Lagerung in destilliertem Wasser, Ethanol und

Diskussion

künstlichem Speichel kein signifikanter Einfluss auf Vickershärte und Biegefestigkeit, jedoch auf die Oberflächenrauigkeit auftritt.

Zähne und damit auch die applizierten Füllungsmaterialien sind in der Mundhöhle durch Nahrungsaufnahme und Flüssigkeitszufuhr permanenten Temperaturschwankungen ausgesetzt. Die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterialien können im Bereich der Verbundschicht zu Zugspannungen und somit zu Randspalten führen.

Um auch in diesem Fall eine möglichst realitätsnahe Nachempfindung der Gegebenheiten in der Mundhöhle in vitro schaffen zu können, wurden nach Ablauf der 180 - tägigen Lagerung im künstlichen Speichel eine Hälfte der Prüfkörper einer Temperaturwechselbelastung ausgesetzt. Die thermische Wechselbelastung erfolgte, wie mehrfach in der Literatur empfohlen, in 2000 Zyklen zwischen 5° C und 55° C. Mit Hilfe des mikroprozessorgesteuerten Gerätes wurden die Prüfkörper für jeweils 30 Sekunden, 2000 Mal abwechselnd in das warme bzw. kalte destillierte Wasser getaucht. Die Abtropfzeit zwischen den Bädern betrug 15 Sekunden (Blunck 1988, Frankenberger et al. 2003)

Nach Roulet (1987) ist die thermische Wechselbelastung im Gegensatz zur alleinigen Wasserlagerung eine wichtige Voraussetzung für Langzeitprognosen. Dennoch sollte der Einfluss des Thermocyclings nicht überbewertet werden, da eine Prognose des klinischen Verhaltens von Kompositfüllungen nur bedingt möglich ist und In-vivo-Studien unverzichtbar sind (Roulet 1987).

Einer metaanalytischen Bewertung zufolge hat Thermocycling zumindest keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft von Kompositfüllungen (Cenci et al. 2008).

6.1.6 Farbpenetration und Randanalyse

Die Farbstoffpenetration ist unter der Vielzahl der Randspaltanalysemethoden ein weit verbreitetes und relativ einfach durchführbares Verfahren zur Untersuchung der marginalen Adaptation. Es ist kein großer apparativer Aufwand erforderlich. Trotzdem sind durchaus relevante Resultate zu erwarten. Die Diffusion des Markierungstoffes hängt von vielen Einflussfaktoren ab. Der Konzentrationsgradient, die chemische Zusammensetzung und Molekülgröße, der Inhalt und die Breite des Randspaltes und die Richtung des Flüssigkeitsstromes begründen die eingeschränkte Vergleichbarkeit der Farbstoffpenetrationsversuche (Brännström et al. 1984, Kubo et al. 2002). In dieser Studie wurden die Prüfkörper für 24 h in 5 %ige Methylenblau-Lösung getaucht (Owens et al. 2006).

Diskussion

Die Messung der Penetrationstiefe erfolgte an nur zwei Schnitthälften, also an rein zufällig ausgewählten Abschnitten des Füllungsrandes. Dies könnte eine mögliche Erklärung für die teilweise starke Streuung der Messwerte sein.

Der große Nachteil des Farbstoffpenetrationstests liegt darin, dass die Prüfkörper für die Auswertung zerstört werden müssen. Wiederholungsmessungen sind im Gegensatz zur rasterelektronenmikroskopischen Analyse nicht möglich. Außerdem lässt sich zwar die Penetrationstiefe des jeweiligen Farbstoffes sehr genau bestimmen, jedoch nicht, welchen Weg der Farbstoff genau verfolgt hat.

Zudem besteht die Möglichkeit, dass der Farbstoff aufgrund seiner Polarität und der hydrophilen bzw. hydrophoben Eigenschaften des Adhäsives in die Adhäsivschicht aufgenommen wurde. Dies hätte falsch positive Testergebnisse zur Folge, da dann nicht nur Randspalten, sondern auch intakte Adhäsivschichten mit dem Farbstoff markiert würden.

Ernst et al. (2008) zeigten, dass die Wahl der Bewertungsmethode und die Dauer der Farbstoffpenetration einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Ergebnisse haben. Länger dauernde Farbpenetrationen scheinen für aussagekräftige Ergebnisse angemessener als weniger lange dauernde Penetrationen (Ernst et al. 2008).

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Prüfkörper sofort nach dem Entnehmen aus der Färbelösung und dem Entfernen des überschüssigen Farbstoffes mit einer hochauflösenden Digitalkamera im Makrofokus fotografiert, sodass sie jederzeit für die Auswertung und eine beliebige Zahl an Readern zur Verfügung standen. Außerdem konnte so ein weiteres Diffundieren des Farbstoffes nach dem Entnehmen aus der Färbelösung ausgeschlossen werden.

Aufgrund der klar definierten, am anatomischen Aufbau des Zahnes orientierten Werte für die Penetrationstiefe hätte hier eine licht- oder rasterelektronenmikroskopische Auswertung keinen erheblichen Vorteil gebracht.

Wie mehrfach in der Literatur bewährt, wurde zur Bewertung der Eindringtiefe des Farbstoffes eine ordinale Bewertungsskala von 0 bis 3 benutzt, getrennt für Schmelz und Dentin (Owens et al. 2006, Ernst et al. 2008).

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Für beide Reader lässt sich eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Zeit sowie zwischen Lage und Zeit nachweisen. Das heißt, die Einflüsse von Haftvermittler und Lage sind abhängig von der Lagerungszeit des Zahns.

Als ein wichtiger Faktor für einen Einfluss auf die marginale Adaptation ist somit die Lage des Kavitätenrandes im Zahn anzusehen. Die Auswertung des Farbstoffpenetrationstests ermöglichte eine getrennte Bewertung nach Schmelz und Dentin. Hiermit konnte ein typisches Verteilungsmuster der Beurteilungskriterien sowohl in den schmelz- als auch in den dentinbegrenzten Kavitätenbereichen nachgewiesen werden. Vor allem in dentinbegrenzten, approximalen Kavitäten erweist sich der Verbund zwischen Komposit und Dentin als problematisch. Dentin stellt aufgrund seiner strukturellen Zusammensetzung einen wesentlich ungünstigeren Haftungspartner im Vergleich zum Schmelz dar. In den schmelzbegrenzten Kavitätenabschnitten ließen sich sowohl nach 24 h-Lagerung, als auch nach 180 d-Lagerung mit thermischer Wechselbelastung insgesamt bessere Bewertungen der marginalen Adaptation beobachten als entlang der Randabschnitte im Dentin. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen die Erkenntnisse anderer Untersuchungen mit gebräuchlichen Kompositen, die ebenfalls zeigen, dass die marginale Adaptation im Dentin nach wie vor problembehafteter als im Schmelz ist (Swift et al. 1995, Manhart et al. 2004, Frankenberger und Tay 2005, Frankenberger 2008).

Einen weiteren wichtigen Einflussfaktor für die marginale Adaptation stellte die Lagerungszeit von 24 h oder 180 d mit Temperaturwechselbelastung dar. Der Einfluss der Temperaturwechselbelastung wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Eine Studie von Frankenberger et al. (2005) zeigte, dass die Haftkraft zwischen Dentin und einem Adhäsiv mit separatem hydrophobem Bonding, wie beispielsweise Clearfil SE Bond®, weniger empfindlich auf eine thermomechanische Wechselbelastung reagiert. Es konnte mittels transmissionselektronenmikroskopischer Untersuchung des Nanoleakage keine Verschlechterung des Verbundes zwischen Adhäsiv und Dentin festgestellt werden, außer für iBond® (Frankenberger et al. 2005). Frankenberger und Tay (2005) stellten in einer anderen Untersuchung fest, dass alle in dieser Studie getesteten Adhäsive (unter anderem Clearfil SE Bond® und iBond®) nach thermomechanischer Wechselbelastung eine signifikante Abnahme der spaltfreien Füllungsänder zu verzeichnen hatten. Einer meta-analytischen Bewertung zufolge hat Thermocycling zumindest keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft von Kompositfüllungen (Cenci et al. 2008).

In der vorliegenden Studie bestätigt sich die kontroverse Darstellung des Einflusses der thermischen Wechselbelastung. In den meisten Fällen ist nach Durchführung

Diskussion

des Thermocyclings kaum eine Veränderung für iBond® feststellbar, selten eine Verbesserung der Randschlussbewertungen für Clearfil SE Bond®.

Die Lagerungszeit der Prüfkörper betreffend, ist in der Literatur eine deutliche Reduzierung des Haftverbundes für Schmelz und Dentin gleichermaßen nach Wasserlagerung für ein Jahr, im Vergleich zur 24 h-Lagerung beschrieben (Foxton et al. 2008). Auch dies lässt sich durch die vorliegende Studie nicht bestätigen.

In der Literatur wird Clearfil SE Bond® bezüglich Haftkraft und Randschluss durchgehend als bessere Alternative, unter den selbststützenden Adhäsivsystemen, im Vergleich zu iBond® aufgeführt (Frankenberger et al. 2005, Frankenberger und Tay 2005, Brackett et al. 2008, Van Landuyt et al. 2009). Sogar im Vergleich zu „Etch-and-Rinse-Produkten“ wird Clearfil SE Bond® als nahezu genauso effektiv in Bezug auf Randschluss bzw. Haftkraft beschrieben (Ernst et al. 2005, Brackett et al. 2008). Diese Erwartung hat sich allerdings in der vorliegenden Studie nicht bestätigt. Insgesamt schnitt iBond® hier etwas besser ab als Clearfil SE Bond®.

Die Ergebnisse im Dentin waren für iBond® etwas besser als im Schmelz. Dies wird ebenfalls durch die Untersuchung von Brackett et al. (2008) zur Haftkraft des Adhäsivsystems bestätigt. iBond® gehört zur Gruppe der All-in-one Adhäsive und ist im Unterschied zu Clearfil SE Bond®, das aus separatem Primer und Bonding besteht, bereits gebrauchsfertig. Eine Untersuchung von Frankenberger und Tay (2005) bescheinigte iBond eine unvollständige marginale Adaptation. Nur 15 % der Proben zeigten dort nach mechanischer und thermischer Belastung einen kontinuierlichen Übergang zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial. Im Schmelz ließ sich beobachten, dass mit der Anwendung von iBond® die komplette Schmierschicht nicht zu durchdringen war.

Der vorliegenden Untersuchung lag nicht zugrunde, in welcher Konzentration die Desinfektionsmittel nach Durchlaufen der wasserführenden Leitungen im Kühlwasser vorliegen. Eine mögliche Verdunstung der Desinfektionsmittel blieb unberücksichtigt.

Es besteht die Möglichkeit, dass die Desinfektionsmittelkonzentration so gering ist, dass kein oder ein sehr geringer Einfluss auf die marginale Adaptation von Kompositfüllungen besteht. Außerdem ist nicht hinreichend geklärt, ob bei der Verwendung von Behandlungseinheiten unterschiedlicher Typen und Hersteller mit einem anderen Wasser- und Desinfektionsleitungssystem gleiche Ergebnisse erzielt würden. In dieser Untersuchung wurden ausschließlich Behandlungseinheiten vom Typ Sirona C2 verwendet.

Annahmen darüber, dass antimikrobielle Substanzen die marginale Adaptation von Dentinhaftvermittlersystemen beeinflussen, bleiben spekulativ, sodass weitere

Diskussion

Untersuchungen auf diesem Gebiet notwendig sind. Ein möglicher Einfluss von Desinfektionsmitteln, in Abhängigkeit vom jeweilig verwendeten Adhäsivsystem, kann nur vermutet werden.

7 Zusammenfassung

Ziel der hier vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss von Brauchwasserdesinfektionsmitteln zahnärztlicher Behandlungseinheiten auf den Randschluss von Kompositfüllungen mit selbstätzenden Dentinadhäsiven mittels Farbstoffpenetrationstest zu untersuchen. Die Auswertung erfolgte getrennt nach Schmelz und Dentin, sowie getrennt nach Lagerungszeit mit und ohne künstliche Probenalterung. Für die Studie wurden 160 frisch extrahierte, karies- und füllungsfreie menschliche Molaren der bleibenden Dentition verwendet. Die Zähne wurden in vier Gruppen mit je 40 Zähnen nach Verwendung des jeweiligen Desinfektionsmittels bzw. der Kontrollgruppe Wasser eingeteilt. Durch Präparation mit diamantierten Bohrern wurden die Prüfkörper mit einer standardisierten mod-Kavität versehen. Dies erfolgte unter Kühlung mit dem Brauchwasser-Desinfektionsmittel-Gemisch mit einem der beiden Desinfektionsmittel Dentosept P® und Alpron®, mit Wasser als Kontrollgruppe und mit einer CHX-Kavitätoilette nach Präparation mit Wasser. Die nach dem Kühlwasser-Desinfektionsmittel-Gemisch eingeteilten vier Gruppen wurden daraufhin in jeweils zwei weitere Gruppen mit jeweils 20 Prüfkörpern unterteilt, um sie mit jeweils einem der beiden Dentinhaftvermittlersysteme iBond® und Clearfil SE Bond® vorzubehandeln. Anschließend wurden die Kavitäten mit den korrespondierenden Kompositen Venus® bzw. Clearfil APX® gefüllt.

Die Lagerung der Prüfkörper in künstlichem Speichel erfolgte für die eine Gruppe für 24 Stunden. Für die Prüfkörper der anderen Gruppe wurde die Lagerung für 180 Tage mit zusätzlicher Temperaturwechselbelastung vollzogen. Nach der Lagerung wurde eine Farbstoffpenetration mit Methylenblau für 24 Stunden durchgeführt.

Zur Auswertung erfolgte zunächst das Sägen der Zähne in mesio-distaler Richtung in zwei Hälften. Die Zahnhälften wurden dann, mittels hochauflösender Fotografien, auf den Randschluss der Kompositfüllungen hin untersucht. Dazu wurden die unterschiedlichen Ergebnisse anhand einer vorher festgelegten ordinalen Bewertungsskala von zwei unterschiedlichen Readern ausgewertet.

Die Ergebnisse zeigten, dass sich für beide Reader eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Zeit, sowie zwischen Lage und Zeit nachweisen lässt. Das heißt, die Einflüsse von Haftvermittler und Lage sind abhängig von der Lagerungszeit des Zahns.

Während bei Reader 1 nach 180 Tagen weder Haftvermittler noch Lage einen Einfluss auf das Resultat hatten, zeigten sich nach 24h noch deutliche Unterschiede im Endpunkt und zwar sowohl zwischen den verschiedenen Lokalisationen der Kavität, als auch zwischen den verschiedenen Haftvermittlersystemen.

Zusammenfassung

Bei Reader 2 zeigte sich sowohl nach 24 h als auch nach 180 Tagen eine signifikante Wechselwirkung zwischen Haftvermittler und Lage, d.h. das Randschlussverhalten des Haftvermittlers scheint von der Lage der Kavität abzuhängen.

Eine genaue Betrachtung zeigte allerdings, dass sich nach 180 Tagen weder im Schmelz noch im Dentin eine signifikante Wirkung des Haftvermittlers nachweisen ließ, während nach 24 h sowohl im Schmelz als auch im Dentin eine Wirkung des Haftvermittlers gezeigt werden konnte.

Zusammenfassend ließ sich nicht nachweisen, dass ein signifikanter Einfluss der Brauchwasserdesinfektionsmittel im Vergleich zur Kontrollgruppe mit Wasser auf den Randschluss der Kompositfüllungen besteht. Ein Einfluss auf den Randschluss kann jedoch auch nicht ausgeschlossen werden.

Es werden weitere Untersuchungen notwendig sein.

8 Literaturverzeichnis

Airoldi RL, Krejci I, Lutz F (1992): In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class V cavity preparations. Quintessence Int 23: 355-363.

Albrecht A: Marginale Adaptation von stopfbaren Kompositen undOrmoceren in Klasse-II-Kavitäten. Med. Diss. München 2003

Artini M, Scoarughi GL, Papa R, Dolci G, De Luca M, Orsini G, Pappalardo S, Costerton JW, Selan L (2008): Specific anti cross-infection measures may help to prevent viral contamination of dental unit waterlines: a pilot study. Infection. 36(5): 467-71.

Blunck U (1988): Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 43: 939-943.

Blunck U (1996): Dentinhaftmittel-Übersicht und Auswahlkriterien. DAZ-forum 53: 39-50.

Bowen RL (1979): Compatibility of various materials with oral tissues: The components in composite restorations. J Dent Res 58: 1493- 1506.

Bowen RL, Marjenhoff WA (1992): Dental Composites/Glass Ionomers: the Materials. Adv Dent Res 6: 44-49.

Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH (2008): Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. Oper Dent 33(1): 89-95.

Brännström M, Torstenson B, Nordenvall KJ (1984): The initial gap around large composite restorations in vitro: the effect of etching enamel walls. J Dent Res 63(5): 681-4.

Brännström M, Mattsson B, Torstenson B (1991): Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach. J Dent 19: 71-79.

Literaturverzeichnis

Brunner E, Domhof S, Langer F (2002): Nonparametric Analysis of Longitudinal Data in Factorial Experiments. Wiley, New York

Buonocore MG (1955): A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34: 849-853.

Cenci MS, Pereira-Cenci T, Donassollo TA, Sommer L, Strapasson A, Demarco FF (2008): Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials. J Appl Oral Sci 16(2): 106-10.

Cheung GS (1990): Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. J Prosthet Dent 63: 286-288.

Chung KH (1990): The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res 69: 852-856.

Coleman DC, O'Donnell MJ, Shore AC, Russell RJ (2009): Biofilm problems in dental unit water systems and its practical control. J Appl Microbiol 106(5): 1424-37.

Crim GA, Mattingly SL (1981): Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. J Prosthet Dent 45(2): 160-3.

Davidson CL, De Gee AJ (1984): Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites. J Dent Res 63: 146-148.

Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A (1984): The Competition between the Composite-Dentin Bond Strength and the Polymerization Contraction Stress. J Dent Res 63: 1396.

Dietschi D, Holz J (1990): Die Qual der Wahl bei Seitenzahnfüllungen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1332-1335.

Dietschi D, Herzfeld D (1998): In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. Eur J Oral Sci 106: 1033-1042.

Literaturverzeichnis

Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M (2004): Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil* 31(10): 1023-8.

Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B (2008): Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent Mater* 24(3): 319-27.

Ersin NK, Candan U, Aykut A, Eronat C, Belli S (2009): No adverse effect to bonding following caries disinfection with chlorhexidine. *J Dent Child* 76(1): 20-7.

Ferracane JL (1995): Current Trends in Dental Composites. *CROBM* 6: 302-318.

Ferrari M, Garcia-Godoy F (2002): Sealing ability of new generation adhesive – restorative materials placed on vital teeth. *Am J Dent* 15: 117-128.

Fitchie JG, Puckett AD, Reeves GW, Hembree JH (1995): Microleakage of a new dental adhesive comparing microfilled and hybrid resin composites. *Quintessence Int* 26: 505-510.

Foxton RM, Melo L, Stone DG, Pilecki P, Sherriff M, Watson TF (2008): Long-term durability of one-step adhesive-composite systems to enamel and dentin. *Oper Dent* 33(6): 651-7.

Frankenberger R: Adhäsiv-Fibel, Spitta Verlag, Balingen 2008

Frankenberger R, Tay FR (2005): Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21(5): 397-412.

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A (1999): Dentin bond strength and marginal adaption: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24: 147-155.

Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M (2001): 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17: 373-380.

Frankenberger R, Strobel WO, Krämer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, Petschelt A (2003): Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 67(2): 712-21.

Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A (2004a): The Effect of Six Years of Water Storage on Resin Composite Bonding to Human Dentin. Res B Appl Biomater 69: 25-32.

Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N, Petschelt A (2004b): Total Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. ZWR 113(5): 188-196.

Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR (2005): Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. Biomaterials 26: 2043–2052.

Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Märkl A (2000): Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". Oper Dent 25(1): 26-32.

Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Lehrbuchreihe zur Aus- und Weiterbildung: Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde 4: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie, Thieme-Verlag, Stuttgart 2005

Gente M, Sommer AP (1999): Verringerung der linearen Schrumpfung lighthärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung. Dtsch Zahnärztl Z 11: 729-731.

Going RE (1972): Microleakage around dental restorations: a summarizing review. J Am Dent Assoc 84(6): 1349-57.

Gordon M, Plasschaert AJ, Soelberg KB, Bogdan MS (1985): Microleakage of four composite resins over a glass ionomer cement base in Class V restorations. Quintessence Int 16(12): 817-20.

Literaturverzeichnis

Gwinnett AJ (1966): Histology of Normal Enamel. IV. Microradiographic Study. J Dent Res 45: 870.

Gwinnett AJ, Matsui A (1967): A Study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesives. Arch Oral Biol 12: 1615-1620.

Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M (2010): Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. Oper Dent 35(4): 412-9.

Haller B, Fritzenschaft A (1999): Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten - Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 54: 225-230.

Haller B, Schuster P (2000): Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55: 331-335.

Hassan K, Mante F, List G, Dhuru V (1987): A modified incremental filling technique for class II composite restorations. J Prosthet Dent 58: 153-156.

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung, deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2009

Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, García-Godoy F, Manhart J (2005): Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. Am J Dent 18(3): 198-211.

Hilton TJ (2002a): Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. Am J Dent 15(3): 198-210.

Hilton TJ (2002b): Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. Am J Dent 15(4): 279-89.

Kettering JD, Muñoz-Viveros CA, Stephens JA, Naylor WP, Zhang W (2002): Reducing bacterial counts in dental unit waterlines: distilled water vs. antimicrobial agents. J Calif Dent Assoc 30(10): 735-41.

Literaturverzeichnis

Kubo S, Li H., Burrow MF, Tyas MJ (2002): Nanoleakage of dentin adhesive systems bonded to Carisolv-treated dentin. Oper Dent 27: 387-395.

Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC (2002): Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. Quintess Int 33(3): 213-24.

Lutz F, Phillips RW (1983): A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 50: 480-488.

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC (1984): In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites. J Dent Res 63: 914.

Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR (1986): Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations: a new restorative technique. Quintess Int 17: 777-784.

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R (2000): Mechanical properties of new composite restorative materials. J Biomed Mater Res 53: 353-361.

Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R (2001): Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. Oper Dent 26(4): 357-66.

Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R (2004): Buonocore Memorial Lecture: Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent 29: 481-508.

Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC (1984): Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. J Prosthet Dent 51: 495-498.

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH (1997): Physical properties and gap formation of light cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent 25: 321-330.

Literaturverzeichnis

Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ (1993): Effects of dentin age and bonding on microgap formation. Am J Dent 6(2): 72-6.

Miyazaki M, Onose H, Moore BK (2000): Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 13(2): 101-4.

Mjör IA, Nordahl I (1996): The density and branching of dentinal tubules in human teeth. Arch Oral Biol 41(5): 401-412.

Müller H-P: Checklisten der Zahnmedizin: Parodontologie, Thieme-Verlag, Stuttgart 2006

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983): Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res 62(10): 1076-81.

Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R (2004): Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mat 20: 579-585.

Owens BM, Johnson WW, Harris EF (2006): Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. Oper Dent 31(1): 60-7.

Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P (2010): Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. Clin Oral Investig 14(4): 441–458.

Pappas M, Burns DR, Moon PC, Coffey JP (2005): Influence of a 3-step tooth disinfection procedure on dentin bond strength. J Prosthet Dent 93(6): 545-50.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995): Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater 11(2): 117-25.

Perdigão J, Lopes M (1999): Dentin bonding - questions for the new millennium. J Adhes Dent 1(3): 191-209.

Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Tomé AR, Vanherle G, Lopes AB (1996): Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. Dent Mater 12: 262-271.

Literaturverzeichnis

Perdigão J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW (1999): The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. Dent Mat 15(4): 282-95.

Poskus LT, Placido E, Cardoso PE (2004): Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. J Adhes Dent 6(3): 227-32.

Preusser S, Klimm W, Poschmann M, Koch R (2003): Microbial ingrowth around single- and multi-component adhesives studied in vitro. Caries Res 37: 345-351.

Retief DH (1992): Clinical applications of enamel adhesives. Oper Dent 17(5): 44-49.

Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR (1990): Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. Am J Dent 3(6): 253-8.

RKI – Richtlinie (2006): Infektionsprävention in der Zahnheilkunde - Anforderungen an die Hygiene. Mitteilung der Kommission für Krankenhaushygiene und Infektionsprävention beim Robert Koch – Institut. Bundesgesundheitsblatt – Gesundheitsforschung – Gesundheitsschutz 2006 . 49: XXX – XXX DOI 10.1007/s00103 – 005 – 1219 – y. Springer Medizin Verlag, Heidelberg 2005

Roulet JF (1975): Das Problem des Randschlusses bei Kunststofffüllungen. Schweiz Monatschr Zahnheilk 85: 1039-1053.

Roulet JF: Degradation of dental Polymers, Karger Verlag, Basel 1987

Roulet JF, Blunck U (1996): Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich. Neue Gruppe 9: 10-1.

Roulet JF, Noack MJ (1991): Criteria for substituting amalgam with composite resins. Int Dent J 41: 195-205.

Rueggeberg FA, Margeson DH (1990): The Effect of Oxygen Inhibition on an Unfilled / Filled Composite System. J Dent Res 69: 1652.

Ruppert M, Schlagenhauf U (2004): Chlorhexidin in der Zahnheilkunde. Eine

Literaturverzeichnis

Übersicht. Quintessenz 55: 55-65.

Ruyter IE (1988): Composites – characterization of composite filling materials: reactor response. Adv Dent Res 2: 122-129.

Sadaghiani L, Adusei G, Rees J (2009): Effects of storage media on physical properties of selected tooth coloured restorative materials. Eur J Prosthodont Restor Dent 17(3): 116-20.

Sasafuchi Y, Otsuki M, Inokoshi S, Tagami J (1999): The effects on pulp tissue of microleakage in resin composite restorations. J Med Dent Sci 46: 155-164.

Schel AJ, Marsh PD, Bradshaw DJ, Finney M, Fulford MR, Frandsen E, Østergaard E, ten Cate JM, Moorer WR, Mavridou A, Kamma JJ, Mandilara G, Stösser L, Kneist S, Araujo R, Contreras N, Goroncy-Bermes P, O'Mullane D, Burke F, O'Reilly P, Hourigan G, O'Sullivan M, Holman R, Walker JT (2006): Comparison of the efficacies of disinfectants to control microbial contamination in dental unit water systems in general dental practices across the European Union. Appl Environ Microbiol 72(2): 1380-7.

Schroeder HE: Orale Strukturbiologie, Thieme Verlag, Stuttgart 2000

Shearer BG (1996): Biofilm and the dental office. J Am Dent Assoc 127(2): 181-9.

Silverstone LM, Saxon CA, Dogon IL, Fejerskov O (1975): Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res 9: 373-387.

Smith AJ, McHugh S, Aitken I, Hood J (2002): Evaluation of the efficacy of Alpron disinfectant for dental unit water lines. Br Dent J 193(10): 593-6.

Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO (1995): Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintess Int 26: 95-110.

Szep S, Langner N, Bayer S, Börnichen D, Schulz C, Gerhardt T, Schriever A, Becker J, Heidemann D (2003): Comparison of microleakage on one composite etched with phosphoric acid or a combination of phosphoric and

Literaturverzeichnis

hydrofluoric acids and bonded with several different systems. J Prosthet Dent 89(2): 161-9.

Tay FR, Pashley DH (2004): Dentin bonding - is there a future? J Adhes Dent 6(4): 263.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A (2002a): Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent 30: 371–382.

Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M (2002b): Two Modes of Nanoleakage Expression in Single-step Adhesives. J Dent Res 81: 472.

Tay FR, Lai CNS, Chersoni S, Pashley DH, Mak YF, Suppa P, Prati C, King NM (2004): Osmotic Blistering in Enamel Bonded with One-step Self-etch Adhesives. J Dent Res 83: 290.

Taylor MJ, Lynch E (1992): Microleakage. J Dent 20: 3-10.

Tjan AHL, Bergh BH, Lidner C (1992): Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. J Prosthet Dent 67: 62-66.

Torstenson B, Brännström M (1988): Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. Oper Dent 13(1): 24-31.

Uno S, Finger WJ (1996): Effect of mode of conditioning treatment on efficacy of dentin bonding. Oper Dent 21(1): 31-5.

Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2006): Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. J Dent 34(1): 77-85.

Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2009): Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. J Adhes Dent 11(3): 175-90.

Literaturverzeichnis

Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G (1992): Factors affecting adhesion to mineralized tissues. Oper Dent 5: 111-24.

Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G (1993): Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. J Dent Res 72(2): 495-501.

Walker JT, Bradshaw DJ, Fulford MR, Marsh PD (2003): Microbiological evaluation of a range of disinfectant products to control mixed-species biofilm contamination in a laboratory model of a dental unit water system. Appl Environ Microbiol 69(6): 3327-32.

Williams HN, Baer ML, Kelley JI (1995): Contribution of biofilm bacteria to the contamination of the dental unit water supply. J Am Dent Assoc 126(9): 1255-60.

Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, Ciucchi B, Pashley DH (2003): Resin adhesion to carious dentin. Am J Dent 16(1): 47-52.

Zanetti F, Stampi S, De Luca G, Fateh-Moghadam P, Bucci Sabattini MA, Checchi L (2000): Water characteristics associated with the occurrence of Legionella pneumophila in dental units. Eur J Oral Sci 108: 22-28.

9 Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1.2 Einteilung der Komposite nach Art der Füller.....	4
Abb.3.1 Versuchsaufbau.....	23
Abb. 4.2.1 Vorbereitung der zahnärztlichen Behandlungseinheiten.....	29
Abb.4.2.2.2a Schematische Darstellung der approximalen Kästen in mesio-distaler Richtung.....	31
Abb. 4.2.2.2b Fotografische Darstellung der Kavitätenpräparation.....	31
Abb. 4.2.2.2c Fotografische Darstellung der Kavitätenpräparation.....	31
Abb. 4.2.4 Fotografische Darstellung des applizierten Nagellacks.....	33
Abb. 4.2.5a: Schematische Darstellung der Schnittführung (rot) durch den schmelzbegrenzten Kasten.....	34
Abb. 4.2.5b: Schematische Darstellung der Schnittführung (rot) durch den dentinbegrenzten Kasten.....	34
Abb. 4.2.6a: Bewertungskriterien für die Farbstoffpenetration (ordinale Daten).....	35
Abb. 4.2.6b: Beispiele für unterschiedlich stark ausgeprägte Farbstoffpenetrationen.....	36
Abb 5.2a absolute Häufigkeiten in % für Alpron® ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	37
Abb 5.2b absolute Häufigkeiten in % für CHX ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	38
Abb 5.2c absolute Häufigkeiten in % für Dentosept P® ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	38
Abb 5.2d absolute Häufigkeiten in % für die Kontrollgruppe (Wasser) ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	39
Abb.5.2e absolute Häufigkeiten in % für Clearfil SE Bond® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel.....	40
Abb.5.2f absolute Häufigkeiten in % für iBond® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel.....	40
Abb.5.2g Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für Clearfil SE Bond®.....	41
Abb.5.2h Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für iBond®.....	42
Abb 5.3a absolute Häufigkeiten in % für Alpron® ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	43
Abb 5.3b absolute Häufigkeiten in % für CHX ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	43
Abb 5.3c absolute Häufigkeiten in % für Dentosept P®	

Anhang

ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	44
Abb 5.3d absolute Häufigkeiten in % für die Kontrollgruppe (Wasser)	
ohne Berücksichtigung des Haftvermittlers.....	44
Abb.5.3e absolute Häufigkeiten in % für Clearfil SE Bond®	
ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel.....	46
Abb.5.3f absolute Häufigkeiten in % für iBond®	
ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel.....	46
Abb.5.3g Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für Clearfil SE Bond®.....	47
Abb.5.3h Mediane mit 25 % - 75 % - Quartil für iBond®.....	47
Abb. 5.4 Übersicht über die Ergebnisse für Reader 1 und Reader 2.....	49

Anhang

9.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 2.2.3.1 Systeme der Total-Ätz-Technik.....	14
Tab. 2.2.3.2 Systeme der Self-Etch-Technik.....	16
Tab.4.1.2 Übersicht über die Desinfektionsmittel.....	25
Tab.4.1.3 Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Dentinhaftevermittler.....	26
Tab.4.1.4 Übersicht über die Zusammensetzung der verwendeten Komposite.....	27
Tab 4.1.5 Zusammensetzung des künstlichen Speichels.....	28
Tab. 4.2.2.3 Verarbeitung der Adhäsivsysteme nach Herstellerangaben.....	32
Tab. 4.2.6 ordinale Bewertungsskala.....	35
Tab. 5.4a Gegenüberstellung der Mediane Reader 1 und Reader 2 nach 24 h Lagerung.....	50
Tab. 5.4b Gegenüberstellung der Mediane Reader 1 und Reader 2 nach 180 d Lagerung.....	50

Anhang

9.3 Übersicht p-Werte

Effect	Pr > F(infty)
Gruppe	0.7670
Komposit	<.0001
Gruppe*Komposit	0.9200
Zeit	0.8570
Gruppe*Zeit	0.1043
Komposit*Zeit	<.0001
Gruppe*Komposit*Zeit	0.6746
Reader	<.0001
Gruppe*Reader	0.8858
Komposit*Reader	0.4141
Gruppe*Kompos*Reader	0.7915
Reader*Zeit	0.4490
Gruppe*Reader*Zeit	0.6796
Komposit*Reader*Zeit	0.0289
Grup*Komp*Reade*Zeit	0.4061
Lage	<.0001
Gruppe*Lage	0.4976
Komposit*Lage	0.0100
Gruppe*Komposit*Lage	0.5087
Lage*Zeit	0.0037
Gruppe*Lage*Zeit	0.5126
Komposit*Lage*Zeit	0.7444
Grup*Kompo*Lage*Zeit	0.3997
Reader*Lage	0.4741
Gruppe*Reader*Lage	0.5751
Komposit*Reader*Lage	0.1108
Grup*Komp*Reade*Lage	0.8109

Anhang

Effect	Pr > F(infty)
Reader*Lage*Zeit	0.8248
Grup*Reade*Lage*Zeit	0.4118
Komp*Reade*Lage*Zeit	0.4138
Gru*Kom*Rea*Lag*Zeit	0.6484

Danksagung

An dieser Stelle bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Rainer F. Mausberg für die Überlassung dieses Themas.

Mein Dank gilt besonders Herrn Dr. Dirk Ziebolz für die umfassende Betreuung bei der Bearbeitung der Problemstellung, der Versuchsdurchführung und der Anfertigung der Dissertation.

Des Weiteren gilt mein Dank den wissenschaftlichen Mitarbeiterinnen des Labors der Abteilung Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuchsreihe.

Ein herzliches Dankeschön möchte ich auch Frau Dr. Katharina Lange aus der Abteilung Medizinische Statistik für die freundliche Unterstützung aussprechen.

Lebenslauf

Ich wurde am 20.12.1984, als zweites Kind meiner Eltern, Erhard Schäfer und Dr. Birgit Schäfer, in Fulda geboren.

Von 1991 bis 1995 besuchte ich die Grundschule Schlossschule in Neuhof. Von 1995 bis 1999 war ich Schülerin des gymnasialen Zweiges der Wernher-von-Braun-Gesamtschule in Neuhof. Anschließend wechselte ich zum Gymnasium der Marienschule in Fulda. Dort erlangte ich im Juni 2004 die allgemeine Hochschulreife.

Bis zum Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Georg-August-Universität zu Göttingen im April 2005 absolvierte ich ein Praktikum im Dentallabor Dechant in Fulda. Die naturwissenschaftliche Vorprüfung legte ich im März 2006 ab. Im September 2007 absolvierte ich die zahnärztliche Vorprüfung.

Meine Approbation als Zahnärztin erhielt ich am 29.06.2010.

Seit dem 01.11.2010 arbeite ich als Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. Rinke & Kollegen in Hanau/Klein-Auheim.

