

**Vergleich des Randschlussverhaltens von DeltaFil,
einem neuartigen Glasionomerkement,
mit herkömmlichen Restaurationsmaterialien
in Klasse-II-Kavitäten**

Eine in-vitro-Untersuchung nach künstlicher Alterung

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Elena Maria Guyenz

aus Essen

2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm
2. Gutachter: Prof. Dr. Helmut Stark

Tag der mündlichen Prüfung: 17.07.2025

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde des
Zentrums für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	8
1.	Einleitung	9
1.1	Zahnhartsubstanzdefekte	10
1.2	Grundsätze restaurativer Zahnmedizin	12
1.2.1	Komposit als Füllungswerkstoff	13
1.2.1.1	Zusammensetzung und Eigenschaften des Komposits	14
1.2.1.1.1	Kunststoffmatrix	15
1.2.1.1.2	Füllkörper	15
1.2.1.1.3	Haftvermittler	16
1.2.1.2	Haftmechanismus von Komposit	16
1.2.1.2.1	Adhäsiver Haftmechanismus zum Schmelz	16
1.2.1.2.2	Adhäsiver Haftmechanismus zum Dentin	18
1.2.1.3	Einteilung der Komposite	18
1.2.1.3.1	Makrofüllerkomposite	19
1.2.1.3.2	Mikrofüllerkomposite	19
1.2.1.3.3	Hybridkomposite	20
1.2.2	Glasionomerzement als Füllungswerkstoff	20
1.2.2.1	Zusammensetzung und Eigenschaften des Glasionomerzementes	21
1.2.2.2	Haftmechanismus von Glasionomerzement	24
1.2.2.3	Einteilung der Glasionomerzemente	25
1.2.2.3.1	Konventionelle Glasionomerzemente	25
1.2.2.3.2	Metallverstärkte Glasionomerzemente	26
1.2.2.3.3	Hochvisköse Glasionomerzemente	26
1.2.2.3.4	Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente	27
1.2.2.4	DeltaFil, DMG	28
1.2.3	Physikalische Eigenschaften und volumetrische Veränderung der untersuchten Materialgruppen	28
1.3	Verfahren zur Randspaltuntersuchung	31
1.4	Künstliche Alterung durch Thermocycling	33
1.5	Fragestellung	34

2.	Material und Methoden	36
2.1	Auswahl und Vorbereitung der zu untersuchenden Zähne	36
2.2	Herstellung der Proben	36
2.2.1	Kavitätenpräparation	36
2.2.2	Füllungstherapie	39
2.2.2.1	Gruppe A (Kontrollgruppe 1: Nanohybridkomposit)	39
2.2.2.2	Gruppe B (Kontrollgruppe 2: konventionelles Glasionomerzement)	40
2.2.2.3	Gruppe C (Testgruppe: modifizierter Glasionomerzement)	41
2.3	Künstliche Alterung	42
2.4	Untersuchung des Randspaltes mittels „Microleakage Test“	44
2.4.1	Anfärben der Proben mit Methylenblau	44
2.4.2	Dünnschliffherstellung	45
2.4.3	Stereomikroskopische Auswertung	46
2.4.3.1	Einteilung der Penetrationstiefen	46
2.4.3.1.1	Stereomikroskopische Aufnahmen	48
2.4.3.2	Statistische Analyse	54
3.	Ergebnisse	57
3.1	Vergleich beider Schriffe mittels Mann-Whitney-U-Test	57
3.2	Ergebnisse für die dentinbegrenzten Füllungsråder	57
3.2.1	Quantitative Verteilung der Scores	57
3.2.2	Mittelwerte und Standardabweichung	58
3.2.3	Kruskal-Wallis-Test	59
3.2.4	Mann-Whitney-U-Test	59
3.3	Ergebnisse der schmelzbegrenzten Füllungsråder	60
3.3.1	Quantitative Verteilung der Scores	60
3.3.2	Mittelwerte und Standardabweichungen	61
3.3.3	Kruskal-Wallis-Test	62
3.3.4	Mann-Whitney-U-Test	62
4.	Diskussion	64
4.1	Material und Methode	65
4.1.1	<i>In-vitro</i> -Untersuchung	65
4.1.2	Auswahl der Probenzähne	66

4.1.3	Lagerung der Probenzähne	66
4.1.4	Kavitätenpräparation	67
4.1.5	Kavitätenversorgung	68
4.1.6	Anfärben der Proben	70
4.2	Ergebnisse	72
4.2.1	Lokalisation des Füllungsrandes	72
4.2.1.1	Testgruppe und Kontrollgruppe 2	73
4.2.1.2	Kontrollgruppe 1	75
5.	Zusammenfassung	79
6.	Anhang	81
6.1	Messwerte der dentinbegrenzten Füllungsrän- der	81
6.2	Messwerte der schmelzbegrenzten Füllungsrän- der	83
7.	Abbildungsverzeichnis	86
8.	Tabellenverzeichnis	88
9.	Literaturverzeichnis	89
10.	Erklärung zum Eigenanteil	114
11.	Danksagung	115

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse (ANalysis Of VAriance)
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
C-Faktor	Configuration-Faktor
DMFS	Decayed Missed Filled Surfaces
DMFT	Decayed Missed Filled Teeth
EGDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
E-Modul	Elastizitäts-Modul
FP	Farbstoffpenetration
GF	Gesamtfläche
GIZ	Glasionomerzement
K1	Kontrollgruppe 1
K2	Kontrollgruppe 2
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat
MW	Mittelwert
PT	Penetrationstiefe
SD	Standardabweichung
SiO ₂	Siliziumdioxid
T	Testgruppe
TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat

1. Einleitung

Karies ist trotz Rückläufigkeit noch immer die weltweit am meisten verbreitete chronische Erkrankung der Zahnhartsubstanz (Uribe et al., 2021). Unbehandelt führt sie zu schmerzhaften Entzündungen bis hin zu vollständigem Zahnverlust (Müller und Hussein, 2017). Ein verbreiteter Therapieansatz ist die Füllungstherapie, die nicht nur das Fortschreiten der Karies verhindert, sondern auch dazu beiträgt, die verlorengegangene Zahnhartsubstanz zu ersetzen.

Dabei kann der Erfolg der Füllungstherapie von verschiedenen Faktoren abhängen, darunter die Qualität des Füllungsmaterials, der Fähigkeit des Behandlers und der individuellen Mundhygiene des Patienten (Shah et al., 2021).

Während Frühverluste von Füllungen oft durch iatrogene Fehler verursacht werden, sind mittel- bis langfristige Verluste häufig auf Sekundärkaries zurückzuführen (Gordan et al., 2003; Hickel und Manhart, 2001). In diesem Zusammenhang gelten die Approximalräume als typische Prädilektionsstellen, da die eingeschränkte Zugänglichkeit für die häusliche Mundhygiene die Ansiedlung von Mikroorganismen im Restaurationsrand begünstigt. Durch ihre Säureproduktion kann es dort zur Demineralisation der Zahnhartsubstanz kommen (Turakhia et al., 2018). Diverse Modelle wurden entwickelt, um eine Kariesentstehung an Füllungsrandern zu untersuchen, darunter sowohl *in-vitro*-Versuche mit sauren Gelen oder Biofilm als auch *in-vivo*-Tests am Patienten (Featherstone, 1996; Lobo et al., 2005). Laboruntersuchungen weisen darauf hin, dass ein minimaler Randspalt und eine gute Adhäsion zwischen Füllungsmaterial und Zahnschmelze für den Erfolg einer Füllungstherapie entscheidend sind (Pashley et al., 2011; Roulet, 1997; Van Meerbeek et al., 2003). Bisher galt das Komposit dank moderner Adhäsiv-Techniken als führend in puncto minimale Randspaltbildung und Langlebigkeit (Heintze und Rousson, 2012; Manhart et al., 2004; Opdam et al., 2014). Studien zeigen, dass Kompositmaterialien hinsichtlich klinischer Leistung signifikant bessere Ergebnisse als Glasionomerzemente erzielen (Blunck et al., 2005). Trotzdem hat sich die Materialgruppe der Glasionomerzemente in bestimmten Anwendungsbereichen bewährt. Insbesondere die einfache Handhabung, keine vorherige Konditionierung der Zahnhartsubstanz und keine Notwendigkeit für eine absolute Trockenlegung, macht dieses Material attraktiv. Allerdings war dieser Werkstoff

in Bezug auf mechanische Eigenschaften und Ästhetik bisher limitiert (Sidhu und Nicholson, 2016). Die Firma DMG (Chemisch Pharmazeutische GmbH, Hamburg) hat jedoch mit DeltaFil einen innovativen Glasionomerezement entwickelt, der einige dieser Limitierungen überwindet. Durch die Integration elastomerischer Mizellen soll die Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit verbessert worden sein. Der Einsatz eines speziellen Konditionierers soll zusätzlich einen optimierten Verbund zur Zahnhartsubstanz ermöglichen (DMG, 2024).

Angesichts der fortschreitenden Entwicklung von Füllungsmaterialien sowie der Notwendigkeit, optimale Behandlungsergebnisse für Patienten zu erzielen, ist es unerlässlich, die Wirksamkeit und Beständigkeit dieser Materialien kontinuierlich zu bewerten. Besonders das neu entwickelte Produkt DeltaFil verspricht Eigenschaften, die in der Dentalbranche fortschrittlich sein könnten. Daher setzt sich die vorliegende Arbeit zum Ziel, die klinischen Eigenschaften von DeltaFil im Vergleich zu herkömmlichen Materialien zu untersuchen und mögliche Implikationen für den Einsatz in der Füllungstechnologie herauszuarbeiten.

1.1 Zahnhartsubstanzdefekte

Zahnhartsubstanzdefekte manifestieren sich in vielfältiger Weise und betreffen verschiedene Bereiche der Zahnoberfläche. Während Karies der Hauptverursacher solcher Defekte ist (Cholmakow-Bodechtel et al., 2016), haben auch nicht-kariöse Schädigungen, resultierend aus chemischen oder mechanischen Einwirkungen, ihre Relevanz (Teixeira et al., 2020). Die Therapie solcher Defekte zielt auf den Erhalt von Zahnhart- und Weichgewebe, eine effektive Prävention, sowie gegebenenfalls auf eine ästhetisch adäquate Restauration ab.

Der Zustand der Zahngesundheit in einer Bevölkerungsgruppe wird anhand des international gebräuchlichen DMFT-Index (**D**ecayed, **M**issing, **F**illed **T**eeth) bzw. DMFS-Index (**D**ecayed, **M**issing, **F**illed **S**urfaces) gemessen und wurde 1938 eingeführt (Klein et al., 1938). Der DMFT-Index berücksichtigt das Vorhandensein von kariösen Läsionen (Decayed), fehlenden (Missing) und restaurierten (Filled) Zähnen (Teeth). Der DMFS-Index erweitert die Messung auf die Anzahl der betroffenen Zahnflächen (Surfaces) und ist daher etwas detaillierter als der DMFT-Index. Ein hoher Index von DMFT oder DMFS bedeutet im Allgemeinen, dass ein Individuum oder eine Bevölkerungsgruppe eine schlechtere orale Gesundheit aufweist. Der DMFT- bzw. DMFS-Index kann auch verwendet werden,

um Trends im Laufe der Zeit zu verfolgen und die Wirksamkeit von präventiven Maßnahmen oder Behandlungen zu bewerten (Bundeszahnärztekammer, 2021).

Läsionen, die nicht durch Karies verursacht werden, stellen nach kariösen Läsionen den zweithäufigsten Anlass für Zahnrestaurationen dar (Marinescu et al., 2017). Dies kann das Ergebnis von drei unterschiedlichen Prozessen sein: Abrasion (Verschleiß durch Wechselwirkung zwischen Zähnen und anderen Materialien), Abnutzung / Attrition (Verschleiß durch Zahn-Zahn-Kontakt) und Erosion (Auflösung von Hartgewebe durch Säuren nicht bakteriellen Ursprungs) (Bartlett und Smith, 2000; Jaeggi und Lussi, 2014). Klinische und experimentelle Untersuchungen ergeben, dass die jeweiligen Verschleißmechanismen miteinander interagieren (Bartlett und Smith, 2000; Jaeggi und Lussi, 2014). Beispielhaft zu nennen wäre dahingehend die Potenzierung der Abrasion durch Erosion, welche zur okklusalen und zervikalen Abnutzung beiträgt (Shellis und Addy, 2014). Modalitäten wie Speichelqualität/-Fließrate, sowie die Ausbildung eines Pellikels (Zahnoberhäutchen) können Erosionen der Zahnoberfläche minimieren (Schuster, 2020).

Als weiterer Zahnhartsubstanzdefekt sei der keilförmige Defekt genannt, welcher häufig an der vestibulären oder oralen Seite des Zahnhalses von Eckzähnen oder Prämolaren zu beobachten ist. Er ist definiert als ein Verlust der Zahnhartsubstanz in der zervikalen Region eines Zahnes, der durch eine Kombination unterschiedlicher Mechanismen verursacht wird (Ferrier, 1931; Nascimento et al., 2016). Initial manifestieren sich feine, rillenartige Erosionen am Schmelz-Dentin-Übergang, die sich progressiv erweitern. Die Defektoberfläche präsentiert sich glatt und verdichtet. Kariesanzeichen fehlen anfangs, obwohl Plaqueakkumulation in späteren Stadien Karies induzieren kann (Nolden, 1985).

Die Ätiologie dieser Defekte bleibt multifaktoriell und unvollständig geklärt. Mechanische Abrasion durch inadäquate Zahnpflege, insbesondere durch horizontales Bürsten mit harten Borsten und abrasiven Zahnpasten, ist ein signifikanter Faktor (Litonjua et al., 2003). Zusätzlich werden potenzielle kausale Faktoren wie zahnstrukturelle Belastungen oder säurebedingte Progression von Erosionen diskutiert (Machado et al., 2007).

Der Zahnhals zeigt eine erhöhte Prädisposition für mechanischen Abrieb, bedingt durch seine spezifische morphologische und strukturelle Beschaffenheit, da hier der Zahnschmelz in das weniger mineralisierte Wurzelzement/Dentin übergeht. Der anatomische Winkel begünstigt bei fehlerhafter Bürstenführung eine verstärkte Abrasion. Histologisch

zeigt sich, dass die poliert wirkende Oberfläche der Defekte kariöse Mikroveränderungen aufweisen kann, die den Abriebprozess fördern (Nolden, 1985).

1.2 Grundsätze restaurativer Zahnmedizin

Für eine erfolgreiche restaurative Zahnmedizin ist die parallele Implementierung präventiver/prophylaktischer Maßnahmen unerlässlich (Schwendicke et al., 2016). Eine fundierte Befundung des allgemeinen Mundgesundheitszustandes bildet dabei die Grundlage jeder weiterführenden Therapie (Fejerskov und Kidd, 2015). Neben der Bestimmung des individuellen Kariesrisikos und weiterer Risikofaktoren, ist vor allem die Motivation und Instruktion zu einer adäquaten Mundhygiene von Bedeutung (Cheng et al., 2022). Die restaurative Zahnmedizin befasst sich intensiv mit der Wiederherstellung der Struktur, Funktion und Ästhetik von geschädigten oder verloren gegangenen Zähnen (Rosenstiel et al., 2015). Hierbei ist die Wahl der Restaurationsmethode stark von der Größe und Lokalisation des Defekts abhängig. Ist eine restaurative Therapiemaßnahme unumgänglich, gilt der Grundsatz der minimalinvasiven Therapie (Imfeld, 2014). Somit sind defektorientierte adhäsive Restaurationstechniken, welche die Zahnhartsubstanzverlust minimieren, von zentraler Bedeutung und gegenüber den klassischen, retentiven Techniken vorzuziehen (Van Meerbeek et al., 2011). Letztere, wie zum Beispiel Restaurationen mit Amalgam, erfordern invasivere Vorgehensweisen (Almquist et al., 1973) und sind aus moderner zahnmedizinischer Sicht nicht mehr zeitgemäß (Mjör und Moorhead, 1998). Kleinere Defekte, hauptsächlich verursacht durch Karies oder kleine traumatische Schäden, sind meist gut mit direkten Füllungen, vornehmlich aus Kompositmaterialien, zu behandeln. Diese Materialien gewährleisten durch moderne Adhäsivtechniken eine hervorragende Haftung an der Zahnoberfläche und erlauben zudem eine substanzschonende Präparation (Opdam et al., 2007). Diverse Quellen, darunter die Academy of Operative Dentistry European Section, empfehlen ebenfalls die minimalinvasive Behandlungsmethode und damit die erweiterte Verwendung von Kompositen als „Restaurationsmaterial erster Wahl“ im Bereich der Seitenzähne (Lynch et al., 2014) (Opdam et al., 2014) (Van Dijken, 2010). Für mittelgroße Defekte bietet die restaurative Zahnmedizin ein breiteres Spektrum an Versorgungsoptionen zur Wiederherstellung der histomorphologischen Integrität. Direkte Kompositfüllungen können auch hier Anwendung finden, jedoch kommen auch, je nach individuellem Befund und Lokalisation des Defektes, indirekte Restaurationen wie Inlays

oder Onlays aus Keramik oder metallischen Legierungen in Betracht. Diese bieten oft eine höhere mechanische Stabilität und können – je nach Material – ästhetisch sehr ansprechend gestaltet werden (Al-Johani et al., 2023; Bresser et al., 2023).

Zusammengefasst erfordert jeder Zahnhartsubstanzdefekt eine individuelle Herangehensweise. Dabei sollte immer das Bestreben im Vordergrund stehen, die natürliche Zahnschmelze so weit wie möglich zu erhalten und gleichzeitig eine langlebige und funktionelle Restauration zu gewährleisten (Brostek et al., 2006). Ebenso essenziell ist die Einbindung prophylaktischer Maßnahmen in das Therapiekonzept, um einer erneuten Erkrankung oder Schädigung entgegenzuwirken (Fejerskov und Kidd, 2015; Schwendicke et al., 2016).

1.2.1 Komposit als Füllungswerkstoff

Zahnfarbene Füllungsmaterialien, insbesondere Komposite, sind darauf ausgelegt, die natürliche Ästhetik der Zähne nachzuahmen und gleichzeitig eine langlebige Funktion zu gewährleisten. Die Grundlage des Komposits beruht auf der Verschmelzung verschiedener Werkstoffe, wobei vor allem der Größenanteil und die Beschaffenheit zugesetzter Füllstoffe eine zentrale Rolle in Bezug auf die mechanischen und optischen Eigenschaften des Endprodukts spielen (Ferracane, 1995). Diese Art von Material kann daher unter anderem als Verbundwerkstoff, gefüllter Kunststoff oder Komposit bezeichnet werden (Hohmann und Hielscher, 2003). Eine besondere Bedeutung haben dabei die eingesetzten Füllstoffe, die maßgeblichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Komposits besitzen (Hellwig et al., 2018).

Der hohe Stellenwert von Kompositen in der Zahnmedizin ist nicht nur ihrer Fähigkeit zur ästhetischen Integration zu verdanken, sondern auch ihrer Reparaturfähigkeit und Kosteneffizienz gegenüber anderen, insbesondere indirekten, Restaurationsoptionen (Hickel et al., 2004). Ein weiterer Vorteil von Kompositen, insbesondere in direkten Restaurationsverfahren, liegt in ihrem adhäsiven Bindungsvermögen. Dieses ermöglicht minimalinvasive Kavitätenpräparationen, bei denen lediglich eine Ansrägung der schmelzbegrenzten Kavitätenränder erforderlich ist (Douvitsas, 1991; Hellwig et al., 2018).

Dank ihrer Vielseitigkeit und Anpassungsfähigkeit sind Kompositrestaurationen zur bevorzugten Wahl für direkte Restaurationen sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich avanciert (Correa et al., 2012). Diese Beliebtheit wird durch zahlreiche Studien unterstützt,

die ihre Langlebigkeit und Zuverlässigkeit in unterschiedlichsten klinischen Situationen belegen. So wurde in einer retrospektiven Studie gezeigt, dass die mittlere Überlebensdauer im Seitenzahnbereich bei 11 Jahren und 7 Monaten liegt (Borgia et al., 2019). Komposit-Restaurationen zeichnen sich zudem durch gute klinische Leistungen aus, wobei die jährlichen Ausfallraten zwischen 1-3 % im Seitenzahnbereich und 1-5 % im Frontzahnbereich liegen (Heintze und Rousson, 2012; Manhart et al., 2004; Opdam et al., 2014).

1.2.1.1 Zusammensetzung und Eigenschaften des Komposits

Ein Komposit besteht aus drei Hauptbestandteilen, wovon die organische Kunststoffmatrix den größten Anteil darstellt. Darüber hinaus enthalten Komposite anorganische Füllkörper sowie Haftvermittler (Frankenberger und Blunck, 2013; Hellwig et al., 2010) (Tab. 1).

Tab. 1: Materialbestandteile eines Komposits, aufgeschlüsselt in organische Matrix, disperse Phase und Verbundphase (nach Hellwig et al., 2018)

Bestandteile	Abkürzungen	Chemische Bezeichnung
Organische Matrix		
Monomer	Bis-GMA UDMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat Urethan-Dimethacrylat
Komonomer	TEGDMA EDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
Initiator (Autopolymerisat)	Peroxide	Benzoylperoxid
Initiator (Photopolymerisat)		Kampferchinon
Akzelerator		z.B. Dihydroxyethyl-p-Toludin
Inhibitor/ Stabilisator	Sterische Phenole	z.B. Hydrochinomonomethyläther
Pigmente		z.B. Eisenoxide
Additiva	Lichtschutzmittel, Weichmacher, optische Aufheller	
Disperse Phase (Füller)		
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	Feinstes Siliziumdioxid	z.B. pyrogenes Siliziumdioxid
Verbundphase		
Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan

1.2.1.1.1 Kunststoffmatrix

Die Kunststoffmatrix ist ein wesentlicher Bestandteil eines modernen Komposits. Es besteht aus Monomeren wie Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), Urethan-Dimethacrylat (UDMA), Triethylen-Glycol-Dimethacrylat (TEGDMA) oder Ethylen-Glycol-Dimethacrylat (EGDMA) (Kullmann, 1990) und Additiven wie Initiatoren, Aktivatoren, Inhibitoren, Pigmenten und anderen Zusatzstoffen zusammengesetzt (Frankenberger et al., 2013; Schmidseeder et al., 2009) (Tab. 1).

Initiatoren sind Bestandteile von Kompositen, die durch Aktivierung (sei es chemisch oder durch Lichtenergie) in hochenergetische Radikale gespalten werden.

Um eine vorzeitige Reaktion zu verhindern sind den modernen Kompositen Stabilisatoren, häufig sterische Phenole, beigefügt. Diese fangen frühzeitig entstanden Radikale ab und hemmen somit die ungewollte Kettenpolymerisation (Gente und Willamowski, 2018).

Anorganische und organische Pigmente können eine Korngröße zwischen 0,01-1 µm aufweisen und sind für die Farbgebung des Komposits verantwortlich. Häufig werden Eisenoxide, Aluminiumoxid, Titanoxid und Zinkoxid eingesetzt. Weitere Additive sind beispielsweise Lichtschutzmittel und Weichmacher (Ruyter et al., 1987).

1.2.1.1.2 Füllkörper

Die Beschaffenheit des anorganischen Teils des Komposits, den Füllkörpern, hat einen signifikanten Einfluss auf dessen Eigenschaften wie Dimensionsstabilität, Abrasionsbeständigkeit, Polierbarkeit, Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung, Tendenz zur Wasseraufnahme und Röntgenopazität (Frankenberger und Blunck, 2013; Frankenberger, 2018; Terry und Geller, 2011). Die Charakteristika eines Komposits sind stark abhängig von Form, Größe und Anordnung der Füllstoffe innerhalb der organischen Matrix. Ein größerer Füllkörpergehalt resultiert in höherer Festigkeit und steigendem Elastizitätsmodul (Ferracane, 2001). Während größere Füllkörper die Festigkeit, das Elastizitätsmodul und die Zähigkeit des Restaurationsmaterials verbessern, führt dies jedoch auch andererseits zu einer schlechteren Polierbarkeit und einer ungünstigen Ästhetik (Behr et al., 2018). Die Hauptgruppen bilden Makro- und Mikrofüllerkomposite, sowie Hybridkomposite (Hellwig et al., 2010).

1.2.1.1.3 Haftvermittler

Für die Schaffung einer robusten Verbindung zwischen anorganischen Füllkörpern und organischer Kunststoffmatrix ist es notwendig, die Füllkörper durch Silanisierung zu behandeln (Elias und Rocha, 2008). Hierbei wird ein bipolares Kopplungsagens, welches sowohl hydrophob als auch hydrophil ist, hinzugegeben. Meist wird dazu 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxilan verwendet (Heidemann et al., 1999; Janda, 1988).

1.2.1.2 Haftmechanismus von Komposit

Bis heute gilt der Verbindung zwischen Füllungsmaterial und Zahn als besondere Schwachstelle. Durch Konditionierung der Zahnhartsubstanz und Applikation von Haftvermittlern kann dieser Verbund aber erheblich gesteigert werden (Frankenberger et al., 2022).

1.2.1.2.1 Adhäsiver Haftmechanismus zum Schmelz

In der Mitte des 20. Jahrhunderts erzielte der amerikanische Wissenschaftler Dr. Buonocore den ersten bedeutenden Erfolg bei der Anwendung der Schmelz-Ätz-Technik (Buonocore, 1955). Durch Ätzung des Zahnschmelzes mit einer Phosphorsäure im Konzentrationsbereich von 30-40 % war es ihm gelungen, die nicht retentive glatte Oberfläche des aprismatischen Schmelzes durch Herauslösen stärker säurelöslicher Schmelzanteile umzustrukturieren (Buonocore, 1955; Roulet und Herder, 1989). Heutzutage wird die optimale Konzentration von Phosphorsäure im Bereich zwischen 35-40% angesehen. Studien haben gezeigt, dass Säuren mit einer Konzentration über 40 % aggressiver sind, jedoch weniger Kalzium lösen, während Säuren mit einer Konzentration unter 30 % zur Entstehung eines schwer löslichen Kalziumsalzes auf der Oberfläche des Zahnschmelzes führen (Heidemann et al., 1999). Bei einer optimalen adhäsiven Präparation eines Zahnes werden die Schmelzprismen quer angeschnitten, und der eventuell vorhandene aprismatische Schmelz entfernt. In diesem Fall ist die Wirkung der Säure doppelt so effizient wie bei längs angeschnittenen Prismen (Van Meerbeek et al., 2003). Eine Kantenabschrägung des schmelzbegrenzten Füllungsrandes von 1 mm Breite in einem 45° - Winkel wird empfohlen (Coelho-de-Souza et al., 2008; Hugo et al., 1992; Lösche et al., 1993).

Die ersten beiden Generationen von Adhäsiven haben in der heutigen Zeit keinerlei klinische Relevanz mehr. Erst mit der dritten Generation, der Selective-Etch-Technik, kam es

dank der japanischen Forschergruppe Fusayama im Jahr 1980 zu einem Durchbruch (Frankenberger, 2018; Fusayama, 1980). Die sogenannte Selective-Etch-Technik umfasst die Schmelzkonditionierung mit Phosphorsäure, gefolgt von der Behandlung des Dentins mit einem selbstätzenden Primer, der die Schmierschicht entfernt und die Kollagenmatrix freilegt. Anschließend wird ein amphiphiles Dentinadhäsiv appliziert, welches eine Hybridschicht bildet und als Verbindung zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit dient. Um eine stabile Verbindung mit dem Kompositmaterial herzustellen, wird abschließend ein spezielles Schmelzadhäsiv aufgetragen, das mithilfe einer Polymerisationslampe ausgehärtet wird (Behr et al., 2018; Frankenberger, 2018; Geisgerstorfer und Marxkors, 2008; Heidemann et al., 1999; Hellwig et al., 2010). Die Etch-and-Rinse-Technik, die für Adhäsivsysteme der vierten Generation charakteristisch ist, umfasst die Ätzung von sowohl Zahnschmelz als auch Dentin mit Phosphorsäure. Dabei wird die Einwirkzeit auf den Schmelz länger gewählt als auf das Dentin. Diese Behandlung bewirkt eine Demineralisierung des Dentins und legt das darunterliegende Kollagengeflecht frei. Da die Schmierschicht während dieses Prozesses vollständig entfernt wird, besteht jedoch die Gefahr, dass das Dentin übermäßig austrocknet, was zum Zusammenfallen des Kollagengeflechtes führen kann. Die Wahl eines geeigneten Dentinprimers ist entscheidend, um das Kollagengerüst vor dem Kollabieren zu schützen und eine gleichmäßige Verteilung der Primer-Moleküle innerhalb dieses Geflechtes sicherzustellen. Abhängig von dem im Dentinprimer enthaltenen Lösungsmittel – beispielsweise Aceton, Wasser oder Alkohol – kann eine zusätzliche Rehydrierung des Dentins erforderlich sein, um sowohl Nanoleakage als auch postoperative Hypersensitivität zu vermeiden (Paul et al., 1999). Primer auf Wasserbasis sind hierbei widerstandsfähiger gegenüber einer übermäßigen Austrocknung und bieten eine stabile Grundlage für die spätere Anwendung von Kompositmaterialien (Frankenberger, 2018; Hellwig et al., 2010; Städtler, 2007). Seit den 1990er Jahren werden vermehrt selbstätzende Adhäsivsysteme eingesetzt, die anstelle von Phosphorsäure saure Primer oder Monomere enthalten (Giannini et al., 2015). Untersuchungen zeigen, dass das durch diese Technik erzeugte Ätzmuster oft weniger ausgeprägt ist als bei der zuvor erwähnten Etch-and-Rinse-Methode (Frankenberger, 2018).

1.2.1.2.2 Adhäsiver Haftmechanismus zum Dentin

Aufgrund der hydrophilen Natur des Dentins gestaltet sich die direkte Verbindung mit einem hydrophoben Füllmaterial wie Komposit schwierig. Daher ist eine zusätzliche amphiphile Komponente erforderlich, um eine effektive Verbindung zwischen diesen unterschiedlich beschaffenen Materialien herzustellen (Nakabayashi et al., 1982).

Zusätzlich erschwerend für den Verbund ist die durch die Präparation entstehende Schmierschicht („Smearlayer“) aus Dentinresten, Liquor, Bakterien und Wasser, die ohne adäquate Kavitätoilette die Dentintubuli verschließt und die Haftung des Haftvermittlers mindern würde. Obwohl diese Schicht positive Effekte hat, wie die Verminderung des Dentinflüssigkeitsverlustes und die Verzögerung des Bakterieneintritts (Haller, 1992; Kakaboura, 1989; Pashley et al., 1981), kann sie die Qualität des Verbundes zwischen Füllmaterial und Dentinhaftvermittler beeinträchtigen (Haller, 1992). Zusätzlich kann die Schmierschicht selbst Bakterien beherbergen, die potenziell überleben und zur Entwicklung von Sekundärkaries beitragen können (Haller, 1992; Lutz et al., 1993; Swift et al., 1995).

1.2.1.3 Einteilung der Komposite

Komposite unterscheiden sich wie oben beschrieben primär in der Größe der Füllpartikel, deren Zusammensetzung, sowie deren volumenmäßigen Fülleranteil im Kunststoffmaterial. Die Klassifikation basiert auf der Art und Größe der verwendeten Füllkörper (Abb. 1). Im Folgenden wird nur auf das Material eingegangen, das in der vorliegenden Studie benutzt wurde. Es werden dessen Zusammensetzung, sowie Vor- und Nachteile erläutert.

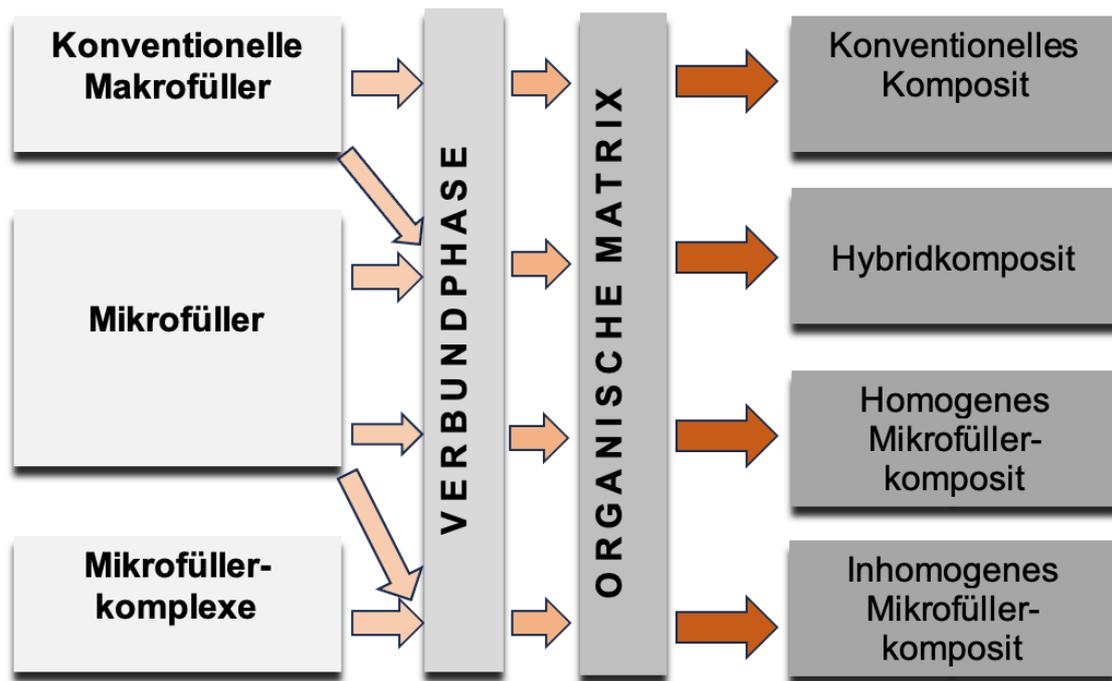


Abb. 1: Einteilung der Komposite nach der Art der Füller (nach Lutz, 1983)

1.2.1.3.1 Makrofüllerkomposite

Die dentalen Komposite der 1970er Jahre, sogenannte Makrofüllerkomposite, basierten auf Methacrylat und anorganischen Füllstoffen wie Quarz und Glas mit Partikelgrößen von 0,1–100 μm (durchschnittlich 15 μm) und einem Füllstoffanteil von 75 % (Geis-Gerstofer und Marxkors, 2008) (Heidemann et al., 1999; Behr et al., 2018). Trotz anfänglich glatter Oberflächen wurden die großen Füllstoffe durch Abrieb schnell freigelegt, was zu Rauheiten und erhöhtem Verschleiß führte (Geis-Gerstofer und Marxkors, 2008; Gente und Willamowski, 2018). Diese Eigenschaften machten die Makrofüllerkomposite ungeeignet für die klinische Praxis und sie sind heute nicht mehr in Verwendung (Behr et al., 2018; Frankenberger, 2018; Hellwig et al., 2010).

1.2.1.3.2 Mikrofüllerkomposite

Mikrofüllerkomposite besitzen Füllstoffe aus 40–50 nm feinem SiO_2 , was eine gute Polierbarkeit ermöglicht. Wegen der hohen Oberflächenbeschaffenheit (50–400 m^2/g) und der Neigung zur Aggregation liegt der Füllstoffanteil jedoch nur bei 35–50 %. Dies führt zu hoher Polymerisationsschrumpfung und reduzierten mechanischen Qualitäten (Gente

und Willamowski, 2018). Heterogene Mikrofüllerkomposite verbesserte dies durch Präpolymerisate, wodurch der Füllstoffanteil auf 80 % erhöht wurde (Heidemann et al., 1999). Problematisch ist dabei die Schnittstelle zwischen den Präpolymerisaten und der Matrix, welche unter Kaubelastung oder bereits während der Polymerisation Risse entwickeln kann. In der klinischen Praxis äußert sich dieses Problem als Abschlagen größerer Füllungsteile, auch als „Chipping“ bekannt (Arbildo-Vega et al., 2020; Behr et al., 2018).

1.2.1.3.3 Hybridkomposite

Hybrid-Komposite entstanden aus dem Bestreben, die vorteilhaften Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllerkomposite zu kombinieren. Sie setzen sich aus etwa 85-90 % Makrofüllstoffen und 10-15 % Mikrofüllstoffen zusammen, was einem gesamten Füllstoffgehalt von ungefähr 85 % entspricht (Gente und Willamowski, 2018; Hellwig et al., 2010). Im Gegensatz zu reinen Mikrofüllerkompositen können Hybridkomposite mit Schwermetallen angereichert werden, was sie im Röntgenbild besser erkennbar macht (Heidemann et al., 1999). Im Laufe der Zeit wurde das Hybridkomposit weiterentwickelt, was zu einer Vielfalt an Füllstoffgrößen führte. Das Sortiment reicht von Grobpartikelhybrid-Kompositen mit 1-10 µm, über Feinpartikelhybrid-Komposite mit 0,6-1 µm, bis hin zu Nanohybrid-Kompositen mit Partikelgrößen zwischen 5-20 nm (Behr et al., 2018). Feinpartikelhybrid-Komposite bieten eine ähnliche hervorragende Politur wie Mikrofüller-Komposite, sind aber für den Seitenzahnbereich geeignet und somit insgesamt effektiver als ihre Vorgänger (Heidemann et al., 1999).

1.2.2 Glasionomerzement als Füllungswerkstoff

Ein Wandel in der Denkweise in den 1950er und 1960er Jahren, ausgelöst durch die Erkenntnis der Bedeutung von Biokompatibilität und Adhäsion, führte zu einer Revolution in der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Es wurden neue Materialien entwickelt, darunter Glasionomerzement. Glasionomerzemente bringen Vorteile mit sich, darunter eine geringe exotherme Reaktion, geringe Schrumpfung beim Abbinden (Agabiti et al., 1011), hohe Dimensionsstabilität (Hedayat et al., 2005), chemische Haftung an den Zähnen (van Dijken et al., 2014; Wilson, 1991) und hohe Biokompatibilität (Palaghias et al., 2008). Außerdem vorteilhaft ist die nicht zwingend erforderliche absolute Trockenlegung während der Füllungstherapie, sowie die zeitliche Ersparnis durch fehlende Vorbehandlung.

Seit der Einführung von Kompositmaterialien im Jahr 1994 sind Glasionomerzemente für Klasse-V-Restaurationen aufgrund ihrer mangelnden ästhetischen Qualitäten weitgehend verdrängt worden. Dennoch bleiben sie eine bewährte Wahl für die Anwendung bei Zähnen von Patienten mit hoher Kariesaktivität (Forss und Seppä, 1990; Forsten, 1998; Krämer et al., 1994) und genießen insbesondere in der Füllungstherapie bei Milchzähnen als Langzeitprovisorien eine hohe Beliebtheit (Croll und Phillips, 1986; Frankenberger et al., 1997; Hickel, 1989). Neben der Funktion als Füllungswerkstoff, findet Glasionomerzement auch weiterhin Anwendung als Befestigungszement restaurativer Arbeiten (Ayad et al., 1998; Ernst et al., 1998). In diesem Zusammenhang ist hervorzuheben, dass ab dem 1. Januar 2025 selbstadhäsive plastische Füllmaterialien aufgrund des Amalgamverbots im Seitenzahnbereich als vertragszahnärztliche Leistung gelten (DGZ, 2024). Die S3-Leitlinie empfiehlt Glasionomerzemente in bestimmten Fällen als Alternative zu Kompositen für Klasse-I- und -II-Kavitäten (DGZ, 2024).

Durch Fluoridfreisetzung verspricht dieser Werkstoff zudem eine kariostatische und antibakterielle Wirkung (Behrend und Geurtsen, 2001). Ist die Füllung einmal gelegt, so werden über einen gewissen Zeitraum Fluoride an die umliegenden Schmelzanteile abgegeben. Dies soll durch Remineralisationsvorgänge im Schmelz der Prävention von Sekundärkaries im Randbereich der Füllung dienen. Untersuchungen zum pH-abhängigen Freisetzen von Fluoridionen aus Glasionomerzementen verdeutlichen, dass besonders in saurem Umfeld, wo die Zahnhartsubstanz am meisten durch Demineralisation gefährdet ist, eine signifikant erhöhte Freisetzung von Fluoridionen aus dem Material erfolgt.

Nachteilig ist ihre initiale Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit, was auf den vergleichsweise langsamen Abbindeprozess zurückzuführen ist und ein sofortiges Auftragen eines Lacks erfordert (Phillips und Bishop, 1985). Zu den weiteren Schwachstellen zählen die spätere Empfindlichkeit gegenüber Austrocknung, eine niedrige Abriebbeständigkeit, sowie eine geringere Bruch- und Biegefestigkeit im Vergleich zu Materialien wie Amalgam und Kompositen (McLean, 1984; Smales, 1981; Welbury et al., 1991). Auch im Hinblick auf die Ästhetik sind Glasionomerzemente Kompositen gegenüber unterlegen.

1.2.2.1 Zusammensetzung und Eigenschaften des Glasionomerzementes

Glasionomerzemente bestehen im Wesentlichen aus zwei Komponenten: basische Glaspartikel (Kalzium-Aluminium-Silikatglas) und eine Polycarbonsäure-Lösung (polymere

wasserlösliche Säure + Wasser) (McLean et al., 1994). Führt man beide Komponenten zusammen, entsteht in den ersten zehn Minuten durch eine Säure-Base-Reaktion zunächst ein Salzgel, welches die bindende Matrix des Zementes bildet. Da der Abbindemechanismus für die korrekte Handhabung des Werkstoffs von maßgeblicher Bedeutung ist, soll dieser Prozess in Folgenden erklärt werden. Hierbei spielt es keine Rolle, ob das Produkt in Kapselform vorliegt oder manuell gemischt wird (Sidhu und Nicholson, 2016). In der pulverisierten Mischung des Glasionomerzementes ist basisches Kalzium-Aluminium-Silikat-Glas enthalten. Dieses Glas enthält kristallisierte Tröpfchen, die reich an Kalziumfluorid sind und beim Schmelzen der Ausgangskomponenten als Flussmittel dienen. Die Flüssigkeitskomponente in Glasionomerzementen besteht aus in Wasser gelösten Polysäuren. Während früher vornehmlich Polyacrylsäure verwendet wurde, die mit der Zeit zur Gelbildung neigte, nutzen Hersteller heutzutage Copolymere, die Acrylsäurederivate wie Methacryl-, Itakon- oder Maleinsäure enthalten. Die Seitengruppen dieser Copolymere wirken als Weichmacher und verhindern so die Gelbildung. Außerdem verringern sie die Viskosität der Flüssigkeitskomponente und verringern die Abbindegeschwindigkeit. Eine geringe Menge an hinzugefügter Weinsäure beschleunigt die chemische Reaktion der Komponenten, ohne die Verarbeitungszeit zu verkürzen (Wilson und Nicholson, 1993).

Die Abbindung zu einem stabilen, keramikähnlichen Zement aus dem Ionen-freisetzen- den, anorganischen Glas und einer wässrigen Lösung von Polysäuren findet charakteristisch in zwei Aushärtungsphasen statt (Gasser, 1987; Hannig, 1990), wobei die erste, sog. Gelationsphase, nach circa zehn Minuten eintritt.

In wässriger Lösung reagieren die Kalzium-Ionen sensibel auf den Einfluss von Flüssigkeiten, was zu einer verlangsamten Härtung und beeinträchtigten mechanischen Eigenschaften führt. Aus diesem Grund ist es essenziell, den Glasionomerzement während der initialen Aushärtungsphase vor Feuchtigkeit zu schützen.

Bei einem Wasserverlust ist keine Hydratation mehr möglich, was die Verfügbarkeit der für die Abbindereaktion notwendigen Ionen limitiert. Um solche Veränderungen zu vermeiden, sollte der Zement mit einer passenden Schutzschicht wie einem speziellen Überzug oder Vaseline abgedeckt werden (Earl et al., 1989). Überzüge können als einfache Polymerlösungen in Lösungsmitteln oder als lichtaktivierbare, niedrigviskose Monomere for-

muliert sein. Es gibt Studien, die darauf hindeuten, dass die durch Licht härtenden Beschichtungen den Vorteil haben, effizienter gegen Austrocknung zu schützen (Earl et al., 1989). Dies liegt daran, dass der resultierende Film, mangels Lösungsmitteln, keine mikroskopischen Öffnungen aufweist, durch die Wasser entweichen könnte (Sidhu und Nicholson, 2016).

Die Einbindung von Aluminium-Ionen in die Matrix erfolgt erst mehrere Stunden nach Beginn des Prozesses und führt zur Bildung eines wasserunlöslichen, dreidimensional vernetzten Kalziumaluminiumcarboxylatgels (Culbertson, 2001; Hannig, 1990). (Abb. 2)

Durch die Einlagerung von Wasser über einen längeren Zeitraum wird das Zementgefüge weiter stabilisiert. Dabei wird schwach gebundenes Wasser zunehmend fester gebunden und in die Struktur eingebettet, was man auch als gebundenes Wasser bezeichnet (Dutta und Singh, 2007). Durch diesen Prozess werden die mechanischen Eigenschaften des Zementgefüges, wie die Erhöhung der Transluzenz, verbessert (Sidhu und Nicholson, 2016). Die zweite Aushärtungsphase ist schließlich nach 24 Stunden beendet (Gasser, 1987; Wilson und Nicholson, 1993) (Abb.2).

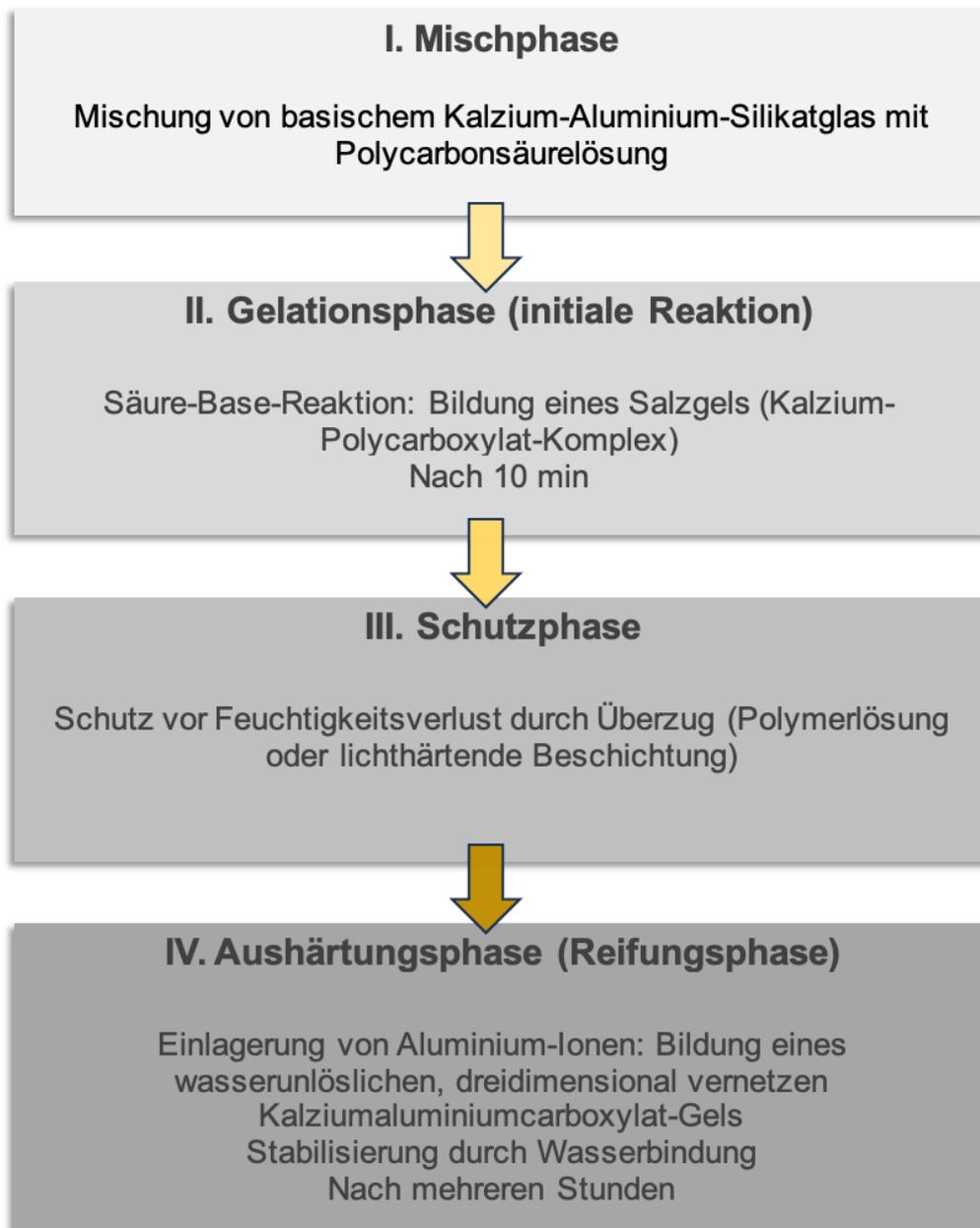


Abb. 2: Aushärtungsphase von Glasionomermertement (eigene Darstellung)

1.2.2.2 Haftmechanismus von Glasionomermertement

Glasionomermertemente (GIZ) besitzen die Fähigkeit, sowohl am Zahnschmelz wie auch am Dentin zu haften. Diese Bindungsfähigkeit unterscheidet den GIZ von vielen anderen dentalen Materialien und verleiht ihm einen einzigartigen Platz in der restaurativen Zahnmedizin.

Zusammengefasst basiert die Haftung von GIZ an der Zahnhartsubstanz auf zwei miteinander verbundenen Mechanismen (van Meerbeek et al., 2006). Zum einen die mikromechanische Verankerung, die durch die selbststützenden Eigenschaften der Glasionomere aufgrund ihrer Polyacid-Komponente entsteht, zum anderen eine authentische chemische Bindung zur Zahnhartsubstanz.

Diese kovalente Bindung erfolgt durch eine Reaktion zwischen den Carboxylgruppen in den Polysäuremolekülen des GIZ und den Kalzium-Ionen im Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz (Marolf, 1984; van Meerbeek, 2006).

Dies führt zur Bildung einer "Hybridzone", die allerdings im Unterschied zu der bei Kompositen nicht auf der Bildung von mikromechanischen Retentionsverhältnissen basiert (Triana et al., 1994; van Dijken et al., 2004).

Die Haftkräfte sind in der Regel mit 5 MPa am Schmelz höher als am Dentin, wo sie bei 1,1 - 4,1 MPa einzuordnen sind (Powis et al., 1982). Die Haftkraft von Glasionomerzement an den Zahnhartsubstanzen ist, verglichen mit Kompositen und den Werten moderner Adhäsivtechniken unterlegen (Frankenberger et al., 2008; Hickel und Kunzelmann 1999; Lohbauer und Krämer, 2009; Mitra, 1991; Thronton et a., 1986).

Für eine optimale chemische Adhäsion muss die Oberfläche gut benetzbar, eben und sauber sein. Daher ist bei der Anwendung von Glasionomerzementen eine sorgfältige Oberflächenpräparation und die Beseitigung der Schmierschicht unerlässlich (Hannig, 1990). Ein geeignetes Mittel hierfür kann eine 10 %ige Polyacrylsäure sein, die die Schmierschicht entfernt und durch Öffnung der Dentintubuli und Oberflächenvergrößerung ein mikromechanisches Attachment gewährleistet (Mount, 1998; van Meerbeek, 2006).

1.2.2.3 Einteilung der Glasionomerzemente

1.2.2.3.1 Konventionelle Glasionomerzemente

Konventionelle Glasionomerzemente setzen sich aus zwei essentiellen Komponenten zusammen: einem feinen Glasparkelpulver, das Aluminium, Silber, Calcium und Fluorid enthält, und einer Flüssigkeit mit Polyacrylsäure.

1.2.2.3.2 Metallverstärkte Glasionomerzemente

In den 1980er-Jahren standen Forscher vor der Herausforderung, die mechanischen Schwächen klassischer Glasionomerzemente, insbesondere ihre geringe Abriebfestigkeit und Biegefestigkeit, zu optimieren (Hannig, 1990; Lohbauer und Krämer, 2009). Dies führte zur Entwicklung der sogenannten Cermet-Zemente, einer Materialklasse, die durch die Integration von Metallpartikeln in die Glasmatrix modifiziert wurde (Gasser, 1987). Diese Namensgebung leitet sich aus den Begriffen „Keramik“ und „Metall“ ab, da die Metallpartikel, meist Silber, unter hoher Temperatur mit dem Glas verbunden werden (Gasser, 1987; Hannig, 1990).

Die daraus resultierenden Zemente weisen eine graue Farbgebung auf, was ihre Anwendung auf Bereiche beschränkt, in denen ästhetische Kriterien eine untergeordnete Rolle spielen (Frankenberger et al., 1997; Lohbauer und Krämer, 2009). Ursprünglich wurde erwartet, dass diese Modifikation zu einer verbesserten Festigkeit führt. Allerdings ergaben Untersuchungen, dass Cermet-Zemente nicht die erforderliche Stabilität für stark belastete Zahnregionen aufweisen (Mount, 2002).

Ein weiterer Nachteil ist ihre geringere Haftung an der Zahnhartsubstanz. Studien deuten darauf hin, dass sowohl die Adhäsion an Schmelz und Dentin als auch die Fluoridfreisetzung im Vergleich zu konventionellen Glasionomerzementen reduziert sein können (Mount, 2002). Dies schränkt ihren klinischen Nutzen in der restaurativen Zahnmedizin weiter ein.

1.2.2.3.3 Hochvisköse Glasionomerzemente

In den 1990er-Jahren wurden hochvisköse Glasionomerzemente als Teil der "Atraumatic Restorative Treatment (ART)-Technik" entwickelt. Diese minimalinvasive Methode ermöglicht Zahnbehandlungen ohne aufwendige Instrumente oder maschinelle Unterstützung und wurde insbesondere für den Einsatz in Entwicklungsländern konzipiert (Frankenberger und Krämer, 1999; Frankenberger et al., 2008; Hickel, 1997; Lohbauer und Krämer, 2009).

Ein entscheidender Fortschritt dieser Zemente war die Modifikation ihrer Zusammensetzung: Durch kleinere Partikelgrößen und die Integration von Polyacrylsäure in fester Form in das Pulver wurde die Konsistenz verbessert, sodass das Material sich mit den Fingern

applizieren ließ. Als Flüssigkeitskomponente wird destilliertes Wasser verwendet (Frankenberger und Krämer, 1999). Verglichen mit klassischen Glasionomern zeigen sich hochvisköse Varianten durch eine höhere Abriebfestigkeit sowie eine gesteigerte Biegefestigkeit und Widerstandsfähigkeit gegenüber Materialermüdung aus (Lohbauer und Krämer, 2009). Aufgrund dieser verbesserten mechanischen Eigenschaften stellen sie heute die am häufigsten verwendeten Glasionomern dar.

1.2.2.3.4 Kunststoffmodifizierte Glasionomern

Gegen Ende der 1980er-Jahre begann die Entwicklung kunststoffmodifizierter Glasionomern mit dem Ziel, die Abbindezeit präziser steuern und verlängern zu können (Frankenberger und Krämer, 1999; Mitra, 1991). Diese Materialien unterscheiden sich von herkömmlichen Glasionomern durch die Integration eines lichthärtenden Monomers, häufig Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) (Abb. 3), in Kombination mit methacrylierten Polyacrylsäuren, ionisierbaren Gläsern und Wasser (van Noort, 2002). Als Initiator kommt auch hier häufig Campherchinon zum Einsatz (Mitra, 1991).

Ein wesentliches Merkmal dieser modifizierten Zemente ist der parallele Ablauf zweier Aushärtereaktionen: Neben der klassischen Säure-Base-Reaktion kommt es zu einer lichtinduzierten Polymerisation, wodurch sich eine doppelte Matrixstruktur bildet – eine ionische und eine kunststoffbasierte (Frankenberger und Krämer, 1999; Berzins et al., 2010). Durch den Austausch eines Teils des Wassers durch HEMA verzögert sich die Säure-Base-Reaktion im Vergleich zu traditionellen Glasionomern, was sich möglicherweise auf die mechanischen Eigenschaften des Materials auswirken kann beeinflussen (Frankenberger et al., 1997; Frankenberger und Krämer, 1999; Lohbauer und Krämer, 2009).

Ein entscheidender Vorteil dieses Materialtyps liegt in der kontrollierbaren Abbindezeit und der reduzierten Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeitseinflüssen (Mitra, 1991). Durch den Einsatz eines geeigneten Konditionierers oder Primers lässt sich zudem eine verbesserte Haftung an der Zahnhartsubstanz im Vergleich zu konventionellen Glasionomern erzielen (McCaghren et al., 1990; Mitra, 1991).

Trotz dieser positiven Eigenschaften weist das Material auch Einschränkungen auf. Die raue Oberfläche führt zu ästhetischen Nachteilen und kann die Abrasionsbeständigkeit

negativ beeinflussen, was insbesondere in Bereichen mit hoher mechanischer Belastung relevant ist (Frankenberger et al., 1997; Frankenberger und Krämer, 1999).

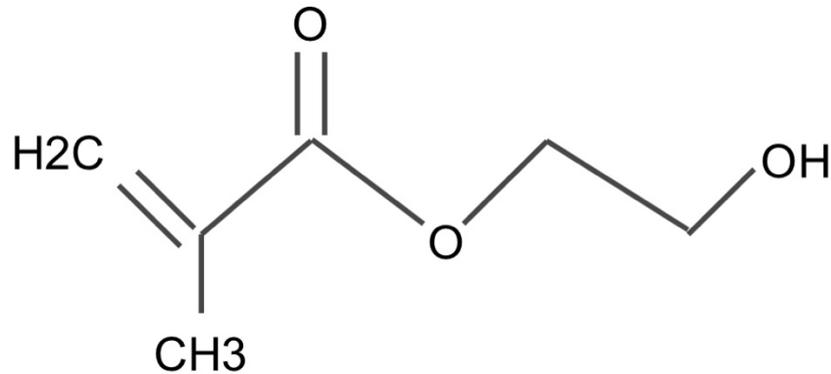


Abb. 3: 2-Hydroxyethyl-Methacrylat (HEMA) (nach Sidhu und Nicholson, 2016)

1.2.2.4 DeltaFil, DMG

Der in dieser *in-vitro*-Studie untersuchte neuartige Glasionomerezement wurde von der Firma DMG (Chemisch-Pharmazeutische-Fabrik GmbH, Hamburg) entwickelt. Durch die Verwendung von elastomerischen Mizellen innerhalb des Zements wird durch Abfangen von Mikrorissen im Material die Bruchzähigkeit des Materials erhöht und seine Struktur gestärkt. Dabei sollen Biokompatibilität und Fluoridfreisetzung des Zements unverändert bleiben. Des Weiteren verfügt DeltaFil über einen sogenannten Konditionierer, welcher im Sinne einer Vorbehandlung zusätzlich zu der chemischen Haftung einen mikroretentiven Verbund zur Zahnhartsubstanz verspricht (DMG, 2024). Dabei handelt es sich um eine wässrige Polyacrylsäurelösung, deren Zweck die Entfernung der Schmierschicht, sowie die Konditionierung der Kavitätenoberfläche ist.

1.2.3 Physikalische Eigenschaften und volumetrische Veränderung der untersuchten Materialgruppen

In der Zahnmedizin stellt die Volumenschrumpfung von Füllungsmaterialien während der Aushärtung eine bedeutende Herausforderung dar, die insbesondere die Randdichtigkeit und Haftung der Materialien an der Zahnstruktur beeinträchtigen kann (Donly und Jensen, 1986; Heymann, 1997; Zachrisson und Mjör, 1975). Sowohl bei Kompositmaterialien als

auch bei Glasionomorzementen beeinflussen physikalische Eigenschaften wie Volumenschrumpfung und expansionsbedingte Anpassungen die Stabilität und Funktionalität der Restaurationen.

Die Polymerisationsschrumpfung bei Kompositmaterialien tritt während der Aushärtung auf und liegt je nach Monomerstruktur, Füllkörperanteil und Polymerisationsrate zwischen 1,5 und 5 % (Bouillaguet et al., 2006). Diese Schrumpfung entsteht durch die Verdichtung der Monomere zu einem dichten Polymergeflecht und führt zu einer Volumenverringerung. Verschiedene Faktoren beeinflussen diese Schrumpfung, darunter der Anteil kurzkettiger Co-Monomere und der Füllstoffgehalt. Während kurzkettige Co-Monomere die Schrumpfung durch höhere Umwandlungsraten verstärken, reduziert eine hohe Füllstoffkonzentration die Schrumpfung und erhöht das Elastizitätsmodul (Behr et al., 2018; Hellwig et al., 2018). Dennoch gilt, dass eine höhere Füllstoffkonzentration die Polymerisationsschrumpfung reduziert und das E-Modul steigert (Behr et al., 2018).

An dieser Stelle sei die Bedeutung der Kavitätenform im Zusammenhang mit dem Schrumpfungsverhalten erwähnt. Die Schrumpfungsrichtung tendiert prinzipiell (entgegen früherer Annahmen) immer zur Massenmitte. Sobald eine Fläche fixiert ist, richtet sich die Schrumpfung entsprechend aus. Wenn das Füllmaterial von allen Seiten an den Wänden der Kavität befestigt ist, ist dessen Fähigkeit zur Schrumpfung eingeschränkt. In diesem Zusammenhang ist der Begriff C-Faktor („Konfigurationsfaktor“) relevant, welcher das Verhältnis von fixierten zu freien Oberflächen des Komposits angibt (Ilie et al., 2007). Er wird definiert als:

$$\text{Anzahl gebundener Flächen} / \text{Anzahl ungebundener Flächen} = \text{C-Faktor}$$

In Klasse-I-Kavitäten, die durch einen hohen C-Faktor gekennzeichnet sind, entstehen erhöhte Spannungen, da das Material in seiner Schrumpfung stärker eingeschränkt ist. Diese Spannungen, die sich sowohl innerhalb des Materials als auch an der Kontaktfläche zur Zahnhartsubstanz entwickeln, können die Haftung des Komposits beeinträchtigen und zu Randundichtigkeiten führen.

Zur Reduktion der durch die Polymerisationsschrumpfung erzeugten Spannung wird die Schichttechnik angewandt, bei der das Komposit in dünnen Schichten aufgetragen und jede Schicht unmittelbar ausgehärtet wird (Cheung, 1990; Dietschi und Holz, 1990; Eakle

und Ito, 1990; Hassan et al., 1987; Krejci et al., 1986). Das Konzept basiert auf der Annahme, dass die Verminderung des Volumens während der Polymerisation einer jeden Schicht durch die nachfolgende Schicht ausgeglichen wird. Dieses Vorgehen minimiert die Volumenabnahme jeder Schicht und reduziert die Gesamtkontraktionsspannung (Giachetti et al., 1006; Lösche und Blunck, 1988). Zwischen den Schichten sorgt eine Sauerstoffinhibitionsschicht für die notwendige Kohäsion (Rueggeberg und Margeson, 1990).

Bei Glasionomorzementen, insbesondere kunststoffmodifizierten Varianten, treten ebenfalls Volumenschwankungen auf, die jedoch anders verlaufen. Die anfängliche Schrumpfung während der Aushärtung ist bei einigen kunststoffmodifizierten Glasionomorzementen stärker ausgeprägt als bei Hybridkompositen oder chemisch gehärteten Glasionomorzementen. Interessanterweise expandieren diese Materialien in der Folge durch Wasseraufnahme, während die chemisch härtenden Varianten dazu neigen, über die Zeit weiter zu schrumpfen (Attin et al., 1995). Diese hygroskopische Expansion kann in einigen Fällen die Spannung und Randspalten, die durch die anfängliche Schrumpfung entstehen (Young-gill et al., 1998), ausgleichen oder sogar verringern (Feilzer et al., 1995; Irie und Nakai, 1996). Die Balance zwischen Schrumpfung und hygroskopischer Expansion ist entscheidend für die Randintegrität restaurativer Materialien im klinischen Einsatz (Kim und Hirano, 1999).

Einflussfaktoren wie der C-Faktor wirken auch auf Glasionomorzemente: Bei erhöhtem C-Faktor zeigte sich eine signifikante Zunahme der Spaltbildung, da die Spannung in der Kavität mit hohem C-Faktor höher ist und die hygroskopische Expansion das Schrumpfungsverhalten nicht vollständig kompensieren kann (Boroujeni et al., 2015; Feilzer et al., 1987). Studien zeigen, dass der C-Wert einer Kavität im umgekehrten Verhältnis zur volumetrischen Veränderung des Materials steht. So entstehen in Kavitäten mit hohem C-Wert stärkere Kontraktionsspannungen während der Aushärtung, die durch hygroskopische Expansion nur begrenzt ausgeglichen werden können (Kim und Hirano, 1999). Dieses Ergebnis wird durch bereits in früheren Studien gezeigt (Davidson und De Gee, 1984; Feilzer et al., 1989).

1.3 Verfahren zur Randspaltuntersuchung

Es existieren verschiedene Methoden, um Randspalten bei dentalen Füllungen zu identifizieren und zu quantifizieren.

- a. Die Bakterienpenetration wurde bereits 1929 von Fraser eingeführt und basiert auf der Fähigkeit von Bakterien, in Spalten von bis zu 2 µm zu diffundieren (Jensen und Chan, 1985; Taylor und Lynch, 1992). Sie ist jedoch weniger geeignet für kleinere Spalten, durch die dennoch schädigende Substanzen eindringen können (Jensen und Chan, 1985; Taylor und Lynch, 1992).
- b. Luftdruck-Prüfungen, die erstmals 1912 für die Untersuchung von Amalgamfüllungen eingeführt wurden, bewerten die Menge an Luft, die entweicht, wenn Druckluft in einen Zahn eingeleitet wird (Taylor und Lynch, 1992). Jedoch bieten sie keinen direkten klinischen Bezugspunkt und gelten deshalb als nicht optimal.
- c. Die Messung der elektrochemischen Leitfähigkeit bestimmt, wie gut das Innere eines Zahns elektrischen Strom im Vergleich zu einem externen Medium leitet (Taylor und Lynch, 1992). Diese Methode ist jedoch bei metallischen Füllungen unanwendbar und ermöglicht keine genaue Bestimmung der Randposition.
- d. Die Neutronenaktivierungsanalyse nutzt Mangan als Indikator, der in die Mikrospalten am Rand eindringt und dessen ausgesandte Strahlung gemessen wird (Taylor und Lynch, 1992). Diese Technik ist in der Durchführung komplex und bietet lediglich quantitative Ergebnisse.
- e. Das Rasterelektronenmikroskop (REM) ermöglicht eine detaillierte Darstellung der Randstruktur. Mit einer hohen Auflösung übertrifft das REM in der Detailtreue viele andere Verfahren (Taylor und Lynch, 1992).
- f. Die Farbstoffpenetration ist eine besonders weit verbreitete Methode (Hilton, 1998). Durch ihre Sensibilität ermöglicht sie die Erfassung minimaler Randundichtigkeiten und bietet eine kontrastreiche Darstellung. Die Wahl des Farbstoffs kann jedoch zu Unterschieden in den Ergebnissen führen und den Vergleich von Studien erschweren (Idriss et al., 2003).

Verschiedene Farbstoffe wurden bereits zur Untersuchung der Randspaltpenetration verwendet:

1. **Methylenblau:** Aufgrund seiner geringen Molekülgröße (0,5–0,7 μm) und starken Penetrationsfähigkeit wird es häufig zur Microleakage-Analyse verwendet. Es dient in der Zahnmedizin als diagnostisches Hilfsmittel zur mikroskopischen Untersuchung von Zähnen, insbesondere zur Färbung von Gewebe oder Zellen, um bestimmte Strukturen sichtbar zu machen. Allerdings gibt es Hinweise darauf, dass Methylenblau die tatsächliche Randspaltpenetration überschätzen könnte (Scotti et al., 2014).
 2. **Fuchsin:** Ein basischer Farbstoff mit einer Molekülgröße von ca. 0,7 μm , der in 0,5–2%iger alkoholischer Lösung verwendet wird und eine hohe Penetrationsfähigkeit in Randspalten zeigt (Going, 1972).
 3. **Eosin:** Ein säurehaltiger Farbstoff mit einer Molekülgröße von ca. 0,8 μm , der in einigen Studien zur Microleakage-Untersuchung eingesetzt wurde (Camps und About, 2003).
 4. **Rhodamin B:** Ein fluoreszierender Farbstoff mit einer Molekülgröße von ca. 1 μm , der unter UV-Licht sichtbar gemacht werden kann und dadurch eine verbesserte Visualisierung der Randspalten ermöglicht (Tjan und Whang, 1989).
 5. **Toluidinblau:** Ein kationischer Farbstoff mit einer Molekülgröße von ca. 0,7 μm , der strukturell Methylenblau ähnelt und eine hohe Affinität zu hydrophilen Strukturen besitzt (Swift et al., 1995).
 6. **India Ink (Tusche):** Ein pigmentbasierter Farbstoff, der nicht durch Diffusion in Randspalten eindringt, sondern durch Kapillarwirkung nachweisbar ist (Matloff et al., 1982).
- g. Die Isotopentechnik gilt als Verbesserung gegenüber der Farbstoff-Penetrationsmethode, da Radioisotope dank ihrer geringen Teilchengröße in kleinste Randspalten eindringen können. Allerdings ist diese Methode technisch sensibel und schwer quantifizierbar (Mohandas und Reddy, 1993; Taylor und Lynch, 1992).

Besonders hervorzuheben ist die Methode der Farbstoffpenetration, eine besonders weit verbreitete Methode (Hilton, 1998). Durch ihre Sensibilität ermöglicht sie die Erfassung minimaler Randundichtigkeiten und bietet eine kontrastreiche Darstellung. Die Wahl des

Farbstoffs kann jedoch zu Unterschieden in den Ergebnissen führen und den Vergleich von Studien erschweren (Idris et al., 23; Jawaed et al., 2016).

1.4 Künstliche Alterung durch Thermocycling

In der Mundhöhle sind die Zähne kontinuierlichen Temperaturänderungen ausgeliefert, hauptsächlich verursacht durch den Konsum von warmen und kalten Lebensmitteln (Gale, 1999). Thermocycling ist eine häufig angewandte Methode zur Bewertung der Verbundbeständigkeit von Füllungsmaterialien zur Zahnhartsubstanz nach thermischer Ermüdung (Aguilar et al., 2002; Dos Santos et al., 2005; Yang et al., 2005). wie sie im Alltag durch Essen, Trinken und Atmung verursacht wird. Dies geschieht durch die Wiederholung eines festgelegten Zyklus aus Erhitzen und Abkühlen der Proben auf eine vorbestimmte Anzahl von Zyklen. Dadurch entstehen an der Grenzfläche zwischen Zahn und Material Kontraktions- und Extraktionsspannungen, die zu Rissen und Spalten führen können. Diese Undichtigkeiten ermöglichen den Durchtritt von Flüssigkeiten in und aus der Grenzfläche (Bauer und Henson, 1985; De Munck et al., 2005; Hembree und Taylor, 1984). Obwohl frühere Studien gezeigt haben, dass Thermocycling die effektivste Methode ist, um den Microleakage-Prozess zu simulieren (Scotti et al., 2014), gibt es Unterschiede hinsichtlich der Anzahl der Zyklen, der Temperatur und der Verweildauer in den jeweiligen Wasserbädern. Die Anzahl der Zyklen ist in aller Regel willkürlich festgelegt, was einen Vergleich der publizierten Ergebnisse deutlich eingeschränkt. Es gibt keine Belege für die Anzahl der Zyklen, die wahrscheinlich *in-vivo* auftreten, wurden gefunden. Schätzungsweise entsprechen aber 10.000 Zyklen einer klinischen oralen Verweildauer von circa einem Jahr (Gale und Darvell, 1999). Diese Schätzung stützt sich auf der Hypothese, dass Zyklen dieser Art 20 bis 50 mal pro Tag auftreten könnten (Gale und Darvell, 1999), wodurch das von der ISO-Norm (ISO TR 11450) vorgeschlagene 500-Zyklen-Schema nicht ausreichend ist (ISO, 1994), um die langfristigen Anforderungen an die Haltbarkeit von Füllungsmaterialien zu untersuchen. Die Literatur zeigt, dass es eine breite Spannweite an Temperaturextremen in Thermocycling-Bädern gibt, wie z.B. 4 bis 60°C oder 5 bis 55°C. Unter normalen Trinkbedingungen liegen die Temperaturen an der Zahnoberfläche bei 15 bis 45 °C (Peterson et al., 1966). Gekühlte Lebensmittel können jedoch bei 4 °C (Li et al., 2002) zu sich genommen werden. Palmer und Kollegen (Palmer et al., 1992) beobachteten beim Trinken von heißen und kalten Flüssigkeiten, dass Temperaturen zwischen 0 und 67°C

für die künstliche Alterung von Zahnmaterialien geeignet sind, wohingegen Ernst und Kollegen zeigten, dass die meisten der wechselnden Temperaturbelastungen (normalerweise zwischen 5 und 55°C) den Temperaturbereich abdecken, der tatsächlich im Mundraum vorkommt (Ernst et al., 2004). Die Dauer des Eintauchens von Zahnproben in heiße und kalte Lösungen beträgt normalerweise 15, 30 oder 60 s. Obwohl die ISO-Norm (ISO, 1994) mindestens 20 s Eintauchzeit der dentalen Materialien in jedem Wasserbad vorschlägt (Price et al., 2003), wurde darauf hingewiesen, dass Patienten den direkten Kontakt eines vitalen Zahns mit extrem heißen oder kalten Substanzen nicht lange tolerieren würden. Daher wäre eine kurze Verweildauer von 15 s empfehlenswert, um intraorale Zeitabläufe so realitätsgetreu wie möglich zu simulieren (Causton et al., 1983; Li et al., 2002; Rossomando und Wendt, 1995). Um eine Temperaturangleichung der zu untersuchenden Werkstoffe mit den Wasserbädern zu gewährleisten, hat man sich im vorliegenden Fall für eine Verweildauer von 30 s pro Bad entschieden.

Im Vergleich zur bloßen Lagerung in Wasser wird die thermische Wechselbelastung als eine realitätsnähere Evaluierungsmethode betrachtet und stellt eine essenzielle Grundlage für Langzeitvorhersagen dar (Bowen et al., 1983; 1985; Lutz et al., 1984; Roulet, 1987). Trotz der Anerkennung der thermischen Wechselbelastung als realitätsnahe Testmethode sollte ihr Einfluss gemäß einigen Quellen nicht überbetont werden. Um das tatsächliche Verhalten von Füllungsmaterialien in Seitenzähnen zu prognostizieren, sind *in-vivo*-Studien unerlässlich (Roulet, 1987).

1.5 Fragestellung

Die vorliegende Untersuchung hatte zum Ziel, die Effizienz und Qualität des neuartigen Glasionomerzementes DMG DeltaFil (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg) im Vergleich zu herkömmlichen Kompositmaterialien zu evaluieren. Dabei wurde die Hypothese geprüft, ob DeltaFil, trotz seiner vereinfachten Anwendung, eine vergleichbare Qualität in Bezug auf den Haftverbund bietet wie konventionelle Komposite. Zur Prüfung dieser Hypothese wurden folgende Fragestellungen berücksichtigt:

1. Gibt es einen Unterschied in der Haftfestigkeit und den Eigenschaften zwischen einem modifizierten Glasionomerzement (wie DeltaFil) und einem Nanohybridkomposit?

2. Zeigt sich ein Unterschied in den mechanischen und hafttechnischen Eigenschaften zwischen einem modifizierten Glasionomerzement (wie DeltaFil) und einem konventionellen Glasionomerzement?
3. Gibt es signifikante Unterschiede zwischen einem Nanohybridkomposit und einem konventionellen Glasionomerzement hinsichtlich ihrer physikalischen und haftenden Eigenschaften?
4. Werden unterschiedliche Ergebnisse in den Sektionen 1 und 2 (entspricht Schliff 1 und 2) innerhalb einer Probe beobachtet, die auf Variationen in der Materialstruktur oder den Testbedingungen hinweisen könnten?

Zum Vergleich wurden ein konventioneller Glasionomerzement sowie ein Nanohybridkomposit herangezogen. Die Untersuchung erfolgte unter Anwendung der Farbstoffpenetration, um die Qualität und den Haftverbund der Materialien in verschiedenen Testbedingungen zu bewerten.

2. Material und Methoden

2.1 Auswahl und Vorbereitung der zu untersuchenden Zähne

Für die anstehende *in-vitro*-Studie wurden insgesamt 30 intakte menschliche Molaren, nach vorliegender Indikation zur Extraktion, mit Einverständnis der Patienten und ohne Bezug zu dieser Studie verwendet. Die Lagerung der Zähne erfolgte unmittelbar *post extraktionem* in einer selbsthergestellten Lösung aus Natriumazid und Kochsalzlösung (0,9% Natriumchlorid + 0,001 % Natriumazid). Um eine erhöhte antibakterielle Wirkung zu erzielen, wurden die Zähne bei einer Temperatur von etwa 6°C gelagert. Konkremente und andere Gewebereste auf der Wurzeloberfläche wurden mittels AirScaler SONICflex Quick (KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) entfernt. Während der gesamten Verarbeitungszeit wurden die Zähne in der oben genannten Flüssigkeit aufbewahrt. Nach schriftlicher Anfrage der Ethik-Kommission der Universität Bonn, gab es diesbezüglich keine Bedenken, es bestand keine Notwendigkeit ein Antrag auf einem Ethik-Votum. Alle Patienten stimmten die wissenschaftliche anonyme Verwendung der extrahierten Zähne zu.

2.2 Herstellung der Proben

2.2.1 Kavitätenpräparation

Die Zahnproben wurden entsprechend standardisierter Kavitätenpräparation der Black-Klasse-II (okklusal-approximal; (Black, 1908)) unter Einbezug beider Approximalflächen präpariert (Abb. 4). Dazu wurden zylindrische farblose Diamanten (010er-Größe, FG-Schaft) der Firma Komet Dental (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) verwendet. Die Drehzahl des Winkelstücks lag für jede Probe bei 40.000 Umdrehungen pro Minute bei einer durchgehenden Wasserkühlung von 50 ml/min. Die Kavitätenwände wurden nach der Präparation mit einer niedrigen Umdrehungszahl mittels Rotring-Diamanten (010er-Größe, FG-Schaft) ebenfalls der Firma Komet Dental, finiert. Um verfahrensbedingte Abweichungen in der Rauigkeit der Kavitätenwände zu verhindern, wurde für jede Probe ein neuer Diamant verwendet. Die Ausdehnung der approximalen Kastenpräparation betrug in bucco-lingualer Richtung (Pfeil B, Abb. 5) durchschnittlich 4 mm, in mesio-distaler Richtung (Pfeil A; Abb. 5) einer Tiefe von 1 mm. Die Tiefe der Kastenpräparation in korono-zervikaler Richtung (Pfeil C; Abb. 5) entlang der Axialwand variierte,

und war im Bereich des marginalen Kavitätenrandes einseitig von Schmelz, andererseits von Dentin begrenzt. Die vorbereiteten Zähne wurden per Zufallsprinzip entsprechend des verwendeten Füllungsmaterials in drei Versuchsgruppen (je n=10) eingeteilt, wovon eine Gruppe die Kontrollgruppe mit dem Nanohybridkomposit Tetric EvoCeram® als Goldstandard darstellte (Tab. 2). Im Anschluss an die Präparation wurden alle Proben einer Kavitätoilette mit Chlorhexidinglukonat-Lösung unterzogen (Chlorhexamed FORTE alkoholfrei 0,2%; Haleon Germany GmbH, München, Deutschland).

Tab. 2: Auflistung der untersuchten Materialgruppen. GIZ: Glasionomermzement

Gruppe	Materialklasse	Name und Hersteller
Testgruppe	Modifizierte GIZ	DeltaFil (DMG, Chemisch-Pharmazeutische-Fabrik GmbH, Hamburg)
Kontrollgruppe 1	Nanohybridkomposit	Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
Kontrollgruppe 2	Konventionelle GIZ	Ketac™ Fil Plus Aplicap™ (3M Health Care Germany GmbH, 3M Oral Care Dpmt., Seefeld)



Abb. 4: Fotodokumentation der Zahnproben nach Präparation der Klasse II-Kavitäten unter Einbezug der Approximalfächen. Unten links und rechts sind die Kavitätenbegrenzungen (rote Linie) sowie die Schmelz-Zement-Grenzen (blaue Linie) gekennzeichnet.

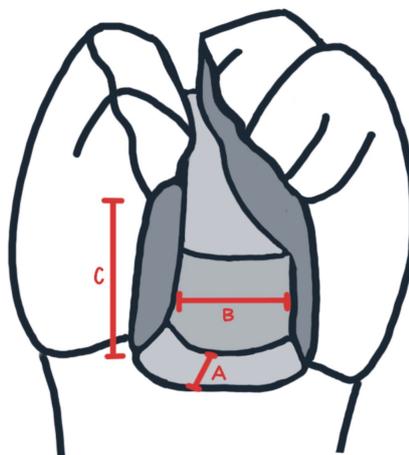


Abb. 5: Schematische Darstellung der Präparation (eigene Zeichnung)

2.2.2 Füllungstherapie

2.2.2.1 Gruppe A (Kontrollgruppe 1: Nanohybridkomposit)

Die erste Kontrollgruppe wurde mit dem Nanohybridkomposit Tetric EvoCeram® versorgt (Abb. 6). Für die Formgebung im Approximalbereich, sowie die zervikale Abdichtung des Kavitätenrandes gegenüber Überkonturierung des Füllungsmaterials wurde das Vollmatrizensystem Palodent® 360° (Dentsyply Sirona, York, Pennsylvania, USA) verwendet. Die Vorbehandlung der Kavität erfolgte mittels Adhese® Universal Vivapen® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein). Dabei handelte es sich um ein lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv, welches unabhängig vom Ätz-Protokoll Haftwerte bis zu 25 MPa zu Schmelz und Dentin verspricht. In dieser Untersuchung erfolgte eine zusätzlichem Konditionierung der Zahnhartsubstanz, bei welcher entsprechend der Etch-and-Rinse-Technik selektiv der Schmelz 45 s mit 37 %iger Phosphorsäure (Total Etch Ätzgel der Firma Ivoclar Vivadent AG (Schaan, Lichtenstein)), behandelt wurde. Anschließend wurde die Säure 30 s lang unter Wasserspray abgespült, die Kavität mit Luftstrom getrocknet.



Abb. 6: Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Applikation der Kompositfüllung und Politur

Das Adhäsivsystem wurde 20 s lang mit einem Mikroapplikator in Schmelz und Dentin einmassiert, verblasen und lichtgehärtet. Als erstes Inkrement wurde Tetric EvoFlow® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein), ein fließfähiges Komposit, appliziert. Die weitere Schichtung des Komposits erfolgte über eine Applikations-Pistole (Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, USA) entsprechend der Anforderungen der Inkrementschichttechnik in 2 mm Stärke, wobei sich die Schichten nach der Höckerneigung ausrichteten. Nach jeder Applikation einer Kompositschicht fand eine Lichthärtung von 10 s statt (LED-Polymerisationslampe VALO™ Cordes der Firma Ultradent Products GmbH, Köln). Die nach jedem Lichthärtungsvorgang entstehende Sauerstoffinhibitionssicht diente der chemischen Verbindung zwischen den einzelnen Inkrementen. Die Lichthärtung erfolgte mit einer LED-Polymerisationslampe VALO™ Cordes der Firma Ultradent Products GmbH (Köln).

Für die Politur der Füllung kamen in jeder Versuchsgruppe die Politurkegel Brownie® und Greenie® der Firma Schofu (deutsche SCHOFU Dental GmbH, Ratingen) mit der vom Hersteller empfohlen Umdrehungszahl von 4000-7000 Umdrehungen/Minute bei konstanter Wasserkühlung zum Einsatz. Nach ihrer Fertigstellung wurden die Proben bis zur ihrer weiteren Verarbeitung wieder in destilliertem Wasser aufbewahrt.

2.2.2.2 Gruppe B (Kontrollgruppe 2: konventionelles Glasionomerzement)

Die zweite Kontrollgruppe wurde mit dem konventionellen Glasionomerzement mit dem Namen Ketac™ Fil Plus Aplicap™ versorgt (Abb. 7). Anders als bei der direkten Füllungs-therapie mit Kompositen sind bei herkömmlichen Glasionomerzementen keine Vorbe-handlung im Sinne einer Konditionierung sowie die Applikation eines Adhäsivsystems des Zahnes notwendig. Nach Applikation der Matrize wurde die Kavitätentoilette (siehe Kapitel 3.2.1 „Kavitätenpräparation“) durchgeführt. Dann wurde das zuvor mittels RotoMix™ 230V (3M Health Care Germany GmbH, 3M Oral Care Dpmt., Seefeld) maschinell ange-mischte Füllungsmaterial mit der dafür vorhergesehenen Applikationshilfe Aplicap-Applier (3M Health Care Germany GmbH, 3M Oral Care Dpmt., Seefeld) direkt in die Kavität ein-gebracht. Grobe, den Kavitätenrand überragende Überschüsse wurden mit einem Heide-mann-Spatel entfernt und die Füllungsoberfläche anschließend mit herkömmlicher Vase-line gegenüber Austrocknung versiegelt. Entsprechend den Herstellerangaben ist für die

Erzielung idealer Ergebnisse eine definitive Ausarbeitung der Füllung erst nach 24 h möglich. Nach Entfernung der Matrize wurden die Füllungen mit Vaseline isoliert und im destillierten Wasser gelagert. Nach Ablauf der 24 h erfolgte auch hier die Politur gemäß der in Absatz 3.2.2.1 beschriebenen Vorgehensweise. Nach ihrer Fertigstellung wurden die Proben bis zur ihrer weiteren Verarbeitung wieder in destilliertem Wasser aufbewahrt.



Abb. 7: Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Applikation der GIZ-Füllung und Politur

2.2.2.3 Gruppe C (Testgruppe: modifizierter Glasionomierzement)

Die Testgruppe wurde mit dem zu untersuchenden neuartigen Glasionomierzement DeltaFil versorgt (Abb. 8). Anders als bei konventionellen Glasionomierzementen kommt bei diesem Füllungsmaterial ein DeltaFil Conditioner zum Einsatz. Im Anschluss an das Anlegen der Matrize wurden die Zähne entsprechend der vom Hersteller empfohlenen Anwendung vorbehandelt. Dazu wurde der DeltaFil Conditioner (wässrige Polyacrylsäure-Lösung) mit einem Watte-Pellet auf die präparierten Flächen aufgetragen. Nach einer 10-sekündigen Einwirkungsdauer wurde der Konditionierer mittels Wasserspray gründlich entfernt und die Kavität mit sanftem Luftstrom getrocknet, wobei eine Übertrocknung des

Dentins ausdrücklich zu vermeiden war. Das maschinelle Anmischen des Applicaps erfolgte ebenfalls für 10 s in dem oben beschriebenen Rotomix™. Anschließend wurde das angemischte Material direkt aus der Applicap über den Dispenser in die Kavität eingebracht, verdichtet, an die Ränder der Kavität adaptiert und die Oberfläche mit einem Heidemanspatel modelliert. Nach einer Aushärtungszeit von 240 s unter Vermeidung von Wasser-Kontamination, wurden die Füllungen gemäß der in Absatz 3.2.2.1 beschriebenen Vorgehensweise ausgearbeitet. Nach ihrer Fertigstellung wurden die Proben bis zur ihrer weiteren Verarbeitung wieder in destilliertem Wasser aufbewahrt.



Abb. 8: Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Applikation der DeltaFil-Füllung und Politur

2.3 Künstliche Alterung

Im nächsten Schritt wurden die Proben in einem Thermocycler einer künstlichen Alterung unterzogen. Thermocycling ist eine häufig angewandte Methode zur Bewertung der Verbundbeständigkeit von Füllungsmaterialien zur Zahnhartsubstanz nach thermischer Ermüdung (Yang et al., 2005; Aguilar et al., 2002; Dos Santos et al., 2005), wie sie im Alltag durch Essen, Trinken und Atmung verursacht wird (Gale und Darvell, 1999). Das Ziel ist

es, die Widerstandsfähigkeit von Füllungsmaterialien gegenüber temperaturbedingten Veränderungen zu evaluieren. Dies geschieht durch die Wiederholung eines festgelegten Zyklus aus Erwärmen und Abkühlen der Proben auf eine vorbestimmte Anzahl von Zyklen. Während des Prozesses wechseln die Proben in definierten Zeitabständen zwischen einem Wasserbad mit hoher und niedriger Temperatur. Dies wurde mit Hilfe des Thermocyclers THE-1100 (50 Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Germany) durchgeführt (Abb. 9). In der vorliegenden *in-vitro*-Studie durchliefen die Proben 10.000 Zyklen abwechselnder Wasserbäder mit einer Temperatur von 5°C und 55°C. Die Eintauchzeit in die entsprechenden Bäder betrug 30 s, die Überführungszeit der Proben 15 s. Insgesamt nahm dieser Prozess etwa acht Tage in Anspruch.

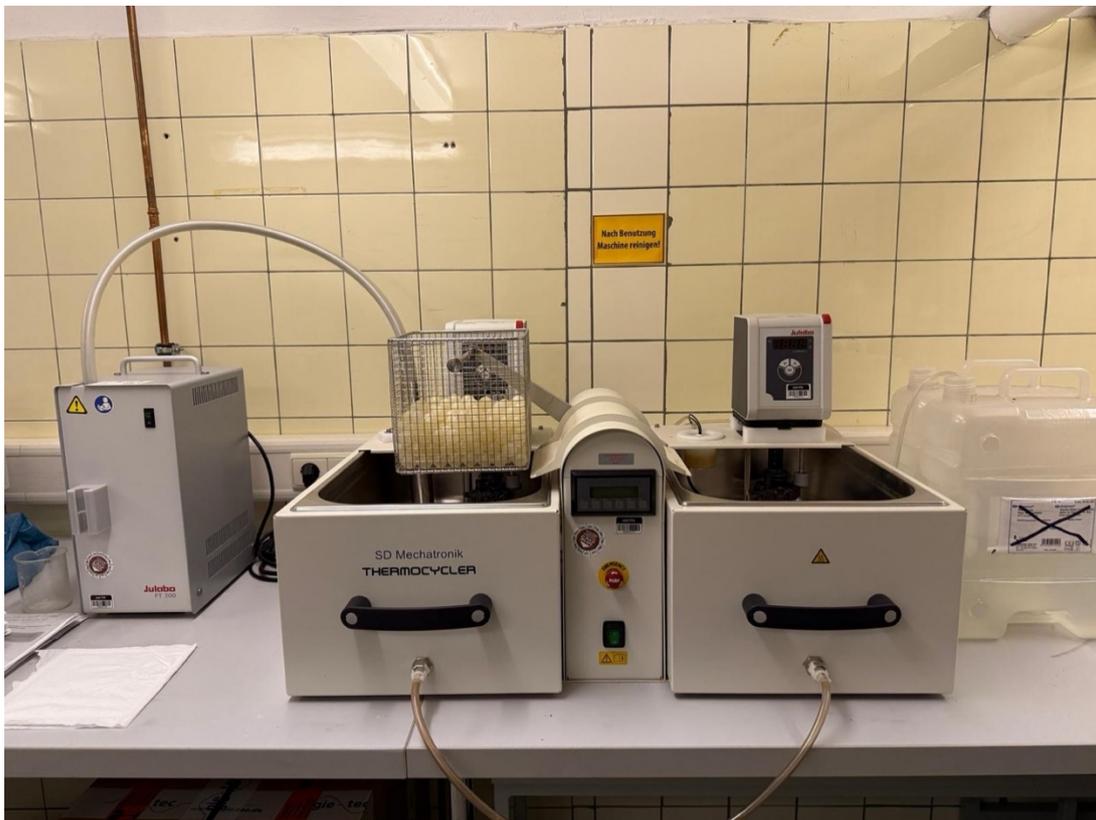


Abb. 9: Thermocycler des Modells THE-1100 (eigenes Foto)

2.4 Untersuchung des Randspaltes mittels „Microleakage Test“

2.4.1 Anfärben der Proben mit Methylenblau

Für den „Microleakage Test“ wurden alle Zähne in eine Farblösung mit Methylenblau eingelegt. Bevor die Proben eingefärbt wurden, wurden sämtliche Apizes mit Komposit abgedichtet, um eine retrograde Farbpenetration über die Pulpa zu vermeiden. Zudem erfolgte eine Lackierung der Wurzeloberflächen mit herkömmlichem Nagellack der Firma L'Oréal (Clichy, Frankreich) mit einem Abstand von 1 mm zum gesamten Füllungsrand, um eine Penetration jenseits des zu untersuchenden approximalen Füllungsbereiches zu verhindern (Abb. 10).

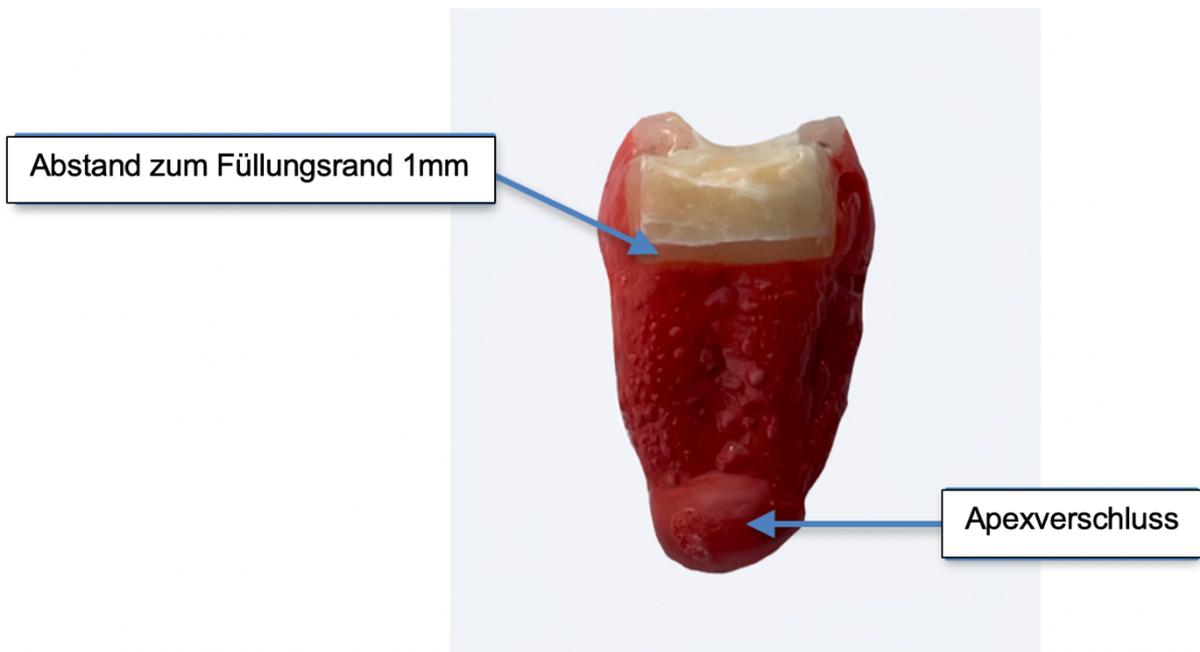


Abb. 10: Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Lackierung (eigenes Foto)

Die in dieser *in-vitro*-Studie verwendeten Zahnproben wurden gesammelt 24 Stunden lang in eine 1 %ige Certistain® Methylenblau-Lösung (Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland) mit destilliertem Wasser in einem Inkubator bei einer Temperatur von 36,5 °C eingelegt. Die Zähne wurden dann aus der Methylenblau-Lösung entfernt und vollständig und sanft unter fließendem Wasser für drei Minuten gespült, um verbleibende Farbreste zu entfernen. Im Anschluss daran wurden die Proben bestimmten Vorbehandlungs-Maßnahmen für die Dünnschliffherstellung unterzogen.

2.4.2 Dünnschliffherstellung

Für die Vorbereitung der Präparate in der Dünnschliffhistologie wurden die Proben zunächst fixiert, indem sie in einer physiologischen NaCl-Lösung (0,9 % Fresenius Spüllösung + 0,01 % Natriumazid) gelagert und anschließend in eine 4 % ige Lösung gepufferten Formaldehyds überführt wurden, wo die Präparate durchschnittlich zwei Wochen verweilen. Nach dem Wässern unter fließendem Leitungswasser erfolgte die Entwässerung durch eine aufsteigende Alkoholreihe. Die Proben wurden bei Raumtemperatur in eigens hergestellte vergällte Ethanol-Lösung für jeweils 24 h eingelegt mit steigendem Ethanolgehalt von 70 %, 90 % und 96 %. Anschließend wurden die Proben vollständig in Technovit (Technovit® pur 7200 VLC (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) eingebettet und polymerisiert. Die vollständige Aushärtung dauerte 7-14 Tage. Zur Erstellung von Dünnschliffen ist eine aufwendige Prozedur erforderlich, die aus verschiedenen Arbeitsschritten besteht. Zunächst werden die Objektträger auf einer Mikroschleifmaschine Exakt 400 CS (EXAKT Technologies GmbH, Norderstedt, Deutschland) geschliffen und anschließend mit einem Trimmer Wassermann HSS-88 (Wassermann, Hamburg, Germany) vorbereitet. Im Anschluss werden sie mit einem lichthärtenden Einkomponenten-Präzisionskleber Technovit® 7210 VLC (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) aufgeklebt und in einem UV-Block polymerisiert. Für die Feinschnitte wird das Präparat mit einer Diamantbandsäge Exakt 300 CP (EXAKT Technologies GmbH, Norderstedt, Deutschland) zunächst auf eine Dicke von 400 µm zugeschnitten. Danach wird der Feinschnitt auf die erforderliche Dicke von 70-90 µm geschliffen und mit 4000er Papier poliert. In der vorliegenden Versuchsreihe wurden pro Probenzahl jeweils zwei Dünnschliffe entnommen (Abb. 11), nachfolgend als Sektion 1 und 2 bezeichnet.

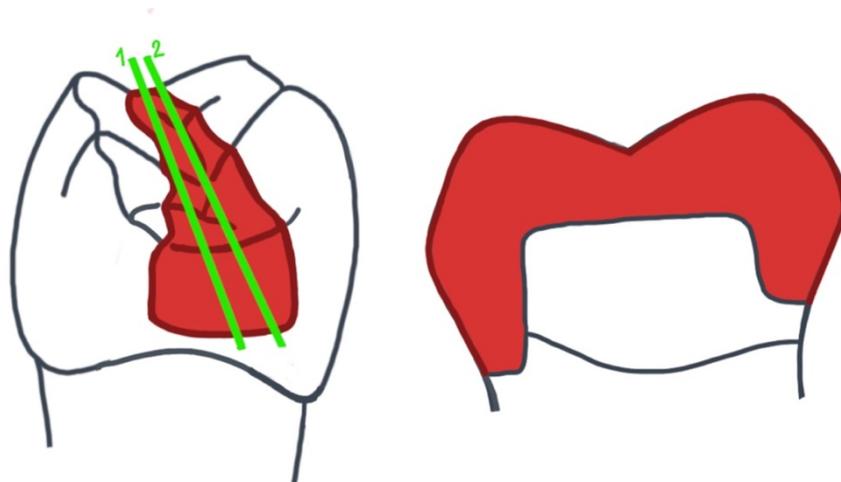


Abb. 11: Schematische Abbildung der Schnittrichtung entlang der mesio-distalen Achse (grüne Linie) (eigene Zeichnung)

2.4.3 Stereomikroskopische Auswertung

Für die quantitative Auswertung des „Microleakage Tests“ wurden die Dünnschliffpräparate unter einem Stereomikroskop der Marke Wild Heerbrugg (Gais, Schweiz) in 25-facher Vergrößerung begutachtet. Pro Probe wurden jeweils zwei Dünnschliffe begutachtet, deren Abstand zueinander bei $>0,5$ mm lag.

Es wurden für alle Proben Messungen der Farbstoffpenetrationstiefe im Bereich des approximalen Füllungsrandes mesial und distal durchgeführt.

2.4.3.1 Einteilung der Penetrationstiefen

Es gibt keine spezifische Einteilung für die mikroskopisch begutachtete Penetrationstiefe im Randspaltbereich nach Methylenblau-Färbung, die allgemein anerkannt ist. Die Verwendung von Normen für die Messung der Penetrationstiefe variiert je nach Anwendung. In dieser Studie erfolgte die Beurteilung von Mikroinfiltrationen durch das Ausmessen der unterschiedlichen Randqualitäten mit der Mikroskop-Software LAS V4.10 (Leica Microsystems, Kalifornien, USA), wobei diese im Verhältnis zur gesamten Länge des vom Schmelz oder Dentin begrenzten approximalen Kavitätenrandes prozentual erfasst wurden. Der Prozentsatz der Mikroinfiltration wurde folglich berechnet:

$$\left(\frac{\text{Länge der gefärbten Grenzfläche}}{\text{Gesamtlänge der Grenzfläche}} \right) \times 100$$

Die Prozentwerte wurden anschließend auf ein Punktesystem von 0 bis 3 übertragen, wobei null für keine Randspaltpenetration und drei für maximale Randspaltpenetration steht (Abb. 12; Tab. 3). Abbildung 13 zeigt beispielhaft die Vermessung entlang der marginalen Farbpenetrationen (Abb.13).

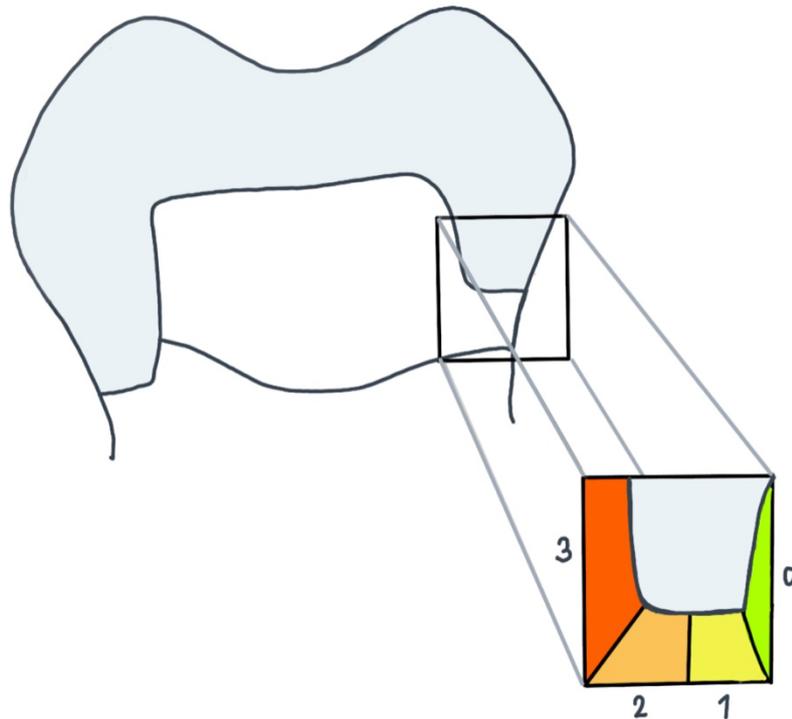


Abb. 12: Schematische Darstellung des Punktesystems der Penetrationstiefe entlang des marginalen Füllungsrades (eigene Zeichnung)

Tab. 3: Punktesystem zur Quantifizierung von Mikroinfiltrationen an den Grenzflächen zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial

Score	Penetrationstiefe
0	Keine Farbpenetration (FP) ersichtlich
1	Farbpenetration < $\frac{1}{2}$ der zervikalen Grenzfläche (GF)
2	Farbpenetration bis zur vollständigen Ausdehnung der zervikalen Grenzfläche, axiale Wand nicht betroffen
3	Farbpenetration bis zur vollständigen Ausdehnung der zervikalen Grenzfläche, einschließlich axialer Wand



Abb. 13: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffes der Kontrollgruppe 1 (Tetric EvoCeram®), Sektion 2/2, schmelzbegrenzt (entspricht Score 1). Beispiel einer Vermessung der Farbstoffpenetrationstiefe (FP) entlang der marginalen Grenzfläche (GF)

2.4.3.1.1 Stereomikroskopische Aufnahmen

Die Abbildungen 14 bis 20 veranschaulichen repräsentative Dünnschliffe für die Materialgruppen A bis C und zeigen die unterschiedlichen Penetrationsmuster von Methylenblau entlang der Füllungsänder.

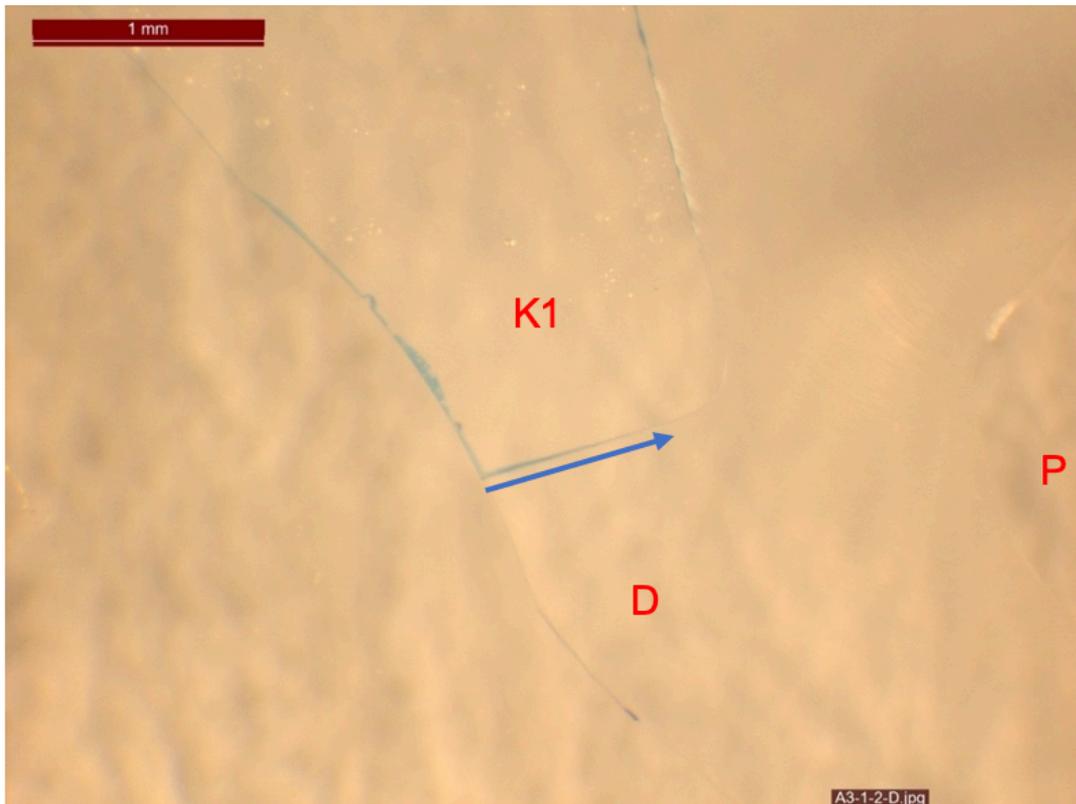


Abb. 14: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Kontrollgruppe 1 (K1: Tetric EvoCeram®), Sektion 1/2, dentinbegrenzt (entspricht Score 2). Blauer Pfeil kennzeichnet die Penetration von Methylenblau entlang des zervikalen Füllungsrandes. P: Pulpa, D: Dentin

Zu Beginn wird in Abbildung 14 eine stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Kontrollgruppe 1 (K1), Sektion 1/2, präsentiert. Der Dünnschliff ist dentinbegrenzt, und der blaue Pfeil markiert die Penetration von Methylenblau, was einem Score von 2 entspricht.

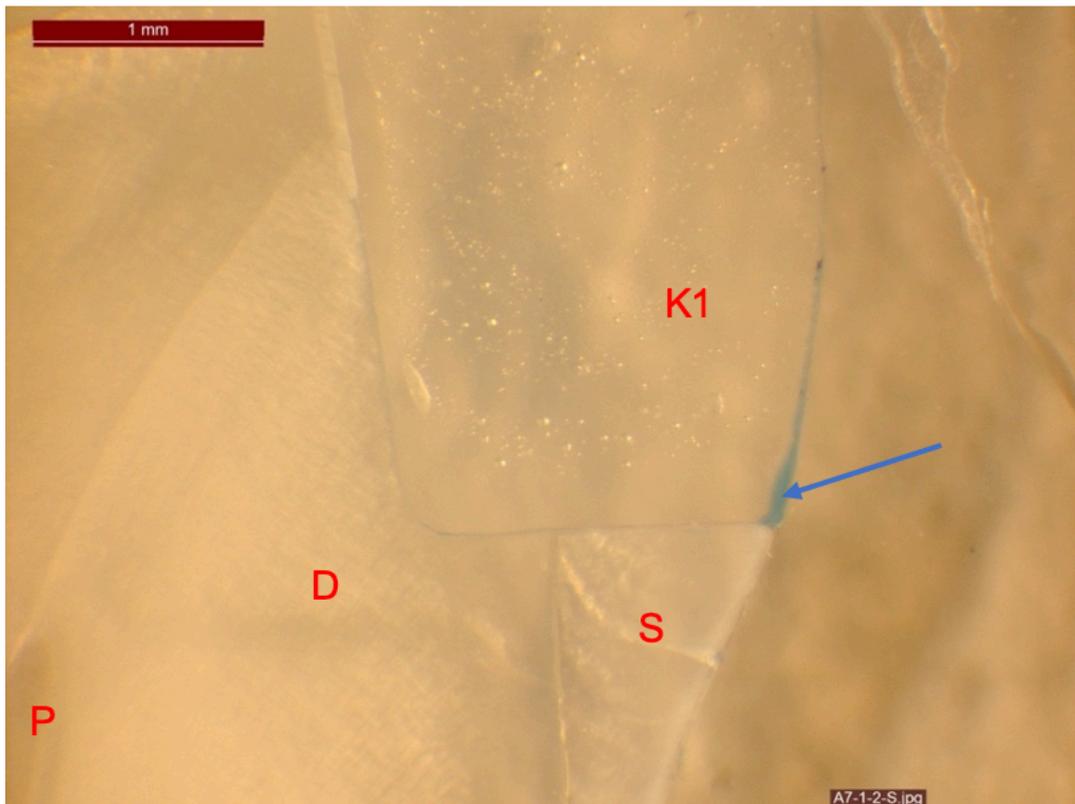


Abb. 15: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffes der Kontrollgruppe 1 (K1: Tetric EvoCeram®), Sektion 1/2, schmelzbegrenzt (entspricht Score 0). Blauer Pfeil zeigt auf die oberflächliche Verfärbung. S: Schmelz, P: Pulpa, D: Dentin

Die Aufnahme in Abbildung 15, ebenfalls aus Sektion 1/2 der Kontrollgruppe 1, zeigt eine schmelzbegrenzte Situation. Hier lässt sich keine Penetration von Methylenblau entlang des zervikalen Füllungsrandes erkennen, was der Score 0 entspricht.

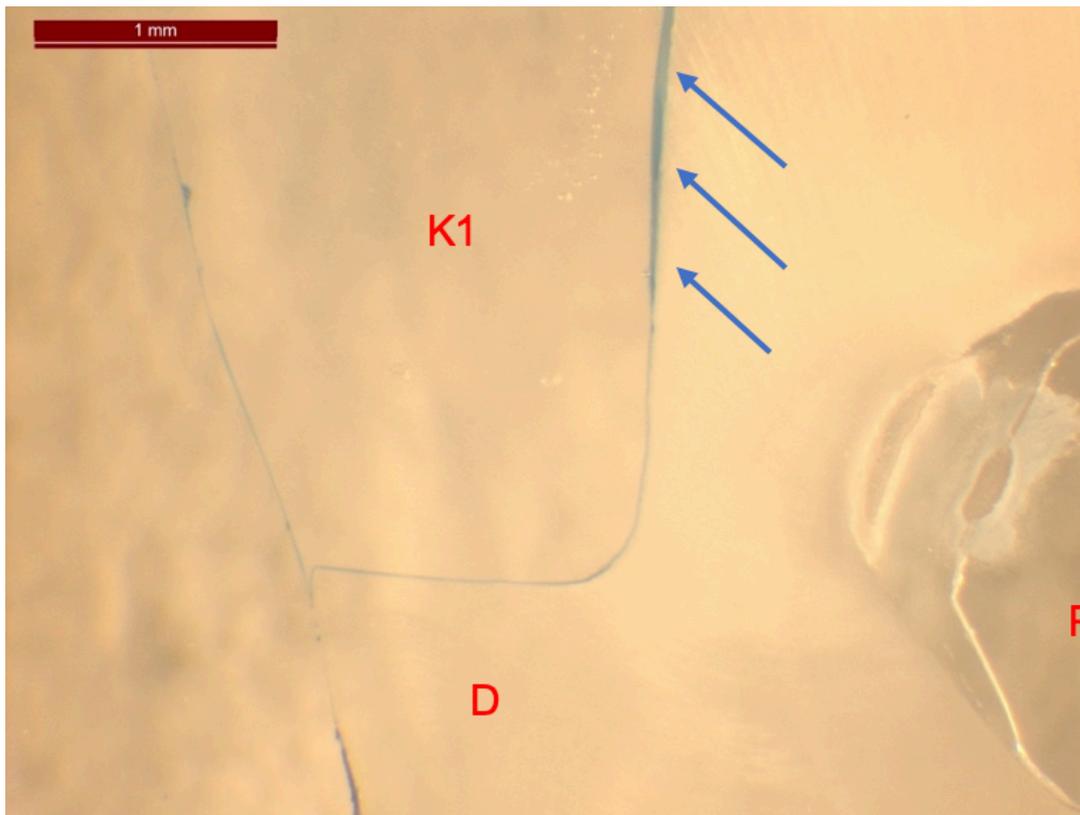


Abb. 16: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffes der Kontrollgruppe 1 (K1: Tetric EvoCeram®), Sektion 1/2, dentinbegrenzt (entspricht Score 3). Blaue Pfeile verweisen auf Nanoleakage entlang der axialen Wand. P: Pulpa, D: Dentin

Auch subtile Phänomene werden deutlich gemacht. So zeigt sich in Abbildung 16, einem weiteren Dünnschliff der Kontrollgruppe 1 (dentinbegrenzt), das Phänomen der „Nanoleakage“ (blaue Pfeile) entlang der Füllungs-Zahnhartsubstanzgrenzen, obwohl die Füllungsränder scheinbar intakt erscheinen.

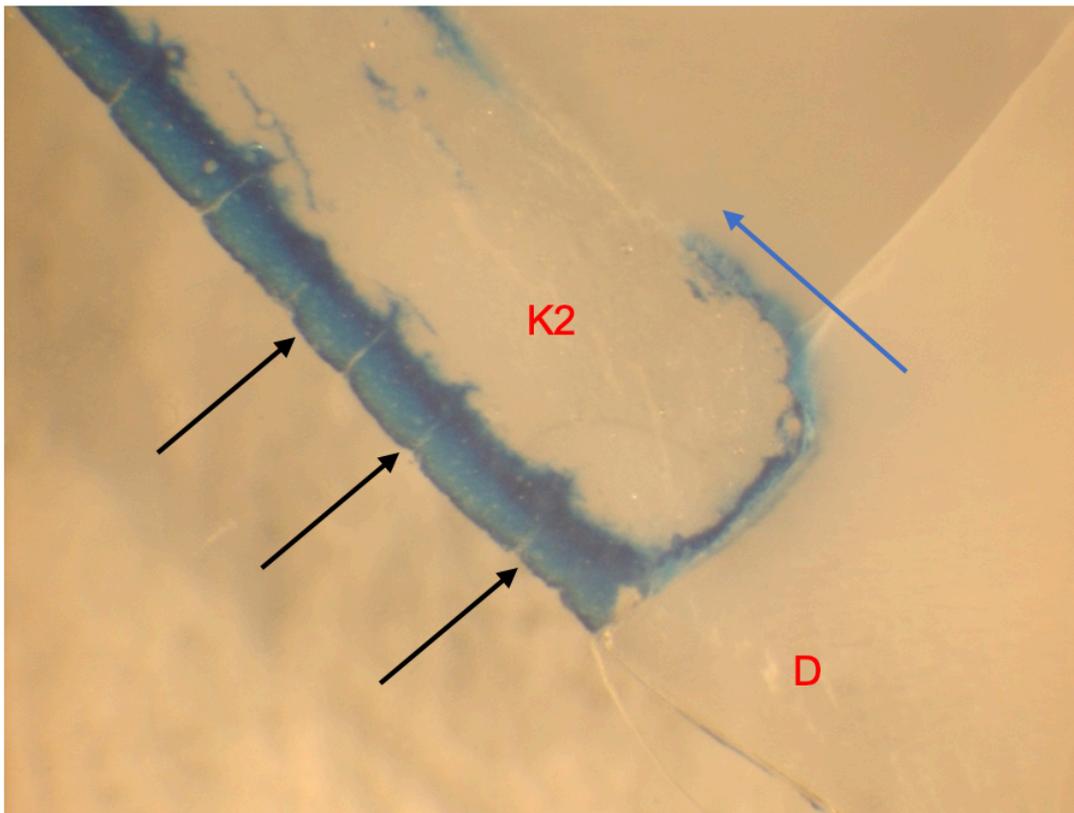


Abb. 17: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffes der Kontrollgruppe 2 (K2: Ketac™ Fil), Sektion 1/2, dentinbegrenzt (entspricht Score 3). Blauer Pfeil markiert die Penetration entlang der axialen Wand. Schwarze Pfeile verweisen auf Penetration des Methylenblaus in die äußere Schicht des Füllungsmaterials. P: Pulpa, D: Dentin

Einen besonders markanten Befund bietet schließlich Abbildung 17. Hier wird ein Dünnschliff der Kontrollgruppe 2 (K2: Ketac Fil), Sektion 1/2, dargestellt, der eine deutliche Penetration von Methylenblau aufzeigt. Der blaue Pfeil weist auf eine Penetration über den zervikalen Füllungsrand hinaus bis zur axialen Wand hin, was einem Score von 3 entspricht. Zusätzlich markieren schwarze Pfeile eine Penetration in die äußere Schicht des Füllungsmaterials.

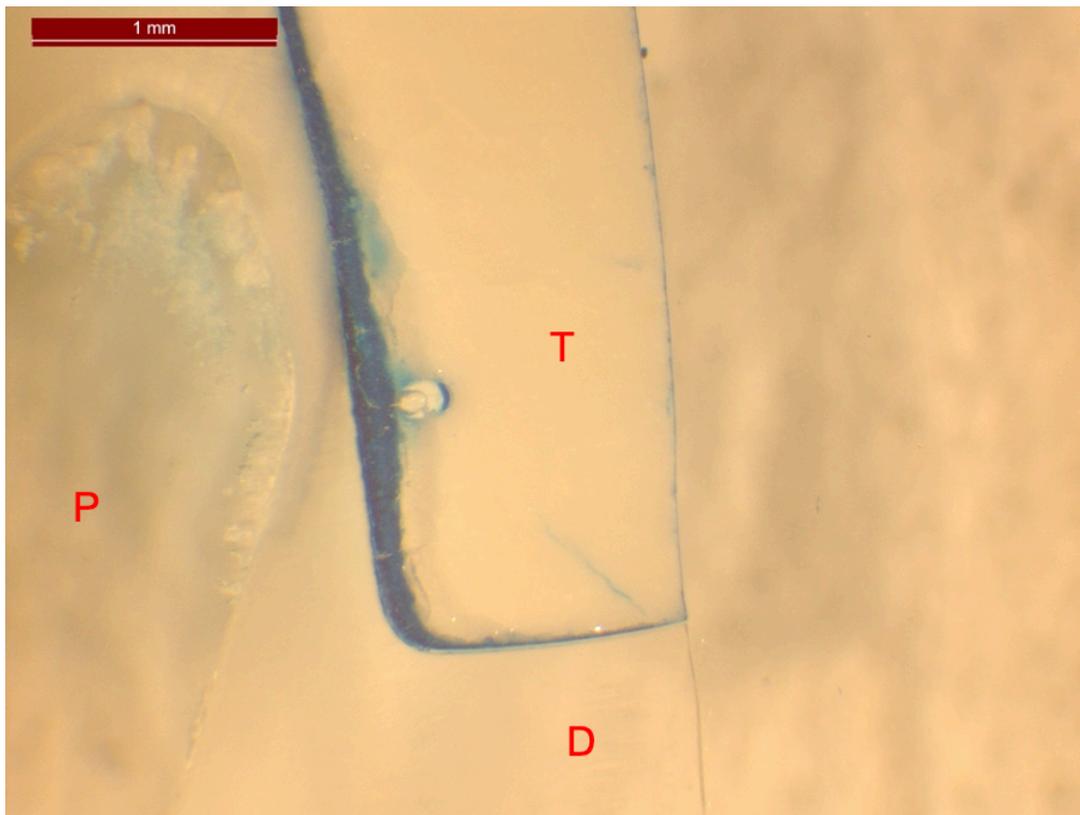


Abb. 18: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Testgruppe (T: DeltaFil), Sektion 2/2, dentinbegrenzt (entspricht Score 3). P: Pulpa

In Abbildung 18 wird eine stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Testgruppe (T: DeltaFil), Sektion 2/2, dentinbegrenzt, dargestellt. Hier zeigt sich eine Penetration von Methylenblau, die einem Score von 3 entspricht.

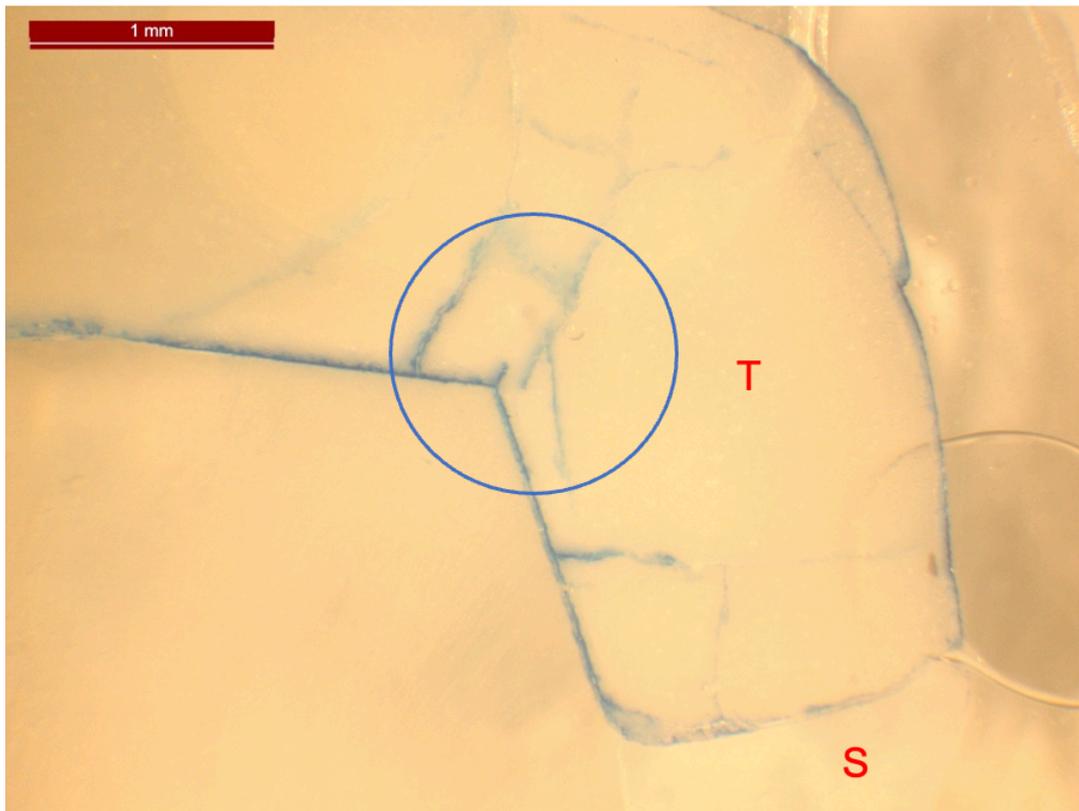


Abb. 19: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Testgruppe (T: DeltaFil), Sektion 1/2, schmelzbegrenzt (entspricht Score 3). Blauer Kreis markiert Risse innerhalb der Füllung. S: Schmelz

Zuletzt veranschaulicht Abbildung 19 eine Aufnahme der Testgruppe aus Sektion 1/2, schmelzbegrenzt. Im Inneren der Füllung sind feine, von Methylenblau penetrierte Risse im Material sichtbar (blauer Kreis), die die Materialstruktur und den Penetrationspfad verdeutlichen.

2.4.3.2 Statistische Analyse

In der statistischen Analyse wurde die Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Tests geprüft. Da in den meisten Datengruppen keine Normalverteilung vorlag, wurden für die Analyse nichtparametrische Verfahren herangezogen. Zunächst wurde überprüft, ob zwischen den zwei Dünnschliffen einer Probe signifikante Unterschiede bestehen. Hierzu wurde ein Mann-Whitney-U-Test zwischen den Schliffen durchgeführt. Sollten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sektionen einer Probe vorhanden sein, würden die

beiden Werte pro Probe zu einem Mittelwert zusammengefasst werden, um eine repräsentative Penetrationstiefe für jede Probe zu erhalten. Die Berechnung erfolgte dann mit folgender Formel:

$$\text{Mittelwert pro Probe} = (\text{Score Schliff 1} + \text{Score Schliff 2}) / 2$$

Auf Basis dieser Mittelwerte wurde anschließend für jede Versuchsgruppe (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) der mittlere Score als Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) berechnet. Diese deskriptive Analyse diente dazu, einen Überblick über die zentrale Tendenz und die Variabilität der Penetrationstiefe innerhalb der Gruppen zu erhalten. Um zu prüfen, ob signifikante Unterschiede zwischen den drei Gruppen bestehen, wurde ein Kruskal-Wallis-Test angewendet. Dieser nichtparametrische Test wurde für die dentin- und schmelzbegrenzten Füllungsråder separat berechnet und diente der Identifikation signifikanter Unterschiede zwischen den drei Gruppen. Sollte der Kruskal-Wallis-Test für beide Randbereiche auf signifikante Unterschiede hinweisen, würden im Anschluss paarweise Mann-Whitney-U-Tests durchgeführt werden, um zu bestimmen, welche Gruppen sich signifikant voneinander unterscheiden. Dabei wurden folgende Vergleiche durchgeführt: Testgruppe vs. Kontrollgruppe 1, Testgruppe vs. Kontrollgruppe 2 sowie Kontrollgruppe 1 vs. Kontrollgruppe 2. Im Rahmen der statistischen Analyse wurden folgende Nullhypothesen getestet:

1. Es gibt keinen Unterschied zwischen die Testgruppe (Modifizierter Glasionomerzement) und Kontrollgruppe 1 (Nanohybridkomposit)
2. Es gibt keinen Unterschied zwischen die Testgruppe (Modifizierte Glasionomerzement) und Kontrollgruppe 2 (konventioneller Glasionomerzement)
3. Es gibt keinen Unterschied zwischen den beiden Kontrollgruppen 1 und 2
4. Es gibt keinen Unterschied zwischen den Sektionen 1 und 2 (entspricht Schliff 1 und 2) einer Probe

Die Datenanalyse wurde mit Python[®] (Python Software Foundation, Wilmington, Delaware, USA) durchgeführt, während die grafische Darstellung mittels Excel (Microsoft Cor-

poration, Redmond, USA) erfolgte. Ziel dieser Analyse war es, die Leistung von DMG DeltaFil im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen hinsichtlich der Haftverbundqualität nach künstlichen Alterungsprozessen zu evaluieren. Das Signifikanzniveau für die Tests wurde auf 0,05 festgelegt.

3. Ergebnisse

3.1 Vergleich beider Schliche mittels Mann-Whitney-U-Test

Die drei Versuchsgruppen umfassten jeweils 20 Beobachtungen, wobei das Symbol „–“ in den Tabellen eine misslungene Probe kennzeichnet, die aus der Analyse ausgeschlossen wurde. Jede Probe wurde hinsichtlich ihres dentin- und schmelzbegrenzten Füllungsrandes untersucht. Aus jeder Probe wurden jeweils zwei Dünnschliffe entnommen. Da die statistische Analyse mittels Mann-Whitney-U-Test zeigte, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sektionen einer Probe bestehen (Tab. 4), wurde für jede Probe der Mittelwert der beiden Schliche berechnet.

Tab. 4: Paarvergleich zwischen den Sektionen 1 und 2 der jeweiligen Versuchsgruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) der dentin- und schmelzbegrenzten Füllungsgrenzen mittels Mann-Whitney-U-Test

Füllungsgrenze	Versuchsgruppe	p-Wert	Signifikanz
Schmelz- begrenzt	Sektion 1 vs. Sektion 2 der Testgruppe	1,0	Nicht signifikant
	Sektion 1 vs. Sektion 2 der Kontroll- gruppe 1	0,678	Nicht signifikant
	Sektion 1 vs. Sektion 2 der Kontroll- gruppe 2	1,0	Nicht signifikant
Dentin- begrenzt	Sektion 1 vs. Sektion 2 der Testgruppe	1,0	Nicht signifikant
	Sektion 1 vs. Sektion 2 der Kontroll- gruppe 1	1,0	Nicht signifikant
	Sektion 1 vs. Sektion 2 der Kontroll- gruppe 2	0,519	Nicht signifikant

3.2 Ergebnisse für die dentinbegrenzten Füllungsänder

3.2.1 Quantitative Verteilung der Scores

Tabelle 5 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Scores für die drei Gruppen bei dentinbegrenzten Füllungsänderungen (Tab. 5).

Es zeigte sich, dass die Scores in Kontrollgruppe 1 eine größere Streuung aufwiesen, während die Testgruppe und Kontrollgruppe 2 eine relativ gleichförmige Penetrationstiefe zeigten.

Tab. 5: Quantitative Verteilung der Scores (0 – 3; Symbol „-“: nicht bewertet) in den jeweiligen Gruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) für die dentinbegrenzten Füllungsränder

Gruppe	Score 0	Score 1	Score 2	Score 3	(-)
Testgruppe	0	0	0	19	1
Kontrollgruppe 1	2	6	4	6	2
Kontrollgruppe 2	0	0	0	18	2

Die Häufigkeitsverteilung der Scores zeigt sich ebenfalls in einem Histogramm (Abb. 20). Besonders auffällig war, dass Score 3 in der Testgruppe und Kontrollgruppe 2 dominierte, während die Kontrollgruppe 1 eine breitere Bandbreite an Scores aufwies.

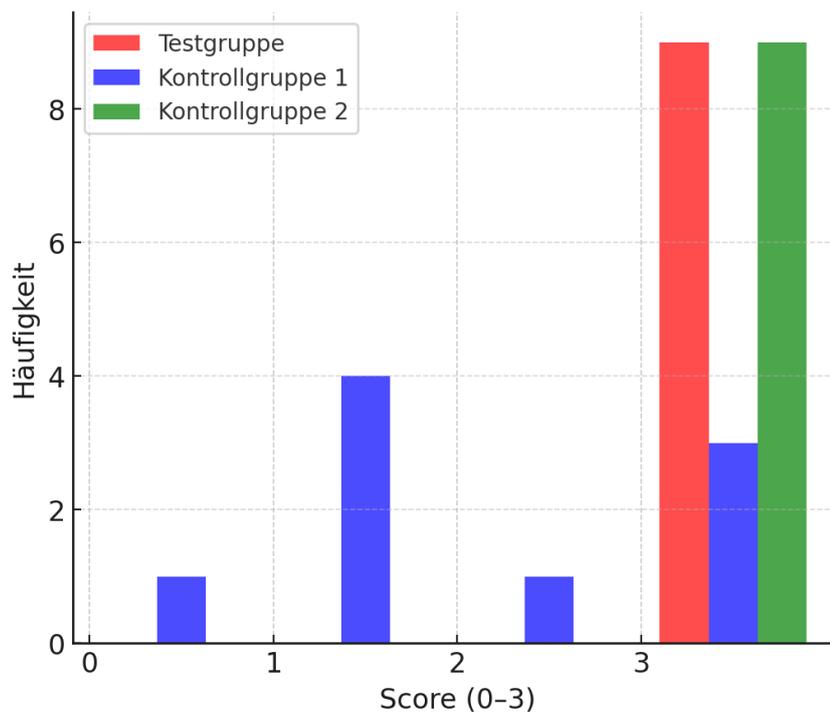


Abb. 20: Histogramm zur Veranschaulichung der Häufigkeitsverteilung der Scores der drei Versuchsgruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) der dentinbegrenzten Füllungsränder

3.2.2 Mittelwerte und Standardabweichung

Durch die Ermittlung der Mittelwerte (MW) \pm Standardabweichung (SD) wurde ein direkter Vergleich der mittleren Penetrationstiefe zwischen den Gruppen ermöglicht (Tab. 6).

Tab. 6: Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der jeweiligen Gruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) für die dentinbegrenzten Füllungsrän-der

Gruppe	MW	SD
Testgruppe	3,00	0,00
Kontrollgruppe 1	1,78	1,06
Kontrollgruppe 2	3,00	0,00

In den dentinbegrenzten Füllungsrän-dern zeigte die Kontrollgruppe 1 mit einem Mittelwert von $1,78 \pm 1,06$ die geringste Penetrationstiefe. Im Gegensatz dazu wiesen die Testgruppe und die Kontrollgruppe 2 mit jeweils $3,00 \pm 0,00$ die höchste Penetrationstiefe auf, was auf eine vergleichbare Randedichtigkeit in diesen Gruppen hinweist.

3.2.3 Kruskal-Wallis-Test

Die Analyse mit dem Kruskal-Wallis-H-Test für die dentinbegrenzten Füllungsrän-der ergab eine Teststatistik von 14,57 und einen p -Wert von 0,000684 (Tab. 7). Die Anzahl der einbezogenen Proben betrug 9 für die Testgruppe, 9 für Kontrollgruppe 1 und 9 für Kontrollgruppe 2.

Da der p -Wert signifikant unter 0,05 lag, zeigten die Ergebnisse, dass wesentliche Unterschiede zwischen den Gruppen vorhanden waren. Dies widerlegt die Nullhypothese der Gleichheit zwischen den Gruppen und weist darauf hin, dass mindestens eine Gruppe signifikant von den anderen abweicht.

Tab. 7: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Tests für die dentinbegrenzten Füllungsrän-der

Gruppe	Anzahl der Beobachtungen	Teststatistik	p -Wert
Gesamt	-	14,57	0,000684

3.2.4 Mann-Whitney-U-Test

Die Ergebnisse der Mann-Whitney U-Tests sind wie folgt:

Testgruppe vs. Kontrollgruppe 1: Der Test ergab eine Teststatistik von 67,5 mit einem p -Wert von 0,0052. Da dieser Wert unter dem Signifikanzniveau von 0,05 lag, zeigte das Ergebnis einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Dies weist darauf hin, dass die Penetrationstiefe in der Kontrollgruppe 1 signifikant geringer ist als in der Testgruppe (Tab. 8).

Testgruppe vs. Kontrollgruppe 2: Der Test ergab eine Teststatistik von 40,5 mit einem p -Wert von 1,0. Da der p -Wert über 0,05 lag, gab es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen diesen Gruppen. Dies deutet darauf hin, dass die Randintegrität der Testgruppe und der Kontrollgruppe 2 vergleichbar ist (Tab. 8).

Kontrollgruppe 1 vs. Kontrollgruppe 2: Der Test ergab eine Teststatistik von 13,5 mit einem p -Wert von 0,0052. Da der p -Wert unter dem Signifikanzniveau von 0,05 lag, zeigte das Ergebnis einen signifikanten Unterschied zwischen diesen Gruppen. Dies deutet darauf hin, dass die Penetrationstiefe in der Kontrollgruppe 1 signifikant geringer ist als in der Kontrollgruppe 2 (Tab. 8).

Tab. 8: Auflistung der Ergebnisse des Man-Whitney-U-Tests der jeweiligen Paarvergleiche zwischen den Gruppen der dentinbegrenzten Füllungsänder

Paarvergleich	Teststatistik	p-Wert	Signifikanz
Testgruppe vs. Kontrollgruppe 1	67,5	0,0052	Signifikant
Testgruppe vs. Kontrollgruppe 2	40,5	1,0	Nicht signifikant
Kontrollgruppe 1 vs. Kontrollgruppe 2	13,5	0,0052	Signifikant

Zusammengefasst zeigten diese Ergebnisse, dass signifikante Unterschiede zwischen den Kontrollgruppen 1 und 2, sowie zwischen der Kontrollgruppe 1 und der Testgruppe vorhanden waren, jedoch nicht zwischen der Testgruppe und der Kontrollgruppe 2.

3.3 Ergebnisse der schmelzbegrenzten Füllungsänder

3.3.1 Quantitative Verteilung der Scores

Tabelle 9 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Scores für die drei Gruppen bei schmelzbegrenzten Füllungsänderungen (Tab. 9).

Es zeigte sich eine große Variabilität in der Kontrollgruppe 1, während die Testgruppe eine durchgehend hohe Penetrationstiefe aufwies.

Tab. 9: Quantitative Verteilung der Scores (0 – 3; Symbol „-“: nicht bewertet) in den jeweiligen Gruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) für die schmelzbegrenzten Füllungsrande

Gruppe	Score 0	Score 1	Score 2	Score 3	(-)
Testgruppe	0	0	0	17	3
Kontrollgruppe 1	15	4	0	0	1
Kontrollgruppe 2	0	4	1	12	3

Die Häufigkeitsverteilung der Scores zeigte sich ebenfalls in einem Histogramm (Abb. 21). Besonders auffällig war die Konzentration auf Score 3 in der Testgruppe, während in Kontrollgruppe 1 primär niedrige Scores auftraten.

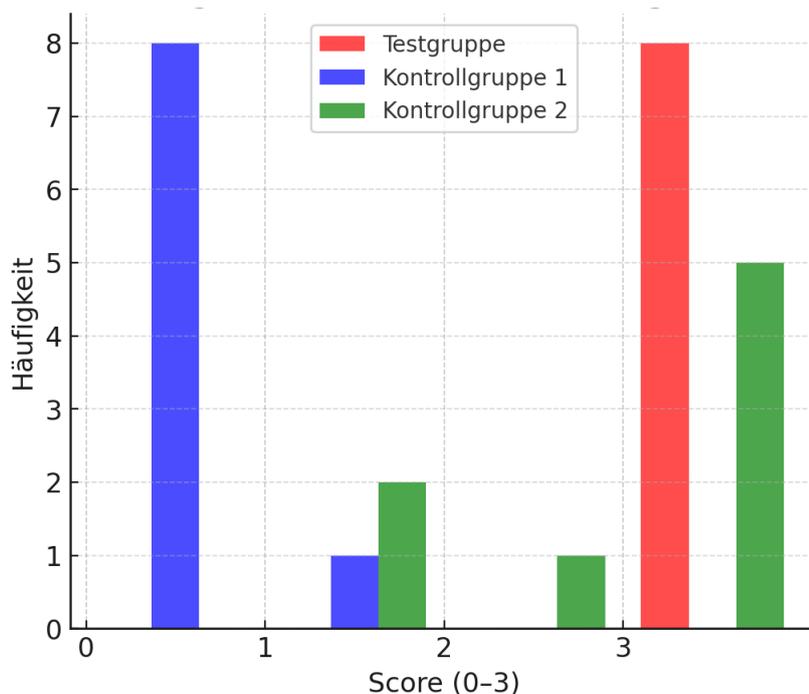


Abb. 21: Histogramm zur Veranschaulichung der Häufigkeitsverteilung der Scores der drei Versuchsgruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) der schmelzbegrenzten Füllungsrande

3.3.2 Mittelwerte und Standardabweichungen

Durch die Ermittlung der Mittelwerte (MW) \pm Standardabweichung (SD) wurde ein direkter Vergleich der mittleren Penetrationstiefe zwischen den Gruppen ermöglicht (Tab. 10).

Tab. 10: Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der jeweiligen Gruppen (Testgruppe, Kontrollgruppe 1, Kontrollgruppe 2) für die schmelzbegrenzten Füllungsänder

Gruppe	MW	SD
Testgruppe	3,00	0,00
Kontrollgruppe 1	0,22	0,36
Kontrollgruppe 2	2,44	0,82

In den schmelzbegrenzten Füllungsänder zeigte die Kontrollgruppe 1 mit einem Mittelwert von $0,22 \pm 0,36$ die geringste Penetrationstiefe. Die höchste Penetrationstiefe zeigte die Testgruppe mit einem Mittelwert von $3,00 \pm 0,00$. Die Kontrollgruppe 2 lag mit einem Mittelwert von $2,44 \pm 0,82$ dazwischen, was auf eine vergleichbare Randdichtigkeit mit der Testgruppe hinweist.

3.3.3 Kruskal-Wallis-Test

Die Analyse mit dem Kruskal-Wallis-H-Test für die schmelzbegrenzten Füllungsänder ergab eine Teststatistik von 20,19 und einen p -Wert von 0,0000412 (Tab. 11). Die Anzahl der einbezogenen Proben betrug 9 für die Testgruppe, 9 für Kontrollgruppe 1 und 8 für Kontrollgruppe 2.

Da der p -Wert signifikant unter 0,05 lag, zeigten die Ergebnisse, dass wesentliche Unterschiede zwischen den Gruppen bestanden. Dies widerlegt die Nullhypothese der Gleichheit zwischen den Gruppen und weist darauf hin, dass mindestens eine Gruppe signifikant von den anderen abweicht.

Tab. 11: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Test für die schmelzbegrenzten Füllungsänder

Gruppe	Anzahl der Beobachtungen	Teststatistik	p -Wert
Gesamt	-	20,19	0,0000412

3.3.4 Mann-Whitney-U-Test

Die Mann-Whitney-U-Tests wurden durchgeführt, um paarweise Vergleiche zwischen den Gruppen vorzunehmen.

Testgruppe vs. Kontrollgruppe 1: Der Test ergab eine Teststatistik von 72,0 mit einem p -Wert von 0,0002. Da dieser Wert unter dem Signifikanzniveau von 0,05 lag, zeigte das Ergebnis einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Dies weist darauf hin, dass die Penetrationstiefe in der Kontrollgruppe 1 signifikant geringer ist als in der Testgruppe (Tab. 12).

Testgruppe vs. Kontrollgruppe 2: Der Test ergab eine Teststatistik von 44,0 mit einem p -Wert von 0,0764. Da der p -Wert über 0,05 lag, gab es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen diesen Gruppen. Dies deutet darauf hin, dass die Randintegrität der Testgruppe und der Kontrollgruppe 2 vergleichbar ist (Tab. 12).

Kontrollgruppe 1 vs. Kontrollgruppe 2: Der Test ergab eine Teststatistik von 0,5 mit einem p -Wert von 0,0005. Da der p -Wert unter dem Signifikanzniveau von 0,05 lag, zeigte das Ergebnis einen signifikanten Unterschied zwischen diesen Gruppen. Dies deutet darauf hin, dass die Penetrationstiefe in der Kontrollgruppe 1 signifikant geringer ist als in der Kontrollgruppe 2 (Tab. 12).

Tab. 12: Auflistung der Ergebnisse des Man-Whitney-U-Tests der jeweiligen Paarvergleiche zwischen den Gruppen der schmelzbegrenzten Füllungsänder

Paarvergleich	Teststatistik	p -Wert	Signifikanz
Testgruppe vs. Kontrollgruppe 1	72,0	0,0002	Signifikant
Testgruppe vs. Kontrollgruppe 2	44,0	0,0764	Nicht Signifikant
Kontrollgruppe 1 vs. Kontrollgruppe 2	0,5	0,0005	Signifikant

Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Kontrollgruppen 1 und 2 sowie zwischen der Kontrollgruppe 1 und der Testgruppe. Kein signifikanter Unterschied wurde zwischen der Testgruppe und der Kontrollgruppe 2 festgestellt.

4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden drei verschiedene Füllmaterialien auf ihre Randbeständigkeit untersucht. Es zeigte sich, dass das Testmaterial DMG DeltaFil in Bezug auf die Randdichtigkeit signifikant schlechter abschnitt als das Komposit (Kontrollgruppe 1).

In den dentinbegrenzten Füllungsrandern war die durchschnittliche Penetrationstiefe in der Testgruppe ($3,00 \pm 0,00$) und Kontrollgruppe 2 ($3,00 \pm 0,00$) signifikant höher als in der Kontrollgruppe 1 ($1,78 \pm 1,06$). Der Kruskal-Wallis-Test bestätigte signifikante Unterschiede ($p = 0,000684$). Die paarweisen Mann-Whitney-U-Tests zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen der Testgruppe und der Kontrollgruppe 1 ($p = 0,0052$) sowie zwischen Kontrollgruppe 1 und Kontrollgruppe 2 ($p = 0,0052$), jedoch keinen Unterschied zwischen der Testgruppe und Kontrollgruppe 2 ($p = 1,0$).

In den schmelzbegrenzten Füllungsrandern wies die Kontrollgruppe 1 mit $0,22 \pm 0,36$ die geringste Penetrationstiefe auf, während die Testgruppe ($3,00 \pm 0,00$) die höchste Mikroleakage zeigte. Die Kontrollgruppe 2 lag mit $2,44 \pm 0,82$ dazwischen. Der Kruskal-Wallis-Test ergab hier ebenfalls signifikante Unterschiede ($p = 0,0000412$). In den paarweisen Vergleichen zeigte sich, dass die Penetrationstiefe in der Kontrollgruppe 1 signifikant geringer war als in der Testgruppe ($p = 0,0002$) sowie in Kontrollgruppe 2 ($p = 0,0005$). Zwischen Testgruppe und Kontrollgruppe 2 bestand kein signifikanter Unterschied ($p = 0,0764$).

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass die Kontrollgruppe 1 (Nanohybridkomposit) die geringste Microleakage aufwies, während die Testgruppe (DMG DeltaFil) insbesondere in den schmelzbegrenzten Bereichen die höchste Durchlässigkeit zeigte. Die Kontrollgruppe 2 (Ketac Fil) zeigte insgesamt eine bessere Performance als DeltaFil, aber eine schlechtere Randdichtigkeit als die Kontrollgruppe 1.

Ein zentrales Anliegen bei der Versorgung von Klasse-II-Kavitäten mit direkten plastischen Füllungsmaterialien ist die Erhaltung einer optimalen marginalen Integrität des Füllungsmaterials. Ein Versagen in diesem Bereich kann zur sogenannten "Microleakage" führen, bei der Mikroorganismen oder Farbstoffe in den Spalt eindringen (Cheung, 1990; Dietschi und Holz, 1990; Lutz et al., 1985; Vanherle et al., 1989). Dieses Eindringen wird

durch kapillare Kräfte begünstigt (Brännström et al., 1984) und die eindringenden Bakterien können aufgrund ihrer Säureproduktion diverse Probleme wie Sekundärkaries, Parodontalerkrankungen sowie postoperative Überempfindlichkeiten und Pulpareizungen durch die Toxinproduktion verursachen (Cheung, 1990; Beer 1992; Ciucchi et al., 1990; Roulet und Noak, 1991; Schwickerath, 1977). Es ist erwiesen, dass ein Mikrospace von nur 2 µm bereits ausreicht, damit Bakterien eindringen und sich ein bakterieller Biofilm bildet (Brännström et al., 1991).

Ursachen für die Entstehung solcher Randspalten, abseits von iatrogenem Versagen, sind meistens auf die volumetrischen Änderungen von Füllungsmaterialien durch Aushärtungsschrumpfung, divergentem thermischem Expansionsverhalten und hygroskopischer Absorption zurückzuführen (Young-gill et al., 1998). Die durch diese Vorgänge induzierten Spannungen könnten an den (adhäsiven) Grenzflächen zu einer Dissoziation des Füllungsmaterials von den Kavitätenwänden führen (Reeves et al., 1995).

4.1 Material und Methode

4.1.1 *In-vitro*-Untersuchung

In-vitro-Untersuchungen des Randschlusses eines neuartigen Füllungsmaterials sind von großer Wichtigkeit, um eine erste Einschätzung seiner Tauglichkeit und klinischen Relevanz zu erhalten. Eine *in-vitro*-Versuchsreihe bietet eine Reihe von Vorteilen, welche die in diesem Fall getroffene Entscheidung ihre Durchführung rechtfertigen. Zum einen sind *in-vitro*-Untersuchungen wesentlich schneller und kostengünstiger als klinische Studien, da die Versuche unter kontrollierten Bedingungen durchgeführt werden können und somit keine zeitaufwendige Patientenrekrutierung, -behandlung und -überwachung notwendig ist. Zum anderen ermöglichen *in-vitro*-Tests eine Standardisierung der Testbedingungen, da man die Einflüsse von individuellen Unterschieden der Patienten und Zähne ausschließen kann. Darüber hinaus können *in-vitro*-Versuche auch spezielle Fragestellungen beantworten, die in klinischen Studien nicht ohne weiteres untersucht werden können, bevor sie am Menschen benutzt werden. Insgesamt bietet eine *in-vitro*-Versuchsreihe eine wertvolle Ergänzung zu klinischen Studien und kann wichtige Informationen zur Auswahl von Materialien für zukünftige Studien und Anwendungen liefern (Bayne et al., 1994; Kunzelmann, 1996).

Es ist von zentraler Bedeutung zu betonen, dass Resultate aus Laborstudien nicht unmittelbar auf den klinischen Alltag übertragbar sind. Die komplexen und vielschichtigen Belastungen der Mundhöhle lassen sich in einem Laborumfeld nur eingeschränkt rekonstruieren, sodass gewonnene Ergebnisse primär eine relative Beurteilung erlauben (Hannig und Bott, 2000). In dieser Arbeit wurde dennoch das Ziel verfolgt, klinische Bedingungen so realitätsnah wie möglich zu replizieren.

Dabei muss man berücksichtigen, dass klinische Studien zur Evaluierung neuer Füllungs-materialien sowohl zeitlich als auch finanziell herausfordernd sind. Die Vielzahl an Faktoren in einer klinischen Studie, wie beispielsweise individuelle Zahnmerkmale, die Größe der Restauration, unterschiedliche Bisskräfte und diverse Patientenverhaltensweisen können zu starken Abweichungen in den Messergebnissen führen. Das erschwert das eindeutige Identifizieren, Quantifizieren und Vergleichen von Werkstoffunterschieden. Aus diesen Gründen ist es ratsam, zumindest initial, auf Laboruntersuchungen zurückzugreifen (Kunzelmann, 1996).

4.1.2 Auswahl der Probenzähne

Im Rahmen der vorliegenden *in-vitro*-Versuchsreihe wurden menschliche bleibende Molaren nach Extraktion ausgewählt, wobei besonderes Augenmerk auf ihre Unversehrtheit gelegt wurde. Es könnte argumentiert werden, dass völlig kariesfreie Zähne nicht vollständig die klinische Realität widerspiegeln. Im Sinne der Gewährleistung einer Datenkonsistenz mit anderen Studien, wurde dieser Aspekt durch die sorgfältige Auswahl der Probenzähne ausgeschlossen. Zusätzlich garantiert die Unversehrtheit der Testzähne eine nahezu gleichartige Ausgangssituation für die Testreihen. Das exakte Alter der analysierten Zähne war nicht bekannt. Potentielle altersspezifische strukturelle Veränderungen wurden durch die Zufallsverteilung der Proben minimiert. Frühere Studien haben zudem bereits aufgezeigt, dass das Zahnalter und andere Faktoren, wie Lagerbedingungen (Temperatur und Medium) nach der Extraktion, die Resultate keinen signifikanten Einfluss auf die Qualität der Restaurationsränder haben ((Hilton, 1998 ; Mixson et al. , 1993)).

4.1.3 Lagerung der Probenzähne

Zur Nachahmung des feuchten Mundhöhlenmilieus wurden die Probenzähne während der gesamten Versuchsreihe in einem flüssigen Medium aufbewahrt. Dazu kamen zwei

unterschiedliche Lösungen zum Einsatz. Die unbehandelten Zähne wurden in einer selbsthergestellten Lösung aus 0,9% Kochsalz und 0,001% Natriumazid gelagert. Das Natriumazid fungiert aufgrund seiner bakteriziden und fungiziden Eigenschaften als Schutzmittel. In Verbindung mit der Kochsalzlösung, die eine Austrocknung der extrahierten Zähne verhindert, stellt diese Lösung ein ideales Aufbewahrungsmedium dar (Humel et al., 2007; Santana et al., 2008).

Dieses Medium beeinflusst nicht die Zahnhartsubstanz, im Gegensatz zu anderen Lösungen wie etwa Formalin oder Thymol (Humel et al., 2007; Strawn et al., 1996). Nach der Präparation und Füllungstherapie der Zähne wurde zu destilliertem Wasser als Aufbewahrungsmedium gewechselt. Untersuchungen legen nahe, dass die Lagerung in destilliertem Wasser kaum signifikante Auswirkungen auf das Dentin oder die Dentinhaftwerte hat (Frankenberger et al., 2004; 1993; Strawn et al., 1996). Zur weiteren Annäherung an *in-vivo*-Verhältnisse könnte der Einsatz von artifiziellm Speichel als Lagerungslösung in Erwägung gezogen werden (El-Deeb et al., 2016).

Mehrere Untersuchungen haben gezeigt, dass die hygroskopische Ausdehnung, die durch die Wasseraufnahme eines Materials entsteht, in der Lage sein kann, die durch die Polymerisation entstandene Volumenkontraktion zu mindern. Dadurch könnten geringfügige Randdefizite überbrückt werden (Bowen et al., 1982; Koike et al., 1990). Jedoch steht diesem positiven Effekt die hydrolytische Zersetzung der Verbindung zwischen Zahn und Komposit durch das absorbierte Wasser gegenüber. Dies kann die mechanischen Charakteristika des Komposits beeinträchtigen und letztlich zu einer verminderten Haftfestigkeit des Bindemittels führen, was schließlich wieder zur Bildung von Randlücken beitragen kann (Bedran-de-Castro, 2004; Thonemann et al., 1997). Das Maß der Wasseraufnahme variiert je nach Art des Polymers, der Art und Menge des Füllstoffs und der Verbindung zwischen Füller und Matrix (Feilzer et al., 1990).

4.1.4 Kavitätenpräparation

In der vorliegenden Versuchsreihe wurden dreiflächige Kavitäten (mesial-okklusal-distal) unter Einbezug beider Approximalflächen hergestellt, wobei die Präparationsgrenzen auf der einen Approximalfläche schmelzbegrenzt, auf der anderen dentinbegrenzt waren. Dies ermöglichte eine differenzierte Betrachtung der Randspaltbildung in Abhängigkeit der vorliegenden Zahnhartsubstanz.

Dank der Adhäsivtechnologie bei Kompositen und dem chemischen Haftmechanismus von Glasionomern bedarf es bei der Kavitätenpräparation keiner makromechanischen Retentionsform (Buonocore, 1955). Es kann defektorientiert unter maximaler Schonung der Zahnhartsubstanz präpariert werden (Buonocore, 1955; Hugo et al., 1992; Lösche und Blunck, 1988; Luescher et al., 1977).

Dabei ist bei schmelzbegrenzten Kompositrestaurationen eine adhäsive Präparationsmethode vorzuziehen (Luescher et al., 1977; Luescher et al., 1978), bei welcher durch eine 1 mm breite Ansträgung der Kavitätenränder in einem 45°-Winkel eine Optimierung der Schmelzhaftung bewirkt wird (Coelho-de-Souza et al., 2008; Lösche et al., 1993). Besonders im approximalen Bereich stellt es jedoch eine klinische Herausforderung dar, eine gezielte Ansträgung zu erreichen. Eine Untersuchung hat aufgezeigt, dass durch das Weglassen der Ansträgung bei vergleichbaren adhäsiven Inlay-Techniken keine Beeinträchtigung der Randqualität eintritt (Hickel et al., 1992). Aufgrund der beschränkten chemischen Bindungseigenschaften von Glasionomern an die Zahnhartsubstanz und der Tendenz des Materials, an dünnen Rändern abzureißen, wird bei dieser Materialklasse einer Ansträgung im schmelzbegrenzten Bereich abgeraten (Krämer, 1997). Angesichts dieser Überlegungen und der Tatsache, dass in den meisten klinischen Situationen keine proximale Ansträgung durchgeführt wird, wurde auch in dieser Studie keine Abschrägung vorgenommen, um einen besseren Vergleich mit anderen Studien zu ermöglichen.

4.1.5 Kavitätenversorgung

Obwohl selbststützende Adhäsivsysteme (Universaladhäsive) das Verfahren vereinfachen, sind sie in Bezug auf Schmelzhaftung der Ätzung mittels Phosphorsäure unterlegen (Rosa et al., 2015). Angesichts dieser Erkenntnisse wurde in der vorliegenden Studie die selektive Ätzung des Schmelzes als präferiertes Vorgehen angewendet.

Da Komposite, anders als GIZ, keine intrinsische Adhäsionskapazität zu der Zahnhartsubstanz aufweisen (Douvitsas, 1991), wurde vor der Applikation des Füllungsmaterials ein Adhäsiv angewendet, welches dank seiner Haftfestigkeit dem Polymerisationschumpf entgegenwirkt (Hellwig et al., 2006).

Die spezifische Gestalt der Kavität beeinflusst maßgeblich den Schrumpfstress durch die Polymerisation. Der C-Faktor einer Kavität definiert das Verhältnis zwischen der

gebundenen und der ungebundenen Füllungsfläche (Bedran-de-Castro et al., 2004). Bei Klasse-II-Kavitäten läge der theoretisch optimale C-Faktor bei <1 , was bei einem tatsächlichen C-Faktor von etwa 3 unrealistisch erscheint (Bedran-de-Castro et al., 2004). Um den durch den C-Faktor verursachten Polymerisationsstress zu mindern, wurde in der vorliegenden Studie die Inkrementschichttechnik angewendet. Bei diesem Verfahren wird das Kompositmaterial in dünnen Schichten in die Kavität eingebracht, was die Anzahl der ungebundenen Flächen erhöht (Hofmann, 2010). Als erstes Inkrement kam in der Studie dabei ein fließfähiges Komposit zum Einsatz. Die Hauptprämisse für den Einsatz von fließfähigen Kompositen (Flow-Kompositen) liegt in ihrer Fähigkeit, durch Bildung einer elastischen Schicht, die während der Polymerisation auftretenden Schrumpfungsspannungen zu kompensieren (Glockner et al., 2007). Ein statistisch signifikanter Unterschied in der Microleakage zwischen der Verwendung von fließfähigem Komposit und Hybridkomposit als Basismaterial konnte von den Autoren nicht festgestellt werden (Loguerarion et al., 2002; Neme et al., 2002). Auf der Basis von zahlreichen Untersuchungen wurde postuliert, dass fließfähige Komposite keinen entscheidenden Einfluss auf die Microleakage ausüben (Loguerarion et al., 2002; Neme et al., 2002). Diese Erkenntnisse kontrastieren jedoch mit anderen Studien, welche aufzeigen, dass der Gebrauch von fließfähigen Kompositen zu einer optimierten Randabdichtung beiträgt (Barceleiro et al., 2005; Peutzfeld und Asmussen, 2022). So konnte festgestellt werden, dass die Applikation eines fließfähigen Komposits als erstes Inkrement in dentinbegrenzten zervikalen Stufen/Kästen zu einer Verringerung von Microleakage führt. Im Kontext der gegenwärtigen Untersuchung wurde sich aufgrund dieser Studienlage für die Anwendung eines niedrigviskosen Komposits als erste Schicht entschieden. Diese Vorgehensweise stellt sicher, dass die Studie in einem aktuellen und klinisch relevanten Kontext durchgeführt wurde, da der Einsatz von Flow-Kompositen als erste Schicht als gängige Praxis in der Zahnmedizin anerkannt ist.

Die Anwesenheit von Sauerstoff kann die Polymerisationsreaktion inhibieren, was zur Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht auf der Außenfläche des Komposits führt. Diese ist einem nicht polymerisierten Komposit ähnlich und weist aufgrund des bereits vollständig umgesetzten Initiator-Aktivator-Komplexes verschlechterte physikalische Eigenschaften auf (Eliades, 1989). Daher ist das gewissenhafte Entfernen der Inhibitionsschicht von entscheidender Bedeutung. Das Polieren der Füllungen in der vorliegenden Studie wurde

visuell kontrolliert und entsprechend den Empfehlungen des Herstellers mit Gummipolierern durchgeführt.

Im Gegensatz zum Komposit sowie zum DeltaFil, konnte der konventionelle Glasionomerzement entsprechend der Herstellerangaben allerdings erst nach 24 h ausgearbeitet werden. Der Hintergrund ist, dass diese Materialklasse während ihres Aushärtungsprozesses in besonderem Maße gegen Feuchtigkeit und Übertrocknung geschützt werden muss. Bis zur Politur wurde diese Versuchsgruppe mit Vaseline isoliert und in destilliertem Wasser aufbewahrt (Earl et al., 1989). Schutzlacke können als einfache Polymerlösungen in Lösungsmitteln oder als lichtaktivierbare, niedrigviskose Monomere formuliert sein. Es gibt Studien, die darauf hindeuten, dass die durch Licht härtenden Beschichtungen den Vorteil haben, effizienter gegen Austrocknung zu schützen (Earl et al., 1989) Dies liegt daran, dass der resultierende Film, mangels Lösungsmitteln, keine mikroskopischen Öffnungen aufweist, durch die Wasser entweichen könnte (Sidhu und Nicholson, 2016).

In der gegenwärtigen Forschungsarbeit wurde die Entscheidung getroffen, Vaseline als Schutzmaßnahme für Glasionomerzemente anstelle der üblicherweise verwendeten lichthärtenden Schutzlacke zu verwenden. Diese Wahl basiert auf den Erkenntnissen einer Untersuchung von Sidhu und Nicholson (2016), welche herausfanden, dass alternative Schutzmethoden wie Vaseline keinen signifikanten negativen Einfluss auf die Leistungsfähigkeit von Glasionomerzementen, insbesondere im Hinblick auf deren Randintegrität, haben. Die Studie betonte, dass das primäre Ziel eines jeden Oberflächenschutzmittels darin liegen sollte, die Zementoberfläche während der entscheidenden ersten Phasen des Aushärtungsprozesses zu sichern (Sidhu und Nicholson, 2016).

4.1.6 Anfärben der Proben

Das Verfahren der Farbstoffpenetration ist anerkannt und weit verbreitet, um die Integrität von Restaurationsrändern zu bewerten (Hilton, 1998). Die Wahl des Farbstoffs scheint keine signifikanten Auswirkungen auf die Ergebnisse zu haben scheint (Hilton, 1998).

Methylenblau wurde aufgrund seiner fortgeschrittenen Penetrationsfähigkeit und einer geringen Molekülgröße von 0,5-0,7 µm favorisiert. Dennoch gibt es Literaturquellen, die darauf hinweisen, dass Methylenblau die tatsächliche Microleakage überschätzen könnte (Scotti et al., 2014).

Eine Studie untersuchte die Microleakage von Fissurenversiegelungen, die nach dem Ätzen mit Phosphorsäure oder nach der Anwendung von selbstätzenden Primern/Adhäsiven platziert wurden. Dabei wurde Methylenblau verwendet, um die Penetration des Versiegelungsmaterials in die Fissuren zu visualisieren und zu bewerten (Amend et al., 2021). Jedoch hat sich gezeigt, dass die fehlende Standardisierung in der Bewertung der so visualisierten Penetrationstiefe eine kritische Lücke in der Vergleichbarkeit und Interpretierbarkeit der Ergebnisse darstellt.

Es gibt keine spezifische Einteilung für die mikroskopisch begutachtete Penetrationstiefe im Randspaltbereich nach Methylenblau-Färbung, die allgemein anerkannt ist (Hartmann, 2006).

In Anbetracht dieser Umstände implementierte die vorliegende Studie ein durch Konsens festgelegtes, normiertes Bewertungsschema zur Ermittlung der Penetrationstiefe. Dieser Ansatz stützt sich auf eine quantitativ ausgerichtete Skala, ergänzt durch den Einsatz digitaler Bildanalyseverfahren, um eine objektive und wiederholbare Messung der Eindringtiefe des Methylenblaus zu gewährleisten.

Während viele Studien lediglich einen zentralen Schnitt durch die Restauration durchführen (Hilton, 1998), wurde in dieser Untersuchung ein differenzierter Ansatz gewählt. Die Zähne wurden durch drei Schnitte in zwei Abschnitte unterteilt, was die Anzahl der Messpunkte auf vier erhöhte und somit eine detailliertere Beurteilung der Randsituation an unterschiedlichen Stellen ermöglicht. Neben der reinen Existenz eines Randspalts (qualitative Bewertung) wurde auch die Tiefe der Farbstoffpenetration (quantitative Bewertung) beurteilt, ein wichtiger Aspekt bei der Bewertung von Füllungsmaterialien (Gale, 1994).

Es ist zu berücksichtigen, dass manche Adhäsive eine hohe Affinität zu Wasser aufweisen. Das potenzielle Wechselspiel zwischen Farbstoff und diesen Adhäsiven könnte die Ergebnisse beeinflussen, wie auch andere Studien bestätigen (Attin et al., 1996). Aktuelle Forschungen identifizierten ein Phänomen, das als „Nanoleakage“ beschrieben wird (Sano et al., 1995). Trotz scheinbar intakter Ränder ermöglicht diese minimal invasive Undichtigkeit das Eindringen von oralen Flüssigkeiten oder, im Falle von *in-vitro*-Studien, von Farbstoffen in die Schnittstelle zwischen Zahn und Füllungsmaterial (Sano et al., 1995). Die Intensität dieser Undichtigkeit hängt von verschiedenen Faktoren ab, darunter die Art des Adhäsivs und die spezifische Anwendungstechnik. Obwohl dieses

Phänomen im Vergleich zu herkömmlichen Randspalten weniger auffällig ist, kann es die Langlebigkeit der Adhäsion beeinträchtigen (Anupreeta et al., 2021).

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Lokalisation des Füllungsrandes

Die marginale Randständigkeit von Füllungen wird maßgeblich durch die Position des Füllungsrandes am Zahn bestimmt. In der vorliegenden Studie wurde die Randdichtigkeit mittels stereomikroskopischer Analyse der Farbstoffpenetration untersucht. Ursprünglich wurden pro Probe zwei Dünnschliffe angefertigt, die jeweils den dentin- oder schmelzbegrenzten Füllungsrand abbildeten.

Da der Mann-Whitney-U-Test keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Dünnschliffen einer Probe zeigte, wurde für jede Probe der arithmetische Mittelwert der beiden Schliffe berechnet, um eine repräsentativere Einschätzung der Penetrationstiefe zu erhalten. Dieses Vorgehen ermöglichte eine Reduktion zufälliger Messabweichungen, indem es extreme Einzelwerte ausglich und damit die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse verbesserte. Einzelne stark abweichende Werte eines Schliffs hätten in einer getrennten Betrachtung einen überproportionalen Einfluss auf das Gesamtergebnis gehabt.

Ein weiterer Vorteil dieser Methodik bestand darin, dass durch die Mittelwertbildung eine Verzerrung durch die Verwendung gewichteter Scores vermieden wurde. Dieses Verfahren hat den Nachteil, dass es keine probenbasierte Betrachtung erlaubt, sondern lediglich die Gesamtverteilung innerhalb einer Gruppe abbildet. Dadurch kann es zu einer Überrepräsentation häufiger Scores kommen, während individuelle Unterschiede einzelner Proben untergehen. Die Mittelwertbildung aus zwei Schliffen pro Probe gewährleistet hingegen, dass jede Probe als eigene Einheit betrachtet wird, wodurch eine genauere probenbasierte Analyse möglich wurde.

Gleichzeitig muss jedoch kritisch hinterfragt werden, ob durch die Mittelwertbildung individuelle Abweichungen innerhalb einer Probe nivelliert wurden und dadurch kleinere, aber möglicherweise relevante Unterschiede zwischen den beiden Schliffen unentdeckt bleiben. Zwar zeigte die statistische Analyse keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sektionen einer Probe, jedoch bedeutet dies nicht zwangsläufig, dass strukturelle oder materialbedingte Variationen vollständig ausgeschlossen werden können.

Tabelle 4 zeigt jedoch, dass die Werte der beiden Schriffe innerhalb einer Probe insgesamt nur geringe Abweichungen aufwiesen, sodass sich keine systematische Verzerrung durch die Mittelwertbildung abzeichnete (Tab. 4).

Zusätzlich spielt der Abstand zwischen den beiden Schriffen innerhalb einer Probe eine entscheidende Rolle. Liegt dieser unter 0,5 mm, können mechanische Artefakte zu ähnlichen Ergebnissen führen. Ein Abstand von mehr als 0,5 mm, wie in dieser Studie eingehalten, minimiert dieses Risiko und erhöht die Unabhängigkeit der Messwerte. Ähnliche Prinzipien gelten in der Mikrohärtemessung, wo Mindestabstände zur Vermeidung von Artefakten empfohlen werden (Fusayama et al., 1966; Ogawa et al., 1983). Dennoch bleibt die Frage, ob eine größere Stichprobe oder eine alternative Methodik die Aussagekraft weiter verbessern könnte.

4.2.1.1 Testgruppe und Kontrollgruppe 2

Die chemische Bindung von GIZ, die durch Interaktion zwischen den Carboxylgruppen seiner Polysäuremoleküle und den Kalziumionen im Hydroxylapatit erfolgt, erreicht trotz ihrer Vorteile in Bezug auf die Bioaktivität und Fluoridfreisetzung nicht die Bindungsstärke, die moderne Komposite durch ihre mikromechanische Verankerung an die Zahnhartsubstanz erzielen (Mitra, 1991; Thornton et al., 1986). Die in der vorliegenden Versuchsreihe erzielten Ergebnisse bestätigen die Hypothese, dass die Haftkräfte von Glasionomerzement an Schmelz höher sind als an Dentin (Powis et al., 1982), was die differenzierte Adhäsionskapazität dieses Materials in Abhängigkeit von der Zahnhartsubstanz unterstreicht (Heck, 2022).

Für eine optimale chemische Adhäsion muss die Oberfläche gut benetzbar, eben und sauber sein. Daher ist bei der Anwendung von Glasionomerzementen eine sorgfältige Oberflächenpräparation und die Beseitigung der Schmierschicht unerlässlich (Hannig, 1990). Ein geeignetes Mittel hierfür kann, wie bei dem in dieser Arbeit untersuchten DeltaFil, eine 10 %ige Polyacrylsäure sein, die die Schmierschicht entfernt und durch Öffnung der Dentintubuli und Oberflächenvergrößerung ein mikromechanisches Attachment gewährleistet (Mount, 1998; van Meerbeek et al., 2006).

Die Vorbehandlung der Kavität mit einer Säure vor dem Legen einer Glasionomerzement-Füllung ist ein kontrovers diskutiertes Thema. Traditionell wird argumentiert, dass Säurereizung notwendig ist, um die Haftung zwischen Glasionomerzement und der Zahnhartsubstanz zu verbessern. Jedoch zeigte eine Studie, dass die Vorbehandlung mit Säure die Mikroporosität des Dentins erhöhen und somit potenziell die Adhäsion zwischen Glasionomerzement und Zahnhartsubstanz verschlechtern kann, anstatt sie zu verbessern (McCabe, 1998). Die Autoren betonen, dass die inhärente Adhäsionsfähigkeit von Glasionomerzement durch solche Vorbehandlungsmaßnahmen negativ beeinflusst werden kann, was die Langzeitstabilität der Füllung beeinträchtigt (Bibliocom, 2024).

Weiterhin kann die Feuchtigkeitsempfindlichkeit von GIZ während der Abbinde-Phase durch Feuchtigkeit aus dem oralen Milieu gestört werden, was zu unvollständiger Aushärtung und reduzierter Randdichtigkeit führt (Earl et al., 1989). Ein sofortiges Abdecken mit einer Schutzschicht ist erforderlich, um eine optimale Aushärtung zu gewährleisten, wobei Fehler in diesem Prozess die Randversiegelung beeinträchtigen können. Zusätzlich wurde in der vorliegenden Untersuchung anstelle des vom Hersteller empfohlenen Schutzlacks Vaseline verwendet, um die Feuchtigkeitsempfindlichkeit von Glasionomerzement während der Abbinde-Phase zu kontrollieren. Diese Abweichung von den Herstellerempfehlungen könnte die Ergebnisse beeinflusst haben, insbesondere in Bezug auf die Randdichtigkeit und Microleakage. Dennoch zeigt eine Studie von Sidhu und Nicholson (2016), dass die Verwendung alternativer Schutzmaßnahmen, wie Vaseline, keinen signifikanten negativen Effekt auf die Leistung von Glasionomerzementen in Bezug auf die Randintegrität hat. Sie argumentieren, dass die primäre Funktion eines Schutzlacks darin besteht, die Oberfläche während der kritischen Anfangsphase des Abbindens zu schützen, und dass ähnliche Schutzmaßnahmen effektiv sein können (Sidhu und Nicholson, 2016).

Glasionomerzemente zeigen eine gesteigerte Empfindlichkeit gegenüber mechanischen Beanspruchungen. Temperaturschwankungen, induziert durch Thermocycling, führen zu einer Ausdehnung und Schrumpfung des Materials, was Spannungen erzeugt, die Mikrorisse sowohl im Material selbst als auch an den Grenzflächen zur Zahnhartsubstanz verursachen können (Spinola et al, 2021). Diese Effekte tragen zur Beeinträchtigung der Randintegrität bei und fördern eine erhöhte paramarginale Farbstoffpenetration, was die

Analyse der marginalen Farbpenetration erschwert. GIZ kann also an Schmelz eine höhere Haftkraft als an Dentin aufweisen, während es gleichzeitig durch thermische Beanspruchungen Spannungen an der Grenzfläche entwickelt, die die Randintegrität beeinträchtigen können.

Die Hypothese, dass eine frühzeitige Prävention solcher Mikrorisse durch die Dispersion elastomerischer Mizellen im untersuchten Material DeltaFil möglich ist, findet in den Ergebnissen dieser Arbeit keine Bestätigung.

Die Unmöglichkeit, die Farbstoffpenetration bei dieser Materialklasse ausschließlich im marginalen Bereich zu analysieren, stellt eine bedeutende Einschränkung dar, da sie detaillierte Einblicke in die spezifische Leistung des Füllungsmaterials an den kritischen Rändern der Restauration verhindert. Diese Einschränkung erschwert es, präzise Aussagen über die initiale Qualität der Randversiegelung und deren potenzielle Degradation über die Zeit zu treffen. Eine solche differenzierte Betrachtung wäre von großem Interesse, um spezifische Schwächen in der Materialhaftung oder in der Anwendungstechnik zu identifizieren und gezielt verbessern zu können.

Auf der anderen Seite bietet die Betrachtung der Farbstoffpenetration im gesamten approximalen Bereich einer Füllung einen realitätsnahen Einblick in die klinische Leistung des Füllungsmaterials unter Bedingungen, die den variablen und dynamischen Umgebungsbedingungen im Mundraum ähneln. *In-vivo* sind Restaurationen nicht nur marginalen Herausforderungen ausgesetzt, sondern der gesamte approximale Bereich steht unter dem Einfluss von Kaubewegungen, Temperaturschwankungen und chemischer Belastung durch Speise- und Trinkstoffe. Insofern reflektiert die Analyse der Farbstoffpenetration über den gesamten Bereich der Füllung realistischer die tatsächliche Belastung der Restauration im klinischen Alltag.

4.2.1.2 Kontrollgruppe 1

Die signifikant besseren Ergebnisse der Kontrollgruppe 1 im Vergleich zu den beiden anderen Restaurationsmaterialien (Testgruppe, Kontrollgruppe 2) lassen sich durch eine Kombination aus fortschrittlicher Materialzusammensetzung, effektiven Haftmechanismen und speziellen Verarbeitungstechniken erklären.

Ein entscheidender Faktor für die Überlegenheit von Kompositen ist ihr adhäsiver Haftmechanismus, sowohl zum Schmelz als auch zum Dentin. Die Ergebnisse dieser Untersuchung mit verschiedenen Kompositmaterialien untermauern bestehende Erkenntnisse, wonach die marginale Anpassung im Dentin nach wie vor Herausforderungen birgt (Dietschi et al., 1993; Dietschi et al., 1995; Eakle und Ito, 1990), während im Schmelz bessere Ergebnisse erzielt werden können (Lambrechts et al., 1997; Schuckar und Geurtsen, 1995). Randspaltfreie Restaurationen erscheinen weiterhin als schwer erreichbar (Szep et al., 2001). Wenn der Rand der Füllung in einem gesunden Schmelzbereich liegt, ermöglicht die Ätztechnik auf dem Schmelz einen wirksamen Verbund zwischen Zahn und Komposit (Lösche und Blunck, 1988). Liegt der Rand der Füllung jedoch im zervikalen Dentin- oder Zementbereich, kann selbst mit Dentinadhäsiven kein vollkommen dichter Verbund erreicht werden (Kostka et al., 1991). Folglich beeinträchtigt der Abstand der Präparationsgrenze zur Schmelz-Zement-Grenze die Randqualität von Kompositfüllungen erheblich (Schuckar und Geurtsen, 1995). Es wurde festgestellt, dass die beste Randdichtigkeit erreicht wird, wenn der zervikale Kavitätenrand 1 mm über der Schmelz-Zement-Grenze verläuft, während direkt an oder angrenzend an diese Grenze ein erhöhtes Risiko für Randspaltbildung besteht (Schuckar und Geurtsen, 1995).

Die beobachtete Farbstoffpenetration an den Grenzflächen der Füllungen kann weiterhin durch die Polymerisationsschrumpfung sowie durch Diskrepanzen in den thermischen Expansions- und Kontraktionskoeffizienten zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial erklärt werden. Dies resultiert in unterschiedlichen Ausdehnungen oder Kontraktionen von Zahnschmelz und Kompositmaterial aufgrund ihrer verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten, was wiederum zu Randundichtigkeiten führt (Janda, 1988). Weiterhin wurde bereits belegt, dass das Elastizitätsmodul des in der Kavität eingebrachten Materials einen signifikanten Einfluss auf die entstehenden Spannungen hat, weitaus gravierender als die tatsächliche Schrumpfung selbst (Dwiandhono et al., 2019). Eine höhere Elastizität des Materials innerhalb der Kavität korreliert dabei mit reduzierten Spannungen aufgrund der Polymerisationsschrumpfung. Weitere determinierende Faktoren für die Polymerisationsschrumpfung der Komposite könnten der C-Faktor der Kavität, die Ausrichtung der Dentintubuli zur Zervikalwand, Fluktuationen der Dentinliquor in den Dentintubuli und der Hydratationsstatus des Dentins sein (Valizadeh et al., 2020). Dabei führt eine gesteigerte Permeabilität kombiniert mit einer Zunahme der Wasseraufnahme in

Dentintubuli zu einem Rückgang der Adhäsionswerte (Marshall et al., 1997; Mjör, 2009; Pashley, 1996).

Untersuchungen haben gezeigt, dass das Nanohybridkomposite, konkret Tetric Evo Ceram, im Vergleich zu anderen Kompositen die niedrigste Mikroleakage aufweisen (Bajabaa et al., 2021). Diese Beobachtungen korrelieren mit den Erkenntnissen von Shah et al., in denen Nanohybrid-Komposite mit mikrogefüllten Kompositen verglichen wurden (Shah et al., 2020). Die vorliegenden Resultate sind in erheblichem Maße auf die fortschrittliche Füllstofftechnologie zurückzuführen. Durch ihre Fähigkeit, sowohl die Festigkeit zu maximieren als auch das Volumen der Interpartikelräume zu minimieren, wird die Permeabilität für Bakterien und Kontaminationen an der Grenzfläche entscheidend verringert (Wahab et al., 2003).

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung, dass Kompositmaterialien (Kontrollgruppe 1) den getesteten Glasionomern (Testgruppe, Kontrollgruppe 2) in Bezug auf die Randdichtigkeit überlegen ist. Dies unterstreicht, dass diese Materialklasse bevorzugt für die Versorgung von Klasse-II-Kavitäten eingesetzt werden sollten. Gleichzeitig verdeutlichen die Ergebnisse die Herausforderungen, die mit der Verwendung von Glasionomern in hochbelasteten Füllungsbereichen einhergehen. Dennoch bleiben sie in bestimmten klinischen Situationen eine sinnvolle Alternative – insbesondere dann, wenn patientenspezifische Faktoren, wie eine erschwerte Trockenlegung, den Einsatz von Kompositmaterialien limitieren.

Die getesteten Materialien sind bereits in der klinischen Anwendung etabliert und durch entsprechende Zulassungsverfahren geprüft. Daher sollte die Interpretation der Ergebnisse nicht als generelle Abwertung von Glasionomern verstanden werden, sondern vielmehr als eine differenzierte Betrachtung ihrer Einsatzmöglichkeiten im Vergleich zu Kompositmaterialien. Da es sich um eine *in-vitro*-Untersuchung handelt, müssen die Ergebnisse zudem mit Vorsicht interpretiert werden. Laboruntersuchungen bieten zwar wertvolle Erkenntnisse über Materialeigenschaften, können jedoch die klinische Realität nicht vollständig abbilden. Künftige Studien sollten daher noch detailliertere Untersuchungen der marginalen Integrität ermöglichen, ohne dabei die ganzheitliche Betrachtung des approximalen Füllungsbereichs zu vernachlässigen. Diese ausgewogene Herangehens-

weise könnte zu einer umfassenderen Bewertung der klinischen Leistung dieser Materialgruppe führen und somit die Entwicklung von Restaurationsmaterialien und -techniken vorantreiben, die eine optimale Langlebigkeit und Funktionalität im klinischen Einsatz gewährleisten.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde DMG DeltaFil (Testgruppe) im Hinblick auf klinische Effizienz und Qualität im Kontext zahnmedizinischer Restauration untersucht. Als Vergleichsgruppen dienten ein herkömmliches Komposit (Kontrollgruppe 1), und ein herkömmlicher Glasionomerzement (Kontrollgruppe 2). Die Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede in der marginalen Adaptation und der Mikroinfiltration, wobei die Kontrollgruppe 1 eine deutlich niedrigere Microleakage und somit eine überlegene Haftfestigkeit aufweisen. In den dentinbegrenzten Füllungsrandern war die durchschnittliche Penetrationstiefe in der Testgruppe ($3,00 \pm 0,00$) und Kontrollgruppe 2 ($3,00 \pm 0,00$) signifikant höher als in der Kontrollgruppe 1 ($1,78 \pm 1,06$). Der Kruskal-Wallis-Test bestätigte signifikante Unterschiede ($p = 0,000684$). In den schmelzbegrenzten Füllungsrandern wies die Kontrollgruppe 1 mit $0,22 \pm 0,36$ die geringste Penetrationstiefe auf, während die Testgruppe ($3,00 \pm 0,00$) die höchste Microleakage zeigte. Die Kontrollgruppe 2 lag mit $2,44 \pm 0,82$ dazwischen. Der Kruskal-Wallis-Test ergab hier ebenfalls signifikante Unterschiede ($p = 0,0000412$).

Die beobachtete höhere Mikroinfiltration bei der Testgruppe und der Kontrollgruppe 2 weist auf eine suboptimale Randintegrität im Vergleich zu den untersuchten Kompositmaterialien hin, was die anfängliche Hypothese, dass DeltaFil eine ähnliche oder bessere Haftqualität bei vereinfachter Verarbeitung wie konventionelle Komposite bieten könnte, widerlegt.

Zusammengefasst legen die Ergebnisse dieser Studie nahe, dass die untersuchten Glasionomerzemente nicht die adhäsive Leistungsfähigkeit erreichen, die von modernen Kompositmaterialien erzielt wird.

Obwohl die angewandte Methodik erste wesentliche Erkenntnisse zur klinischen Leistung von DeltaFil im Vergleich zu anderen Füllungsmaterialien liefert, implizieren die Ergebnisse der Studie die Notwendigkeit weiterführender Untersuchungen, um ein umfassendes Verständnis der Eigenschaften und der klinischen Anwendbarkeit von Delta Fil zu erlangen. Die alleinige Nutzung der Farbstoffpenetration für die Beurteilung der Randintegrität kann aufgrund der limitierten Anzahl von Messpunkten als nicht vollumfänglich betrachtet werden. Externe Variablen wie Lufteinschlüsse oder Randfehler können ein Material ungünstig darstellen.

Zukünftige Forschungsarbeiten sollten alternative Versuchsdesigns und -methoden in Betracht ziehen, um die gewonnenen Erkenntnisse zu vertiefen und die Entwicklung von Materialien zu fördern, die den Anforderungen moderner zahnmedizinischer Restaurationen gerecht werden.

6. Anhang

6.1 Messwerte der dentinbegrenzten Füllungsränder

Tab. 13: Messwerte der Penetrationstiefen für die dentinbegrenzten Füllungsränder und den daraus resultierenden Scores 0-3.

Symbol „-“: nicht bewertet, PT: Penetrationstiefe des Methylenblau entlang der Gesamtfläche, GF: Gesamtfläche des approximalen Füllungsrandes

Gruppe	Zahn-Nr.	Sektion	GF [mm]	PT [mm]	Quotient PT/GF x 100 [einheitslos]	Score [einheitslos]
K1	1	1	1,209	0,736	60,877	2
		2	1,091	0,706	64,71	2
	2	1	1,355	0	0	0
		2	1,351	0	0	0
	3	1	1,091	0,724	65,998	2
		2	1,282	0,511	39,86	1
	4	1	1,483	1,483	100,00	3
		2	1,390	1,390	100,00	3
	5	1	1,476	0,434	29,40	1
		2	1,251	0,474	37,89	1
	6	1	1,139	0,490	43,02	1
		2	1,326	0,413	31,15	1
	7	1	-	-	-	-
		2	0,987	0,987	100,00	3
	8	1	0,658	0,658	100,00	3
		2	-	-	-	-
	9	1	0,971	0,556	57,26	2
		2	1,121	0,251	22,391	1
	10	1	1,426	1,426	100,0	3
		2	1,443	1,443	100,0	3
K2	11	1	1,072	>GF	-	3
		2	1,173	>GF	-	3
	12	1	1,220	>GF	-	3
		2	1,298	>GF	-	3
	13	1	1,343	>GF	-	3

Gruppe	Zahn-Nr.	Sektion	GF [mm]	PT [mm]	Quotient PT/GF x 100 [einheitslos]	Score [einheitslos]
	14	2	1,097	>GF	-	3
		1	1,582	>GF	-	3
	15	2	1,546	>GF	-	3
		1	-	-	-	-
	16	2	-	-	-	-
		1	1,528	>GF	-	3
	17	2	1,579	>GF	-	3
		1	0,892	>GF	-	3
	18	2	1,085	>GF	-	3
		1	1,203	>GF	-	3
	19	2	1,324	>GF	-	3
		1	1,627	>GF	-	3
	20	2	1,366	>GF	-	3
		1	0,985	>GF	-	3
		2	1,337	>GF	-	3
T	21	1	1,160	>GF	-	3
		2	1,151	>GF	-	3
	22	1	1,392	>GF	-	3
		2	1,231	>GF	-	3
	23	1	1,416	>GF	-	3
		2	1,435	>GF	-	3
	24	1	1,357	>GF	-	3
		2	-	-	-	-
	25	1	1,557	>GF	-	3
		2	1,860	>GF	-	3
	26	1	1,396	>GF	-	3
		2	1,446	>GF	-	3
	27	1	1,047	>GF	-	3
		2	1,695	>GF	-	3
28	1	1,384	>GF	-	3	
	2	1,377	>GF	-	3	
29	1	0,944	>GF	-	3	

Gruppe	Zahn-Nr.	Sektion	GF [mm]	PT [mm]	Quotient PT/GF x 100 [einheitslos]	Score [einheitslos]
		2	1,322	>GF	-	3
	30	1	1,459	>GF	-	3
		2	1,271	>GF	-	3

6.2 Messwerte der schmelzbegrenzten Füllungsänder

Tab. 14: Messwerte der Penetrationstiefen für die schmelzbegrenzten Füllungsänder und den daraus resultierenden Scores 0-3.

Symbol „-“: nicht bewertet, PT: Penetrationstiefe des Methylenblau entlang der Gesamtfläche, GF: Gesamtfläche des approximalen Füllungsrandes

Gruppe	Zahn-Nr.	Sektion	GF [mm]	PT [mm]	Quotient PT/GF x 100 [einheitslos]	Score [einheitslos]
K1	1	1	1,506	0	0	0
		2	1,271	0	0	0
	2	1	1,324	0	0	0
		2	1,400	0,153	10,929	1
	3	1	1,485	0	0	0
		2	1,376	0	0	0
	4	1	1,358	0	0	0
		2	1,595	0	0	0
	5	1	1,351	0	0	0
		2	1,281	0	0	0
	6	1	1,296	0	0	0
		2	1,332	0	0	0
	7	1	1,484	0,104	7,008	1
		2	1,467	0,472	32,174	1
	8	1	1,403	0,200	14,256	1
		2	1,120	0	0	0
	9	1	1,310	0	0	0
		2	1,204	0	0	0
	10	1	-	-	-	-
		2	1,358	0	0	0

Gruppe	Zahn-Nr.	Sek-tion	GF [mm]	PT [mm]	Quotient PT/GF x 100 [einheitslos]	Score [einheitslos]
K2	11	1	1,361	>GF	-	3
		2	1,274	>GF	-	3
	12	1	1,506	0,534	35,458	1
		2	1,477	0,420	28,436	1
	13	1	1,341	>GF	-	3
		2	1,466	0,371	25,307	1
	14	1	1,456	>GF	-	3
		2	1,378	>GF	-	3
	15	1	-	-	-	-
		2	-	-	-	-
	16	1	1,318	>GF	-	3
		2	1,468	>GF	-	3
	17	1	0,327	0,755	56,895	2
		2	1,370	0,645	47,080	1
	18	1	1,380	>GF	-	3
		2	1,380	>GF	-	3
	19	1	1,440	>GF	-	3
		2	1,392	>GF	-	3
	20	1	-	-	-	-
		2	1,301	>GF	-	3
T	21	1	1,622	>GF	-	3
		2	1,321	>GF	-	3
	22	1	1,403	>GF	-	3
		2	1,487	>GF	-	3
	23	1	1,411	>GF	-	3
		2	1,626	>GF	-	3
	24	1	1,605	>GF	-	3
		2	-	-	-	-
	25	1	1,584	>GF	-	3
		2	1,598	>GF	-	3
	26	1	1,554	>GF	-	3
		2	1,418	>GF	-	3

Gruppe	Zahn-Nr.	Sektion	GF [mm]	PT [mm]	Quotient PT/GF x 100 [einheitslos]	Score [einheitslos]
	27	1	1,645	>GF	-	3
		2	1,555	>GF	-	3
	28	1	1,372	>GF	-	3
		2	1,426	>GF	-	3
	29	1	0,062	>GF	-	3
		2	1,599	>GF	-	3
	30	1	-	-	-	-
		2	-	-	-	-

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Einteilung der Komposite nach Art der Füller	19
Abbildung 2:	Aushärtungsreaktion von Glasionomerzement	24
Abbildung 3:	2-Hydroxyethyl-Methacrylat (Hema)	28
Abbildung 4:	Fotodokumentation der Zahnproben nach Präparation der Klasse II-Kavitäten unter Einbezug der Approximalflächen	38
Abbildung 5:	Schematische Darstellung der Präparationstiefen	38
Abbildung 6:	Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Applikation der Kompositfüllung und Politur	39
Abbildung 7:	Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Applikation der GIZ-Füllung und Politur	41
Abbildung 8:	Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Applikation der DeltaFil-Füllung und Politur	42
Abbildung 9:	Thermocycler des Modells THE-1100	43
Abbildung 10:	Fotodokumentation eines Probenzahnes nach Lackierung	44
Abbildung 11:	Schematische Abbildung der Schnittrichtung	46
Abbildung 12:	Schematische Darstellung des Punktsystems der Penetrationstiefe	47
Abbildung 13:	Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe A, Sektion 2/2, schmelzbegrenzt	48
Abbildung 14:	Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe A, Sektion 1/2, dentinbegrenzt	49
Abbildung 15:	Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe A, Sektion 1/2, schmelzbegrenzt	50
Abbildung 16:	Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe B, Sektion 1/2, dentinbegrenzt	51
Abbildung 17:	Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe A, Sektion 1/2, dentinbegrenzt	52
Abbildung 18:	Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe C, Sektion 2/2, dentinbegrenzt	53

- Abbildung 19: Repräsentative stereomikroskopische Aufnahme eines Dünnschliffs der Materialgruppe C, Sektion 1/2, schmelzbegrenzt 54
- Abbildung 20: Histogramm zur Veranschaulichung der Häufigkeitsverteilung der Scores der drei Versuchsgruppen der dentinbegrenzten Füllungsråder 58
- Abbildung 21: Histogramm zur Veranschaulichung der Häufigkeitsverteilung der Scores der drei Versuchsgruppen der schmelzbegrenzten Füllungsråder 61

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Materialbestandteile eines Komposits, aufgeschlüsselt in organische Matrix, disperse Phase und Verbundphase	14
Tabelle 2:	Auflistung der untersuchten Materialgruppen	37
Tabelle 3:	Punktsystem zur Quantifizierung von Mikroinfiltrationen an den Grenzflächen zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial	47
Tabelle 4:	Paarvergleich zwischen den Sektionen 1 und 2 der jeweiligen Versuchsgruppen der dentin- und schmelzbegrenzten Füllungsgrenzen mittels Mann-Whitney-U-Test	57
Tabelle 5:	Quantitative Verteilung der Scores in den jeweiligen Gruppen für die dentinbegrenzten Füllungsrän-der	58
Tabelle 6:	Mittelwert und Standardabweichung der jeweiligen Gruppen für die dentinbegrenzten Füllungsrän-der	59
Tabelle 7:	Ergebnis des Kruskal-Wallis-Tests für die dentin-Begrenzten Füllungsrän-der	61
Tabelle 8:	Auflistung der Ergebnisse des Man-Whitney-U-Tests der jeweiligen Paarvergleiche zwischen den Gruppen der dentinbegrenzten Füllungsrän-der	61
Tabelle 9:	Quantitative Verteilung der Scores in den jeweiligen Gruppen für die schmelzbegrenzten Füllungsrän-der	62
Tabelle 10:	Mittelwert und Standardabweichung der jeweiligen Gruppen für die schmelzbegrenzten Füllungsrän-der	64
Tabelle 11:	Ergebnis des Kruskal-Wallis-Tests für die dentin-Begrenzten Füllungsrän-der	66
Tabelle 12:	Auflistung der Ergebnisse des Man-Whitney-U-Tests der jeweiligen Paarvergleiche zwischen den Gruppen der dentinbegrenzten Füllungsrän-der	66

9. Literaturverzeichnis

Agabiti N, Sadek FT, Sacco P, Sfondrini MF. Polymerization shrinkage of four glass ionomer cements and a compomer. *J Dent* 2002; 30: 267-271

Aguilar LT, Rezende NP, Reis A, Loguercio AD, Grande RH, Ballester RY, Singer Jda M. Tensile bond strength of adhesive systems-effects of primer and thermocycling. *Pesqui Odontol Bras* 2002 Jan-Mar; 16: 37-42

Al-Johani H, Haider J, Silikas N, Satterthwaite J. Effect of surface treatments on optical, topographical and mechanical properties of CAD/CAM reinforced lithium silicate glass ceramics. *Dent Mater* 2023

Almquist TC, Cowan RD, Lambert RL. Conservative amalgam restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 524-528

Amend S, Frankenberger R, Boutsiouki C, Scharrelmann V, Winter J, Krämer N. Microleakage of pit and fissure sealings placed after enamel conditioning with phosphoric acid or with self-etching primers/adhesives. *Clin Exp Dent Res* 2021 Oct; 7(5): 763-771

Anupreeta A, Konagala RK, Alla RK, Lingam AS, Koppolu P, Kumar MP. An Insight into the Nanoleakage Enigma: Causative Factors, Minimizing Nanoleakage and Stabilization of Hybrid Layer Effect of Nanoleakage on Bond Degradation. *Trends Biomater Artif Organs* 2021; 35: 296-302

Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. Clinical effectiveness of bulk-fill and conventional resin composite restorations: systematic review and meta-analysis. *Polymers (Basel)* 2020; 12

Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1995; 11:359-362

Attin T, Vataschki M, Kielbassa AM, Prinz H, Hellwig E. Randqualität von lighthärtenden Glasionomerzementen und Dyract® in keilförmigen Defekten, Klasse I und Klasse V – Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 17-22

Ayad MF, Rosenstiel SF, Woelfel JB. The effect of recementation on crown retention. Int J Prosthodont 1998; 11:177

Bajabaa S, Balbaid S, Taleb M, Islam L, Elharazeen S, Alagha E. Microleakage Evaluation in Class V Cavities Restored with Five Different Resin Composites: In vitro Dye Leakage Study. Clin Cosmet Investig Dent 2021; 13: 405-411

Barceleiro MO, De Mello JB, De Mello GS, Dias KR, De Miranda MS, Sampaio Filho HR. Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er laser. Oper Dent 2005; 30:304-310

Bartlett DW, Smith BGN. Definition, classification and clinical assessment of attrition, erosion, and abrasion of enamel and dentin. In: Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R, Hrsg. Tooth Wear and Sensitivity. London: Springer 2000

Bayne SC, Taylor DF, Rekow ED, Wilder AD, Heymann HO. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. Dent Mater 1994; 10: 11-18

Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF. Long-term bond strength of restorations subjected to thermo-mechanical stresses over time. Am J Dent 2004; 17: 337-341

Beer R. Haftvermittler und Kompositfüllungen. Dental Magazin 1992; 3: 35-40

Behr M, Belli R, Boccaccini AR, Forstreuter J, Frankenberger R, Gbureck U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Moderne Materialien und Technologien. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2018

Behrend B, Geurtsen W. Long-term effects of four extraction media on the fluoride release from four polyacid-modified composite resins (compomers) and one resin-modified glass-ionomer cement. *J Biomed Mater Res* 2001; 58: 631-637

Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res* 2010; 89: 82-86

Bibliocom, 2024: Online Source. Verfügbar unter: <https://ca.biblio.com/9780632042081> (Zugriff am 21.07.2024)

Black, GV. *The Principles of Operative Dentistry*. Chicago: The S.S. White Dental Manufacturing Company; 1908

Blunck B, Holger R, Frankenberger M. Long-term clinical performance and survival of Class II restorations using a giomer and a packable composite. *Clin Oral Investig* 2005; 9: 25-32

Blunck U. Rasterelektronische Beurteilung von Kompositfüllungsrandern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43: 939-943

Borgia E, Baron R, Borgia JL. Quality and Survival of Direct Light-Activated Composite Resin Restorations in Posterior Teeth: A 5- to 20-Year Retrospective Longitudinal Study. *J Prosthodont* 2019; 28(1)

Boroujeni PM, Mousavinasab SM, Hasanli E. Effect of configuration factor on gap formation in hybrid composite resin, low-shrinkage composite resin and resin-modified glass ionomer. *J Investig Clin Dent* 2015; 6: 156-160

Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dent Mater* 2006; 22: 896-902

Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* 1982; 61: 654-665

Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1983; 106: 475-477

Brännström M, Torstenson B, Nordenvall KJ. The initial gap around large composite restorations in vivo: The effect of etching enamel walls. *J Dent Res* 1984; 63: 681-684

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

Bresser RA, Hofsteenge JW, Wieringa TH, Özcan M, Gresnigt MMM. Clinical longevity of intracoronar restorations made of gold, lithium disilicate, leucite, and indirect resin composite: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2023

Brostek AM, Bochenek AJ, Walsh LJ. Minimally invasive dentistry: a review and update. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2006 Jun; 15(3): 225-49

Bundeszahnärztekammer, Deutscher Arbeitskreis für Zahnheilkunde und Robert Koch-Institut, Hrsg. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V), Teil 1, Band 1: Kurzfassung. Berlin: Eigenverlag 2021

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

Camps J, About I. Microleakage of composite restorations bonded with three different adhesive systems. *Dent Mater* 2003; 19(3): 182-193

Causton BE, Braden M, McCabe JF, Brown D, Prosser HJ, Coombe EC. Dental materials: 1980 literature review. Part 2. *J Dent*. 1983 Jun; 11(2): 95-132

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

Cheng L, Zhang L, Yue L, Ling J, Fan M, Yang D, et al. Expert consensus on dental caries management. *Int J Oral Sci* 2022; 14: 17

Cholmakow-Bodechtel C, Füßl-Grünig E, Geyer S, Hertrampf K, Hoffmann T, Holtfreter B, et al. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV 2016

Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J. Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques. *Quintess Int* 1990; 21: 663-669

Coelho-de-Souza FH, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Fracture resistance and gap formation of MOD restorations: Influence of restorative technique, bevel preparation and water storage. *Oper Dent* 2008; 33: 37-43

Correa MB, Peres MA, Peres KG, Horta BL, Barros AD, Demarco FF. Amalgam or composite resin? Factors influencing the choice of restorative material. *J Dent* 2012; 40: 703-710

Croll TP, Phillips MS. Glass ionomer-silver cermet restorations for primary teeth. *Quintessence Int* 1986; 17: 607

Culbertson BM. Glass-ionomer dental restoratives. *Prog Polym Sci* 2001; 26: 577-604

Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984; 63: 1396-1399

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005 Feb; 84(2): 118-132

Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ), 2024: S3-Leitlinie: Direkte Kompositrestaurationen bei bleibenden Zähnen im Front- und Seitenzahnbereich. AWMF-Registernummer: 083-028. Stand: Mai 2024. Verfügbar unter: https://register.awmf.org/assets/guidelines/083-028l_S3_Direkte-Kompositrestaurationen-bleibende-Zaehnen-Front-Seitenzahnbereich_2024-05.pdf (Zugriff am: 04.01.2025)

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

Dietschi D, Magne P, Holz J. An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations. Quintess Int 1993; 24: 281-291

Dietschi D, Siebenthal G, Neveu-Rosenstand, Holz J. Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations: An in vitro evaluation. Quintess Int 1995; 26: 717-727

DMG Dental, 2020: Lösungen: Direkte Füllungstherapie – Glasionomerzement: Deltafil. Verfügbar unter: <https://de.dmg-dental.com/loesungen/direkte-fuellungstherapie/glasionomerzement/deltafil> (Zugriff am: 02.07.2024)

Donly KJ, Jensen ME. Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: An in vitro comparison of three techniques. Pediatr Dent 1986; 8: 209-212

Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. J Mater Sci Mater Med 2005 Aug; 16(8): 727-732

Douvitsas G. Effect of cavity design on gap formation in Class II composite resin restorations. J Prosthet Dent 1991; 65: 475-479

Dutta P, Singh G. Luting Materials. In: Singh G, Hrsg. Textbook of Orthodontics. New Delhi: Yypee Brothers Med. Publ. 2007

Dwiandhono I, Logamarta S, Hanurdara T. The difference in microleakage levels of nano-hybrid composite resin using eighth-generation ethanol and isopropanol solvent bonding materials under moist and dry conditions (in vitro study). *Dent J Maj Kedo Gigi* 2019; 52(1): 41-44

Eakle WS, Ito RK. Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintess Int* 1990; 21: 369-374

Earl MS, Mount GJ, Hume WR. The effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass ionomer cement surface. II. *Aust Dent J* 1989 Aug; 34(4): 326-329

El-Deeb HA, Daifalla LE, Badran OI, Mobarak EH. Bond Strength Durability of Different Adhesives to Dentin After Aging in Two Different Solutions. *J Adhes Dent* 2016; 18: 303-309

Elias CN, Rocha JH. Silanization and silica particle size influence on the fatigue strength and toughness of a dental acrylic resin. *Dent Mater* 2008; 24: 1365-1371

Eliades GC, Caputo AA. The strength of layering technique in visible light-cured composites. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 31-38

Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent* 1998; 79:472

Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig* 2004 Sep; 8(3): 130-138

Featherstone JD. Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dent Mater* 1996; 12: 194-197

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-1639

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 1989; 68: 48-50

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 1990; 69: 36-39

Feilzer AJ, Kakaboura AI, De Gee AJ, Davidson CL. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass-ionomer cements. *Dent Mater* 1995; 11: 186-190

Fejerskov O, Kidd E. *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management*. 3rd ed. Wiley-Blackwell 2015

Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6: 302-318

Ferracane JL. *Materials in Dentistry: Principles and Applications*. Lippincott Williams & Wilkins 2001

Ferrier WI. Clinical observations on erosions and their restoration. *J Calif State Dent Assoc* 1931; 7: 187-195

Forss H, Seppä L. Prevention of enamel demineralisation adjacent to glass ionomer filling materials. *Scand J Dent Res* 1990; 98: 173-178

Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials* 1998; 19: 503-508

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N. Viscous glass ionomer cements – an alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int* 1997; 28: 667-676

Frankenberger R, Krämer N. Glasionomerzemente. In: Boer WM, Hrsg. Metallfreie Restaurationen, Band 1, Teil 4. Balingen: Spitta Verlag 1999

Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater* 2002; 18: 227-238

Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A. The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2004; 69: 25-32

Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N. Klinische Werkstoffkunde für ein modernes Behandlungskonzept in der Kinderzahnheilkunde. In: Einwag J, Pieper K, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde, Kinderzahnheilkunde. 3. Aufl. München-Jena: Urban und Fischer 2008; 136-155

Frankenberger R, Blunck U. Hrsg. Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis; mit 16 Tabellen; mit 3D-Brille. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl. 2013

Frankenberger R, Hehn J, Hajto J, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 177-183

Frankenberger R. Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. 4. Aufl. Balingen: Spitta 2018

Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *Journal of Dental Research* 1966; 45: 1033–104

Fusayama T. *New Concepts in Operative Dentistry: Differentiating Two Layers of Carious Dentin and Using an Adhesive Resin*. Chicago: Quintessence Publishing Co. 1980

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99

Gasser O. Glasionomerzemente Gegenwart und Zukunft aus werkstoffkundlicher Sicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1987; 97: 328-336

Geis-Gerstorfer J, Marxkors R. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Vom Defekt zur Restauration; mit 11 Tabellen. 6. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl. 2008

Gente M, Willamowski M. Zahnärztliche Werkstoffkunde. Praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Studierende der Zahnmedizin, Zahntechniker und Zahnärzte. Balingen: Spitta 2018

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7: 79-88

Giannini M, Makishi P, Ayres AP, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J* 2015 Jan-Feb; 26(1): 3-10

Glockner, K., Gateva, N., Reich, M. et al. Randdichtigkeit von Klasse-II-Versorgungen bei zusätzlicher Verwendung von flowable Kompositen, eine in-vitro-Studie. In: *Stomatologie* 104 (2007), S. 149–153

Going RE. Microleakage around dental restorations: A summarizing review. *J Am Dent Assoc* 1972; 84(6): 1349-1357

Gordan VV, Riley JL III, Carvalho RM, Snyder J, Sanderson J, Anderson M, McClelland J, Gilbert GH. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners - based on literature. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 286-297

Haller B. Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. Zahnärztl Mitteilungen 1992; 86-97

Hannig M. Indikation, Verarbeitung und Pulpaverträglichkeit von Glasionomercementen. In: Akademie Praxis und Wissenschaft, Hrsg. Neue Füllungsmaterialien. Indikation und Verarbeitung. München: Carl Hanser 1990; 67-87

Hannig M, Bott B. Randschlußverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 134-138

Hartmann W. Zur Verlässlichkeit zirkulärer Randspaltnmessungen an vollkeramischen Kronen im Rasterelektronenmikroskop. Medizinische Fakultät, Eberhard Karls Universität Tübingen, 2006. Verfügbar unter: <https://d-nb.info/983669228/34> (Zugriff am: 30.01.2025)

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

Heck, K. Neuartige Entwicklungen in der Kariesdiagnostik und -therapie. Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2022. https://e-doc.ub.uni-muenchen.de/29249/7/Heck_Katrin.pdf (Zugriff am: 5. März 2025)

Hedayat A, Eghbal MJ, Feizi S, Vosoughi K, Pezeshkpour GH. The effect of storage and curing on the dimensional stability of glass ionomer cements. Dent Mater J 2005; 24: 704-710

Heidemann D, Becker J, Haunfelder D, Diedrich P, Geurtsen W, Hahn R, et al. Kariologie und Füllungstherapie. Studienausgabe Praxis der Zahnheilkunde. 4. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer 1999

Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations: a meta-analysis. J Adhes Dent 2012; 14: 407-431

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl. München: Urban & Fischer Verlag 2006

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie; mit 60 Tabellen. 5. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl. 2010

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie; mit 68 Tabellen. 7. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl. 2018

Hembree JH, Taylor TJ. Marginal leakage of visible light-cured composite resin restorations. J Prosthet Dent 1984; 52: 790-793

Heymann HO. Conservative concepts for achieving anterior esthetics. J Calif Dent Assoc 1997; 25: 437-443

Hickel R. Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 572-585

Hickel R, Voß A. (Langzeit)erfahrungen mit Glasionomern. Dtsch Zahnärztl Z 1988 43: 263-271

Hickel R. Einsatzgebiete und -verfahren von Glasionomern als Füllungsmaterial. Zahnärztl Mitt 1989; 79: 914

Hickel R, Eberhard H, Kunzelmann KH, Petschelt A. Randspaltbildung bei Adhäsivnlays mit und ohne Randanschrägung. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 185-188

Hickel R, Kunzelmann KH. Glasionomer- und Kompomerfüllung. In: Heidemann D, Hrsg. Kariologie und Füllungstherapie. 4. Aufl. München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg 1999; 155-172

Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001; 3: 45-64

Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, et al. Direct composite restorations: extended use in anterior and posterior situations. *Clin Oral Investig* 2004; 8: 43-44

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

Hofmann N. Zeitgemäße Schichttechnik für Komposit im Seitenzahngebiet. *Quintessenz* 2010; 61: 567-572

Hohmann A, Hielscher W. *Werkstofftechnik*. 3rd ed. Quintessenz-Verl 2003

Hugo B, Lussi A, Hotz P. Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; 102: 1181-1188

Humel M, Oliveira M, Cavalli V, Giannini M. Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on bond strength to dentin. *Braz J Oral Sci* 2007; 6: 1402-1406

Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater* 2007; 26: 149-155

Imfeld T, 2014: Qualitätsleitlinien Restaurative Zahnmedizin. Verfügbar unter https://www.researchgate.net/publication/304676318_Qualitätsleitlinien_Restaurative_Zahnmedizin_SSO_Uberarbeitung_2014 (Zugriff am 21.07.2024)

Irie M, Nakai H. Marginal sealability of resin-modified glass-ionomers for base/liner: effect of hygroscopic expansion and bond strength. *Dent Mater J*. 1996;15:193-200

Jaeggi T, Lussi A. Prevalence, incidence and distribution of erosion. *Monogr Oral Sci* 2014; 25: 55-73

Janda R. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). Quintessenz 1988; 39: 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398

Jawaed NU, Abidi SY, Qazi FU, Ahmed S. An in-vitro evaluation of microleakage at the cervical margin between two different class II restorative techniques using dye penetration method. J Coll Physicians Surg Pak 2016; 26: 748-752

Jensen ME, Chan DCN. Polymerization shrinkage and microleakage. Posterior composite resin dental restorative materials. Minnesota Mining Co 1985; 243-262

Kakaboura A. Smear layer on prepared dentin. Odontostomatol Proodos 1989; 43: 211-223

Kim YG, Hirano S. Setting shrinkage and hygroscopic expansion of resin-modified glass-ionomer in experimental cylindrical cavities. Dent Mater J 1999; 18: 63-75

Klein H., Palmer CE, Knutson JW. Studies on dental caries. Dental Status and Dental Needs of Elementary school Children. Pub Hlth Rep 1938; 53: 751-765

Koike T, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S. Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. Dent Mater 1990; 6: 178-180

Kostka EC, Noack MJ, Blunck U, Roulet JF. Einfluss von Dentinhaftmitteln auf den approximalen Randschluss keramischer Inlays. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 615-617

Krämer N, Kunzelmann KH, Pollety T, Pelka M, Hickel R. Langzeiterfahrungen mit Cermet-Zementfüllungen in Klasse I/II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 905

Krämer N. Moderne Füllungstherapie im Milch- und Wechselgebiss. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 89-99

Krejci I, Lutz F, Lüscher B, Maffioli E. Optimierung der marginalen Adaptation von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leuchtkeile. *Swiss Dent* 1986; 7: 47-52

Kullmann W. *Atlas der Zahnerhaltung*. München: Hanser Verlag 1990

Kunzelmann KH. Verschleißanalys und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Habilitationsschrift. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 1996.

Lambrechts P, Wollems G, van Meerbeck B, Perdigão J, Vanherle G. Amalgam replacement: Can direct resin composite restorations handle the problem? In: Degrange

M, Roulet JF, editors. *Minimally invasive restorations with bonding*. Chicago: Quintessence 1997; 51-59

Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002 May; 18(3): 189-196

Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Noncarious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. *J Am Dent Assoc*. 2003 Jul; 134(7): 845-50

Lobo MM, Goncalves RB, Ambrosano GM, Pimenta LA. Chemical or microbiological models of secondary caries development around different dental restorative materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 74: 725-731

Lohbauer U, Krämer N. Werkstoffkundliche Standortbestimmung konventioneller Glasionomerzemente. *Quintessenz* 2009; 60: 799-808

Loguerarion AD, Bauer JR, Reis A, Rodrigues Filho LE, Busato AL. Microleakage of a packable composite associated with different materials. *J Clin Dent* 2002; 13: 111-115

Lösche GM, Blunck U. Die Schmelz-Ätz-Technik. *Zahnärztl Welt* 1988; 97: 838-841

Lösche GM, Neuerburg CM, Roulet JF. Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 1: 26-30

Luescher B, Lutz F, Ochsenbein H, Mühlemann HR. Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. J Prosthet Dent 1977; 37: 300-309

Luescher B, Lutz F, Ochsenbein H, Mühlemann HR. Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. J Prosthet Dent 1978; 39: 409-413

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. Komposits - Klasifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheilk. 1983; 93: 914-929

Lutz F, Cochran MA, Mörmann W. Adhäsive Restauration - Flop oder Hit? Schweiz Monatsschr Zahnmed 1984; 94: 1124-1131

Lutz F, Mörmann W, Krejci I. Seitenzahnkomposite – Ja, Nein oder Jein? Dtsch Zahnärztl Z 1985; 40: 892-896

Lutz F, Krejci I, Schupbach P. Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993; 103: 537-549

Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, et al. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. J Dent 2014; 42: 377-383

Machado NA, Fonseca RB, Branco CA, Barbosa GA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Dental wear caused by association between bruxism and gastroesophageal reflux disease: a rehabilitation report. J Appl Oral Sci. 2007 Aug; 15(4): 327-33

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

Marinescu IR, Popescu SM, Draghici EC, Scrieci M, Mercur V, Turcu AA, Nicola AG. Etiological aspects of noncarious dental lesions. *Curr Health Sci J* 2017; 43: 54-61

Marolf R. Glasionomerzemente – Materialeigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1984; 94:117

Marshall GW Jr, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997; 25: 441-458

Matloff IR, Bailey WG, et al. Microleakage of amalgam and composite restorations. *J Prosthet Dent* 1982; 47(2): 207-210

McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials* 1998; 19(6): 521-527

McCaghren RA, Retief DH, Bradley EL, Denys FR. Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin. *J Dent Res* 1990; 69: 40-45

McLean JW. Alternatives to amalgam alloys: 1. *Br Dent J* 1984; 157: 432-433

McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Guest Editorial: Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994; 25: 587-589

Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991; 70: 72-74

Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ. Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 1993; 6: 72-76

Mjör IA, Moorhead JE. Selection of restorative materials in general dental practice in eight countries. *Int Dent J* 1998; 48: 233-241

Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J* 2009; 20: 3-16

Mohandas U, Reddy VV. In-vitro evaluation of micromarginal leakage of three filling systems-an autoradiographic analysis using radio isotope S35 as a tracer. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 1993; 11: 4

Mount GJ. Clinical performance of glass-ionomers. *Biomaterials* 1998; 19: 573-579

Mount GJ. Restorative Materials. In: Dunitz M, Hrsg. *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician's Guide*. 3. Aufl. New York: Thieme 2002; 95-113

Müller A, Hussein K. Meta-analysis of teeth from European populations before and after the 18th century reveals a shift towards increased prevalence of caries and tooth loss. *Arch Oral Biol* 2017; 73: 7-15

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 265-273

Nascimento MM, Dilbone DA, Pereira PN, Duarte WR, Geraldeli S, Delgado AJ. Abrasion lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent* 2016; 8: 79-87

Neme AM, Maxson BB, Pink FE, Aksu MN. Microleakage of Class V packable resin composites lined with flowables: an in vitro study. *Oper Dent* 2002; 27: 600-605

Nolden R. Der keilförmige Defekt - Ursachen und Therapie. *DZZ Mitt* 1985; 4: 2

Ogawa, K., Yamashita, Y., Ichijo, T., & Fusayama, T. The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. *Journal of Dental Research* 1983; 62: 7-10

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* 2007; 23: 2-8

Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, et al. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res* 2014; 93: 943-949

Palaghias G, Sioutis S, Karabela M, Tzavela E, Koutsoni O, Panayiotides JG. The biocompatibility of contemporary glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil* 2008; 35: 863-872

Pallesen U, van Dijken JWV. A randomized controlled 30 years follow up of three conventional resin composites in Class II restorations. *Dent Mater* 2015; 31: 1232-1244

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992 Mar; 67(3): 325-327

Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 531-537

Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7: 104-133

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *J Dent Res* 2011; 90: 605-614

Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley DH. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Oper Dent* 1999; 24: 181

Peterson EA 2nd, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1966 Dec; 73(6): 1324-1326

Peutzfeldt A, Asmussen E. Composite restorations: influence of flowable and self-curing resin composite linings on microleakage in vitro. *Oper Dent* 2002; 27: 569-575

Phillips S, Bishop BM. An in vitro study of the effect of moisture on glass-ionomer cement. *Quintessence Int* 1985; 16: 175-177

Powis DR, Follerås T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 1982; 61: 1416-1422

Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials* 2003 Mar; 24(6): 1013-1021

Reeves GW, Fitchi JG, Hembree JH, Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent* 1995; 20: 230-235

Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015; 43: 765-776

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 5th ed. Elsevier 2015

Rossomando KJ, Wendt SL Jr. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater* 1995 Jan; 11(1): 47-51

Roulet JF. A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintess Int* 1987; 18: 543-552

Roulet JF, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. *Zahnärztl Mitteilungen* 1989; 79: 908-913

Roulet JF, Noak MJ. Criteria for substituting amalgam with composite resins. *Int Dent J* 1991; 41: 195-205

Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 1997; 25: 459-473

Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 1990; 69: 1652-1658

Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 1987; 3: 246-251

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995; 20: 18-25

Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 2008; 22: 352-357

Scotti N, Comba A, Gambino A. Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fills flowable resin. *Euro J Dent* 2014; 8(1): 1-8

Schmidseder J, Munz T, Allen EP. *Ästhetische Zahnmedizin*. 49 Tabellen. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme 2009

Schuckar M, Geurtsen W. Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 164-166

Schuster L, 2020: Ätiologie und Diagnostik nicht kriegsbedingter Zahnhartsubstanzdefekte. Verfügbar unter: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/Aetiologie-und-diagnostik-nicht-kariesbedingter-zahnhartsubstanzdefekte__9314.html (Zugriffsdatum: 02.07.2024)

Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, et al. Managing carious lesions: consensus recommendations on carious tissue removal. *Adv Dent Res* 2016; 28: 58-67

Schwickerath H. *Werkstoffe in der Zahnheilkunde*. Berlin: Quintessenz Verlag 1977

Shah K, Mankar N, Bajaj P, Nikhade P, Chandak M, Gilani R. Comparative evaluation of microleakage in cavities restored with nanohybrid and microfilled composites using oblique incremental technique- an in vitro- study. *J Evol Med Dent* 2020; 13(9): 1087-1090

Shah YR, Shiraguppi VL, Deosarkar BA, Shelke UR. Long-term survival and reasons for failure in direct anterior composite restorations: A systematic review. *J Conserv Dent* 2021; 24: 415-420

Shellis RP, Addy M. The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci* 2014; 25: 32-45

Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *J Funct Biomater* 2016; 7:16

Smales RJ. Clinical use of ASPA glass-ionomer cement. *Brit Dent J* 1981; 151: 58-60

Spinola M, Dal Piva AMO, Barbosa PU, Torres CRG, Bresciani E. Mechanical Assessment of Glass Ionomer Cements Incorporated with Multi-Walled Carbon Nanotubes for Dental Applications. *Oral*. 2021; 1(3):190-198

Städtler P. Dentinhaftmittel. *Z Stomatol* 2007; 4: 101-109

Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions — short term. *J Dent* 1996; 24: 417-423

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

Szep S, Kessler B, May A, Langner N, Gerhart T, Schriever A, Becker J, Heidemann D. Haftkraft und Randschlussverhalten moderner Dentinhaftvermittler bei simuliertem Liquordruck in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 9: 532-538

Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992; 20: 3-10

Teixeira DNR, Thomas RZ, Soares PV, Cune MS, Gresnigt MMM, Slot DE. Prevalence of noncarious cervical lesions among adults: A systematic review. *J Dent* 2020; 95: 103285

Terry DA, Geller W. Ästhetik in der Zahnheilkunde. Ästhetische Stiftsysteme. 1. Aufl. Berlin: Quintessenz 2013

Thornton JB, Retief DH, Bradley EL. Fluoride release from and tensile bond strength of Ketac Fil and Ketac Silver to enamel and dentin. *Dent Mater* 1986; 2: 241

Thonemann BM, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dent Mater* 1997; 13: 192-197

Tjan AH, Whang SB. Microleakage of composite resin restorations with visible light-polymerized bonding agents. *J Prosthet Dent* 1989; 62(3): 275-279

Triana R, Prado C, Garro J, Garcia-Godoy F. Dentin bond strength of fluoride-releasing materials. *Am J Dent* 1994; 7: 252

Turakhia MP, Shafrin J, Bogner K, Trocio J, Abdulsattar Y, Wiederkehr D, Goldman DP. Estimated prevalence of undiagnosed atrial fibrillation in the United States. *PLoS ONE* 2018; 13(4): e0195088

Uribe SE, Innes N, Maldupa I. The global prevalence of early childhood caries: A systematic review with meta-analysis using the WHO diagnostic criteria. In: *2t J Paediatr Dent* 2021; 31: 817-830

Valizadeh S, Hashemi SF, Hashemikamangar S, Kharazifard M. Microleakage of a self-adhesive composite of class V cavities: effect of surface treatment and thermocycling. *J Cont Dent Pract* 2020; 21(7): 781-786

Van Dijken JW, Loomans BA, Roeters JJ, Bronkhorst EM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of a new glass ionomer cement to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; 20: 44-49

Van Dijken, J. W. Direct resin composite inlays/onlays: An 11-year follow-up. *Journal of Dentistry* 2010; 38(11), 871-877

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215-235

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: The mechanisms at the interface. *J Dent* 2006; 34: 615-617

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011; 27: 17-28

Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Erfahrungen mit Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989; 44: 664-668

Van Noort R. Introduction to dental materials. 2. Aufl. Mosby/Elsevier 2002; 124-140

Wahab F, Shaini F, Morgano S. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restorations in vitro. *J Prosthet Dent* 2003; 90(2): 168-174

Welbury RR, Walls AW, Murray JJ, McCabe JF. The 5-year results of a clinical trial comparing a glass polyalkenoate (ionomer) cement restoration with an amalgam restoration. *Brit Dent J* 1991; 170: 177-181

Wilson AD. Glass-ionomer cement--origins, development and future. *Clin Mater* 1991; 7: 275-282

Wilson AD, Nicholson JW. *Chemistry of Solid State Materials. Acid-base Cements. Their Biomedical and Industrial Applications.* Cambridge: University Press 1993

Yang B, Adelung R, Ludwig K, Bössmann K, Pashley DH, Kern M. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials* 2005 Aug; 26(24): 5021-5031

Young-gill K, Hirano S, Hirasawa T. Physical properties of resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater J* 1998; 17: 68-76

Zachrisson BU, Mjör IA. Remodeling of teeth by grinding. *Am J Orthod* 1975; 68: 545-553

10. Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Arbeit wurde in der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unter der Betreuung von Priv.-Doz. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm und OA Dr. Joachim Schroeder durchgeführt. Die Konzeption der wissenschaftlichen Arbeit erfolgte in enger Abstimmung mit beiden Betreuenden.

Sämtliche Versuche wurden – nach fachlicher Einarbeitung durch Dr. Ahmed Fouda – eigenständig von mir durchgeführt. Die Herstellung der Dünnschliffpräparate erfolgte durch Frau Jana Marciniak.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde von mir eigenständig zusammengestellt. Die statistische Auswertung erfolgte selbstständig unter Verwendung von Python[®] (Python Software Foundation, Wilmington, Delaware, USA).

Ich versichere, die Dissertationsschrift eigenständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

11. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denjenigen danken, die mich auf meinem Weg zu dieser Doktorarbeit unterstützt haben.

Mein erster und tiefster Dank gilt meiner Doktormutter Priv.-Doz. Dr. Pia-Merete Jervøe-Storm und meinem Betreuer Herrn Dr. Joachim Schroeder. Ihre wissenschaftliche Expertise, ihr unermüdliches Engagement und die stets wertvollen Ratschläge haben diese Arbeit erst ermöglicht. Die gemeinsame Zeit in der Zahnerhaltung der Universitätsklinik Bonn bleibt mir unvergessen. Sie haben mich nicht nur fachlich geprägt, sondern auch mit Ihrem Vertrauen und Ihrer Unterstützung einen Raum geschaffen, in dem ich wachsen und mich entwickeln konnte.

Ein besonderer Dank gilt auch Jana Marciniak für die akkurate und fachkundige Herstellung der Dünnschliffe. Ebenso danke ich Dr. Ahmed Fouda, der mich tatkräftig bei der Durchführung meiner Versuche unterstützt hat.

Zuletzt danke ich meiner Familie und meinen Freunden, die immer an mich glauben.