

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. dent. B. Klaiber

**Randqualität und Randdichtheit von
Klasse II-Kompositfüllungen bei Aushärtung mit
unterschiedlichen Polymerisationsgeräten bzw. –verfahren
*in vitro***

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg
vorgelegt von
Alexander Stefan Hunecke
aus Duisburg

Würzburg, November 2003

Referent: Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber

Korreferent: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J. Reuther

Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 20.01.2004

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen Eltern
in Liebe und Dankbarkeit
gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	Einführung	1
1.2	Komposite	1
1.2.1	Zusammensetzung der Komposite	1
1.2.2	Anwendungsproblematik	2
1.2.3	Adhäsivtechnik	4
1.2.3.1	Schmelz-Ätz-Technik	4
1.2.3.2	Dentinhaftung	5
1.2.4	Lichtpolymerisation von Kompositen	5
1.3	Polymerisationsverfahren	6
1.3.1	Standardpolymerisation	6
1.3.2	Polymerisation mit niedriger Energie	6
1.3.3	Softstart-Polymerisation	7
1.4	Polymerisationsgeräte	8
1.4.1	Halogenlampen	9
1.4.2	Plasmakurzbogenlampen	10
1.5	Randadaptation	10
1.6	Thermocycling	11
1.7	Problemstellung	11
2	MATERIAL UND METHODE	13
2.1	Vorbereitung der Zähne	13
2.2	Präparation der Kavitäten	13
2.3	Versuchsanordnung	14
2.4	Füllungsapplikation	15
2.4.1	Schmelz- und Dentinkonditionierung	15
2.4.2	Kompositapplikation und –polymerisation	17
2.4.2.1	Versuchsreihe 1 (Std):	
	ESPE Elipar® Trilight Standard	19

2.4.2.2	Versuchsreihe 2 (Step): ESPE Elipar® Highlight	19
2.4.2.3	Versuchsreihe 3 (Ramp): ESPE Elipar® Trilight Exponential	20
2.4.2.4	Versuchsreihe 4 (Pulse): Bisco's VIP – The Pulse-Delay Cure Technique®	20
2.4.2.5	Versuchsreihe 5 (PAC): American Dental Technologies – The Plasma ARC Curing System	21
2.4.2.6	Versuchsreihe 6 (APO): DMDS Apollo 95 E	21
2.4.3	Ausarbeitung der Füllungen	22
2.5	Lagerung und Thermocycling	22
2.6	Beurteilung der Randschlussqualität	23
2.6.1	Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM)	23
2.6.1.1	Herstellung der Replika	23
2.6.1.2	Randbeurteilung im REM	24
2.6.2	Farbstoffpenetrationstest	29
2.7	Statistische Auswertung	30
3	ERGEBNISSE	31
3.1	Übersicht	31
3.2	Morphologische Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop	31
3.2.1	„Dichter Rand“ vor Thermocycling	34
3.2.2	„Dichter Rand“ nach Thermocycling	35
3.2.3	„Randspalt“ vor Thermocycling	37
3.2.4	„Randspalt“ nach Thermocycling	38
3.3	Funktionelle Untersuchung mittels Farbstoffpenetration	39

4	DISKUSSION	41
4.1	Bewertung der Methode	41
4.1.1	Allgemeine Problematik von In-vitro-Studien	41
4.1.2	Randbeurteilung im Rasterelektronenmikroskop (REM)	42
4.1.3	Farbstoffpenetration	44
4.1.4	Künstliche Probenalterung durch Thermocycling	45
4.2	Beurteilung der Untersuchungsergebnisse	46
4.2.1	Morphologische Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop	46
4.2.2	Farbstoffpenetrationstest	48
5	ZUSAMMENFASSUNG	52
6	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	54
7	LITERATURVERZEICHNIS	55
8	HERSTELLERVERZEICHNIS	66

1 EINLEITUNG

1.1 Einführung

Zahnfarbene Restaurationen aus Kompositen nehmen heute in der restaurativen Zahnmedizin einen herausragenden Stellenwert ein. Nicht nur die wachsende Ablehnung des seit Jahrzehnten bewährten Amalgams und das zunehmende Ästhetikbewusstsein der Patienten, sondern auch die Optimierung ihrer materialtechnischen Eigenschaften und die Perfektionierung der Adhäsivtechnik haben hierzu geführt.

Besonders lichthärtende Komposite sind mittlerweile ein integraler Bestandteil der modernen Zahnheilkunde. Sie bilden die Basis sowohl für minimal-invasive als auch für mittelgroße bis große adhäsive Füllungen im Front- und Seitenzahnbereich und sind unverzichtbar für den Bereich der ästhetischen Zahnmedizin. Die zur Aushärtung dieser Werkstoffe verwendeten Polymerisationsgeräte unterschiedlicher Bauart finden vermehrt wissenschaftliches Interesse.

1.2 Komposite

1.2.1 Zusammensetzung der Komposite

Komposite sind in unpolymerisiertem Zustand eine Mischung von organischer Matrix, anorganischen silanisierten Füllstoffen und verschiedenen Zusätzen wie Initiatoren (z.B. Kampherchinon), Katalysatoren, Akzeleratoren (z.B. tertiäre Amine) und Polymerisationsinhibitoren (z.B. Phenolderivate), die eine vorzeitige Polymerisation verhindern (*Janda* 1988).

Die organische Matrix besteht dabei größtenteils aus hochviskösen Monomeren

(hochmolekulare Dimethacrylate) wie Bis-GMA, UEDMA und Verdünnungsmonomeren (niedermolekulare Dimethacrylate) wie TEGDMA und EGDMA.

Anorganische Füllstoffe werden nach Zusammensetzung und Größe der Partikel in Makrofüller (0,6 – 5 µm), Mikrofüller (0,04 – 0,15 µm) und Mikrofüllerkomplexe (1 – 200 µm) unterschieden. Moderne Feinsthybridkomposite, deren Füllerphase aus heterogenen Komponenten aufgebaut ist, enthalten kleinste Makrofüller (0,8 – 1 µm) wie auch Mikrofüller mit einem Fülleranteil von 76 – 86 Gew.-%. Der Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllstoffen wird mit Hilfe organischer Siliziumverbindungen (Silanen), die sich mit Methacrylatgruppen verbinden können, hergestellt (*Roeters et al.* 1992). Durch ihre herausragenden Eigenschaften hinsichtlich Polierbarkeit, Mechanik und Optik stellen sie heute das Restaurationsmaterial der Wahl dar (*Willems et al.* 1993).

Der überwiegend in Kompositen eingesetzte Initiator Kampferchinon absorbiert Licht im Wellenlängenbereich von 360 – 520 nm, mit einem Absorptionsmaximum bei 468 nm. Allerdings werden in manchen Adhäsiven oder Kompositen neben Kampferchinon Initiatoren eingesetzt, die bei kürzeren Wellenlängen absorbieren (Absorptionsmaximum bei 430 nm). Vor allem bei sehr hellen Kompositfarben zur Versorgung von gebleichten Zähnen ist die Eigenfarbe des Kampferchinons zu gelb. Hier werden kurzwelliger absorbierende und damit weniger gelbe Initiatoren (z.B. Lucirin) eingesetzt.

1.2.2 Anwendungsproblematik

Moderne Komposite weisen heute ein hervorragendes Verschleißverhalten hinsichtlich Abriebfestigkeit und Abrasivität auf (*Krejci et al.* 1993). Mit Hilfe der Schmelz-Ätz-Technik bzw. moderner Adhäsiv-Systeme kann heute ein sehr guter Verbund zwischen Komposit auf der einen und Schmelz bzw. Dentin auf der anderen Seite erzielt werden. Durch die Polymerisationsschrumpfung oder

durch Belastungen während des klinischen Gebrauchs kann dieser jedoch zerstört werden. Die polymerisationsbedingte Kontraktion von 1,2 – 5,7 Vol.-% und die damit verbundene Volumenverkleinerung resultieren aus der Verkleinerung der intermolekularen Abstände bei der Zusammenlagerung der Monomere zu großen Polymerketten. Dadurch treten hohe Zugspannungen auf (Goldmann 1983). Hinzu kommt, daß der thermische Expansionskoeffizient des Komposits sich deutlich von dem des Schmelzes und des Dentins unterscheidet (Bullard *et al.* 1988). Teilweise wird diese Volumenabnahme durch die Wasseraufnahme (hygroskopische Expansion) des Kunststoffes aus dem Speichel kompensiert, die bis zu 3,1 Vol.-% beträgt (Asmussen 1985; Geis-Gerstorfer *et al.* 1991; Lambrechts *et al.* 1988; Torstenson & Brannstrom 1988). Allerdings tritt der polymerisationsbedingte Volumenschwund sofort während der Aushärtung, also größtenteils innerhalb einer Minute ein, während die Kompensation durch Wasseraufnahme viele Wochen und Monate in Anspruch nimmt. Somit wäre auf diesem Wege nur mittelfristig eine Verminderung der polymerisationsbedingten Spannungen bzw. eine Verkleinerung initial aufgetretener Randspalten zu erwarten.

Durch verschiedene Schichttechniken kann man zwar den negativen Einfluß der Polymerisationsschrumpfung auf die Randqualität vermindern, die volumetrische Kontraktion kann allerdings nicht reduziert werden, da sie mit dem Grad der Polymerisation korreliert (Rueggeberg & Tamareselvy 1995; Silikas *et al.* 2000).

Durch eine eventuelle Randspaltbildung aufgrund der Ablösung des Komposits von der Kavitätenwand kann es zum Eindringen von Bakterien, mikrobiellen Stoffwechselprodukten oder anderen Flüssigkeiten kommen. Folge hiervon können Randverfärbungen, postoperative Hypersensibilität, Sekundärkaries und Pulpaschädigungen sein (Pashley 1990; Pashley & Pashley 1991). Da für dentale Applikationen bislang keine schrumpfungsfreien Kunststoffe zur Verfügung stehen, versucht man, die Polymerisationsschrumpfung durch Erhöhung des Füllstoffgehalts zu minimieren oder die Auswirkung der Schrumpfung auf die Randdichtheit durch Anwendung der Schichttechnik zu

vermindern (*Klaiber & Haller* 1988).

Die Verwendung verschiedenartiger Polymerisationsgeräte beim Aushärten von Füllungen stellt hierbei einen weiteren Ansatzpunkt dar.

1.2.3 Adhäsivtechnik

Die oben erläuterte Kompositproblematik macht die Anwendung der adhäsiven Restaurationstechnik notwendig. Als Adhäsion wird in diesem Fall die Haftung zweier Substanzen aneinander bezeichnet, die durch eine Zwischenschicht aus einer dritten Substanz, dem Adhäsiv, vermittelt wird (*Anderson* 1974; *Bowen* 1979).

1.2.3.1 Schmelz-Ätz-Technik

Im normalen Zustand bietet die Schmelzoberfläche einem Komposit weder eine chemische noch eine mechanische Retention. Durch Ätzung mit 35 – 40%iger Phosphorsäure entsteht durch unterschiedlich starke Auflösung der Prismenzentren und –peripherien ein retentives Ätzmuster mit einer Tiefe von 30 – 40 µm. Hier können niedrigvisköse Kunststoffe, sogenannte Bondings, in die entstandenen Hohlräume fließen und nach Polymerisation eine mikromechanische Retention herstellen. Es konnte in klinischen Studien gezeigt werden, daß mit Hilfe der von *Buonocore* (1955) beschriebenen Schmelz-Ätz-Technik und der Verwendung derartiger Bondings die im Schmelz liegenden Füllungsränder einen sehr guten Randschluß aufweisen (*Haller et al.* 1993; *Krejci & Lutz* 1990; *Lutz et al.* 1984; *Noack* 1988a; *Noack* 1988b).

1.2.3.2 Dentinhaftung

Aufgrund der anatomischen Struktur des Dentins versucht man mit Hilfe von Dentinadhäsiven einen Verbund herzustellen, der als vorwiegend mechanische mikroretentive Verankerung angesehen werden kann (*Erickson 1992*). Das hydrophile Dentin muß zunächst für das hydrophobe Bonding und Komposit aufnahmefähig gemacht werden. Hierzu bedarf es der Vorbehandlung mit sogenannten Primern. Während es hier verschiedene Systeme hinsichtlich Erhaltung bzw. Entfernung der bei der Präparation entstehenden Schmierschicht gibt, spielt die Behandlung dieser Schmierschicht eine ganz entscheidende Rolle für den Haftmechanismus zwischen Komposit und Dentin (*Brannstrom & Johnson 1974; Chappell et al. 1994; Douglas 1989*).

1.2.4 Lichtpolymerisation von Kompositen

Aus der Füllungstherapie mit Kompositen ist die Lichtpolymerisation nicht mehr wegzudenken. Dieser Vorgang wird durch sogenannte freie Radikale gestartet, die von einem lichtaktivierbaren Initiator (z.B. Kampferchinon) freigesetzt werden (*Asmussen 1981*). Die Lebensdauer von Kompositfüllungen wird hierbei wesentlich von der initialen Durchhärtung mitbestimmt. Das Ergebnis der Polymerisation wird prinzipiell von zwei Kriterien ganz wesentlich bestimmt: Einerseits die Komponenten des Komposits wie Absorption und Konzentration des Initiators, Absorption und Streuung durch Pigmente und Füllstoffe, andererseits die Eigenschaften der Strahlungsquelle wie Bestrahlungszeit, Geräteleistung und Intensität (*Ernst et al. 1997; Kullmann 1987; Mehl et al. 1995; Reinhardt 1991a; Reinhardt 1991b*). Polymerisation ist allerdings nicht allein unter mechanischen Kriterien zu beurteilen, sondern auch bezüglich der biologischen Verträglichkeit des applizierten Füllungsmaterials. Nur eine ausreichende Polymerisation des Komposits garantiert einen geringen Restmonomergehalt und wirkt so der möglichen Freisetzung toxischer

Monomere entgegen (*Caughman et al.* 1991).

1.3 Polymerisationsverfahren

Um die Randspaltbildung bei Kompositfüllungen zu reduzieren, wurden die Polymerisationsverfahren optimiert. Zur Zeit befinden sich Polymerisationsgeräte mit multiplen, teilweise untereinander kombinierten Bestrahlungsverfahren auf dem Markt.

1.3.1 Standardpolymerisation

Bei Verwendung dieses Polymerisationsverfahrens wird das Komposit über die gesamte Belichtungszeit mit derselben Energie ausgehärtet. Durchschnittlich wird über eine Dauer von 40 s eine Strahlungsintensität von 600 – 800 mW/cm² appliziert.

1.3.2 Polymerisation mit niedriger Energie

Grundgedanke ist, daß die Polymerisationskontraktion vor dem Erreichen der Gelphase durch Nachfließen des Komposits von freien Oberflächen ausgeglichen wird und es dadurch nicht zu einer Spannungsentwicklung am Restaurationsrand kommt (*Davidson & de Gee* 1984; *Feilzer et al.* 1990b). Erst nach Erreichen der Gelphase führt die Polymerisationskontraktion zum Aufbau von Zugspannungen und beeinträchtigt die Randqualität. Durch die Verwendung von niedriger Lichtenergie zur Aushärtung soll die „Prä-Gelphase“ verlängert und weiteres Nachfließen von Komposit ermöglicht werden. Dies soll Kontraktionsspannungen reduzieren (*Bouschlicher et al.* 1997; *Rueggeberg* 1999; *Sakaguchi & Berge* 1998) und den Randschluß von Kompositfüllungen

verbessern (*Uno & Asmussen* 1991). Die Polymerisation mit niedriger Energie reduziert zwar auf der einen Seite die Schrumpfung des Komposits, auf der anderen Seite werden aber aufgrund der geringeren Konversionsrate die mechanischen Eigenschaften und damit auch die Biokompatibilität verschlechtert (*Caughman et al.* 1991; *Ferracane* 1994; *Pearson & Longman* 1989; *Rueggeberg & Craig* 1988). *Pilo & Cardash* (1992) kamen in Bezug auf den Härtegrad allerdings in einer Studie zu einem anderen Ergebnis: Durch die als Dunkelreaktion bezeichnete, nach Abschalten des Geräts fortlaufende Polymerisation wurde der initial messbare Unterschied innerhalb von 24 h kompensiert.

1.3.3 Softstart-Polymerisation

Die Idee der Softstart-Polymerisation beinhaltet die Vorteile der Polymerisation mit niedriger Energie, ohne jedoch das Risiko eines erhöhten Restmonomergehaltes mit sich zu bringen. Die zweistufige Polymerisation soll einerseits den Aufbau von Spannungen und eine daraus resultierende Randspaltbildung verhindern, andererseits das Komposit vollständig aushärten. Die initiale Stufe arbeitet mit geringer Energie, wodurch die Schrumpfkraft ausgeglichen werden, so daß eine Verringerung der Randspaltbildung erzielt wird (*Unterbrink & Muessner* 1995; *Yoshikawa et al.* 2001). Eine anschließende Polymerisation mit hoher Strahlungsflussdichte zielt auf eine optimale Konversionsrate ab (*Mehl et al.* 1997).

Allerdings haben nicht alle Untersuchungen die positiven Auswirkungen der Softstart-Polymerisation in Bezug auf Schrumpfung (*Sahafi et al.* 2001; *Yap et al.* 2002) und Randdichte (*Friedl et al.* 2000; *Hasegawa et al.* 2001a) bestätigen können.

Stufenpolymerisation

Der Übergang zwischen der anfänglichen und der maximalen Strahlungsflussdichte ist bei dieser Methode stufenförmig angelegt.

Exponential-Modus

Dieses Verfahren stellt eine Verfeinerung der Stufenpolymerisation dar. Hierbei findet der Übergang von initialer zu sekundärer Lichtintensität annähernd kontinuierlich statt.

Pulse-Delay Curing

Eine weitere Softstart-Polymerisationsmethode ist die Puls-Polymerisation (*Kanca & Suh* 1999). Hierbei wird das Komposit für 1 – 3 s mit einer Energie zwischen 100 und 300 mW/cm² angehärtet und erst nach einer Wartezeit von einigen Minuten, während der Komposit von freien Füllungsflächen nachfließen kann, mit höherer Energie vollständig ausgehärtet. Die Kombination von Belichtungszeit und Lichtintensität variiert von Komposit zu Komposit. Diese Technik soll die Kontraktionsspannung in Kompositfüllungen um bis zu 34 % reduzieren können (*Suh et al.* 1999).

1.4 Polymerisationsgeräte

Für die Erzeugung von Licht im blauen Wellenlängenbereich zur Polymerisation von Kompositen werden neben den bekannten Halogenlampen auch LED-Lampen, Plasmalichtgeräte und Laser eingesetzt, die andere Prinzipien der Lichtgewinnung anwenden. Im Folgenden wird nur auf die Halogen- und die

Plasmalichtgeräte näher eingegangen. Grundsätzlich gilt: Jedes Lichtquant (Photon), das von einem Lichthärtegerät auf einer ganz bestimmten Wellenlänge emittiert wird, ist gleich effektiv. Die Anzahl der Photonen, die auf eine spezifische Oberfläche einwirken (Strahlungsflussdichte [mW/cm^2]), und die Wellenlängenverteilung dieser Photonen sind Schlüsselfaktoren.

Die heutigen Lichtpolymerisationsgeräte emittieren je nach Fabrikat Licht mit Wellenlängen zwischen 380 und 520 nm, wobei die effektivsten Wellenlängen im Bereich von 450 und 490 nm liegen. Kurzwelliges, deutlich energiereicheres Licht im Bereich von 400 und 450 nm spielt ebenfalls eine Rolle, weil es noch in der Lage ist, die Polymerisation anzuregen. Langwelliges Licht über 520 nm wird in den Photoinitiatormolekülen nicht absorbiert und trägt nur zur Erwärmung bei. Diese Wärmebelastung addiert sich zu der Erwärmung des Komposits durch die exotherme Polymerisationsreaktion (Yearn 1985). Das Dentin wird bei einer Bestrahlung von 60 s Dauer mit einer konventionellen Halogenlampe um $4 - 15^\circ\text{C}$ an der Oberfläche erwärmt, die Pulpa beim Aushärten eines pulpanahen Kompositstückes um ca. $2 - 7^\circ\text{C}$ (Goodis et al. 1990; Lloyd et al. 1986).

1.4.1 Halogenlampen

Zur Lichterzeugung wird ein Stromfluß durch eine dünne Wolframdrahtspindel, die sich in einem mit Halogenen gefüllten Quarzglasleuchtkörper befindet, eingesetzt. Der Wolframdraht stellt einen elektrischen Widerstand dar, der sich durch die angelegte Spannung stark erhitzt und elektromagnetische Strahlung in Form von sichtbarem weißem Licht emittiert. Halogenlampen besitzen ein breites, kontinuierliches Emissionsspektrum, aus dem mit Filtern die unerwünschten Spektralbereiche zurückgehalten werden, um Licht im blauen Wellenlängenbereich (380 bis 520 nm) zu erhalten. Ebenso werden Spektralbereiche herausgefiltert, die eine Wärmeentwicklung im Restaurationsgebiet verstärken würden. Eine konventionelle Halogenlampe

weist eine Intensität von 600 – 800 mW/cm² auf, von Hochenergie-Halogenlampen mit stärkeren Lichtquellen spricht man ab einer Strahlungsflussdichte von mehr als 1000 mW/cm².

1.4.2 Plasmakurzbogenlampen

In einer Plasmalampe, auch Xenon-Kurzbogenlampe genannt, befinden sich zwei Elektroden in sehr kurzem Abstand zueinander in einer Xenon-Atmosphäre. Wird eine hohe Spannung angelegt, so entsteht zwischen den beiden Elektroden ein Lichtbogen. Plasmalampen liefern weißes Licht von hoher Intensität (1200 – 1800 mW/cm²). Dieses kontinuierliche Spektrum muß durch Filtersysteme auf den blauen Wellenlängenbereich limitiert werden. Dieser ist bei Plasmalampen aber oft enger eingegrenzt (420 – 490 nm) als bei Halogenlampen. Dieser Wellenlängenbereich ist gut abgestimmt auf Kampferchinon, Komposite mit anderen Initiatoren (z.B. Lucirin) können allerdings nicht immer ausreichend gehärtet werden. Um dieses Problem zu lösen, haben manche Hersteller einen zusätzlichen Lichtleiter für Materialien, die im niedrigeren Wellenlängenbereich absorbieren, eingeführt.

Aufgrund der höheren Strahlungsintensität als bei Halogenlampen werden Komposite in kürzerer Zeit gehärtet. Als Folge des sofortigen Starts und des schnellen Fortschreitens der Polymerisationsschrumpfung mögen schlechtere Ergebnisse hinsichtlich der Randspaltbildung erwartet werden. Dies konnte in einigen Studien belegt (*Feilzer et al.* 1995; *Stritikus & Owens* 2000; *Unterbrink & Muessner* 1995), in anderen Untersuchungen nicht nachgewiesen werden (*Hasegawa et al.* 2001b; *Stoll et al.* 2000).

1.5 Randadaptation

Zur Beurteilung der Randschlussqualität von Kompositfüllungen haben sich

zwei Verfahren etabliert: Den Randspalt zwischen Komposit und Füllung kann man indirekt mit Hilfe des Golddiffusionstests bzw. des Farbstoffpenetrationstests markieren oder direkt im Rasterelektronenmikroskop (REM) bestimmen. Eine Farbstoffuntersuchung erfordert wegen der Sägeschnitte durch die Füllung eine zumindest teilweise Zerstörung der Proben, während die Untersuchungen im REM an Kunstharzreplika erfolgen und somit zerstörungsfrei sind. Ein weiterer Vorteil der rasterelektronenmikroskopischen Analyse ist die Untersuchung von Proben nach unterschiedlichen Versuchsbedingungen, wie vor und nach Thermocycling (*Blunck 1987; Blunck & Roulet 1989; Haller et al. 1987; Krejci & Lutz 1991; Seichter 1986*).

1.6 Thermocycling

Während des klinischen Gebrauchs sind Füllungen chemischer (Speisen, Stoffwechselprodukte von Mikroorganismen), mechanischer (Kaudruck) und thermischer Belastung (heiße und kalte Speisen) ausgesetzt. Diese Belastungen lassen sich im Labor nur unvollkommen und mit hohem apparativem Aufwand nachbilden. Aufgrund der einfachen Realisierbarkeit hat die Wechselbelastung in Form von zyklischen Temperaturwechseln eine weite Verbreitung als Standardverfahren zur künstlichen Alterung gefunden. Aufgrund unterschiedlicher thermischer Expansionskoeffizienten von Komposit und Zahn kommt es zum Aufbau innerer Zugspannungen und somit zu Belastungen des Verbundes zwischen Komposit und Zahn (*Feilzer et al. 1990a; Janda 1990*).

1.7 Problemstellung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, in einem In-vitro-Test mit dem etablierten Dentinadhäsiv-/Kompositsystem OptiBond FL® - Revolution f2® -

Herculite XRV® den Einfluß sechs unterschiedlicher Polymerisationsgeräte und –verfahren auf die Randspaltbildung von Klasse II-Füllungen mittels zweier unterschiedlicher Evaluationsmethoden zu überprüfen:

1. Morphologische Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop (REM)
2. Funktionelle Untersuchung mittels konventioneller Farbstoffpenetration

Ebenso wurde die Auswirkung der künstlichen Alterung durch Thermocycling auf die Randständigkeit und das Abdichtungsvermögen der Füllungen untersucht.

Es wurde die Hypothese aufgestellt, daß Softstart-Polymerisation die Randqualität und Randdichte verbessert und diese, im Gegensatz dazu, bei Verwendung einer Plasmalampe verschlechtert werden.

2 MATERIAL UND METHODE

2.1 Vorbereitung der Zähne

Die Untersuchungen wurden an 60 kariesfreien, menschlichen Molaren durchgeführt, deren Wurzelwachstum weitestgehend abgeschlossen war. Das Verhältnis von Ober- zu Unterkiefermolaren je Versuchsgruppe betrug 8:2. Die Zähne wiesen keinerlei Risse, Mineralisationsstörungen oder Extraktionsbeschädigungen auf. Unmittelbar nach der Extraktion erfolgte die Lagerung in 1% Chloramin-Lösung. Gewebereste wurden mit einer Kürette (Gracey-Kürette 6/7, Hu-Friedy) von den Zähnen entfernt, die anschließend mit einer Zahnbürste gereinigt wurden. Bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze wurden die Versuchszähne mit Autopolymerisat (Paladur transparent®, Kulzer) in Messingzylinder von 1,5 cm Höhe und 1 cm Durchmesser eingebettet. Die weitere Aufbewahrung erfolgte in 0,9% NaCl-Lösung.

2.2 Präparation der Kavitäten

An den 60 Molaren wurden Klasse II-Kavitäten nach Black präpariert, deren Achse parallel zur Kronenachse lag. Die Kavitäten hatten okklusal in vestibulo-lingualer Ausdehnung eine Breite von 2,5 mm und eine Tiefe von 2,5 mm nach apikal. Der proximale Kasten hatte okklusal eine Breite von 2,5 mm, zervikal eine Breite von 4 mm und eine Tiefe von 3,5 mm nach apikal. Die Ausdehnung zur Pulpa betrug 1,5 mm. Die Präparation erfolgte unter kontinuierlicher Wasserspraykühlung mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo) und einem walzenförmigen Feinkorndiamanten (# 836 KR.314.012, Korngröße 100 µm, Komet) bei mittlerer bis hoher Drehzahl. Die Kavitätenabmessungen wurden mit Hilfe einer Schieblehre (Digital-Schieblehre 150 mm, Wabeco) überprüft. Finiert

wurde mit einem walzenförmigen Feinstkorndiamanten (# 836 KR EF.314.012, Korngröße 15 µm, Komet). Der approximale Anteil der Kavitäten wurde zirkulär mit einer 1 mm breiten Schmelzanschrägung versehen, die mit dem Sonicsys micro-System der Firma KaVo präpariert wurde. Hierzu fand ein Aircaler (Sonicflex LUX 2000 L, KaVo) mit diamantierten Ultraschall-Ansätzen (Sonicsys micro Präparationsspitzen, große Halbkugel, mesial und distal, KaVo) Verwendung. Die zervikalen Ränder der Kavitäten lagen im Schmelz. Im Übergangsbereich zwischen Schmelz und Dentin des approximalen Kastens wurden mit einem Grünring-Winkelstück (KaVo) und einem Rosenbohrer (# H15.204.018, Komet) vestibulo-zervikal und oro-zervikal je eine halbkugelförmige Vertiefung von der Tiefe des Bohrerkopfes gebohrt, welche die Unterminierung des Schmelzes durch Karies nachahmen sollten.

2.3 Versuchsanordnung

Die so vorbereiteten, gesockelten und präparierten Zähne wurden dann in einem Nachbarzahnsimulationsgerät eingespannt. Dieses Gerät ermöglichte durch zwei auf je einer Metallschiene fixierte Kunststoffzähne (orthognathe Zähne, Frasaco) eine Simulation der natürlichen Approximalsituation. Mit einem Matrizenhalter (Mehrteiliges Matrizenhaltesystem 8900, 3M) wurde bei einer Hälfte der Zähne einer Versuchsgruppe eine Metallmatrize (Mehrteiliges Matrizenhaltesystem 8900, 3M) mesial, bei der anderen Hälfte distal adaptiert. Auf der gegenüberliegenden Seite wurde eine transparente Kunststoffmatrize (Transparentmatrize für Molaren (Art. 778), Hawe Neos Dental) verwendet. Beide Matrizen wurden mit Holzkeilen (Sycamore Interdental Wedges®, Hawe Neos Dental) fixiert.

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 2.1 dargestellt.

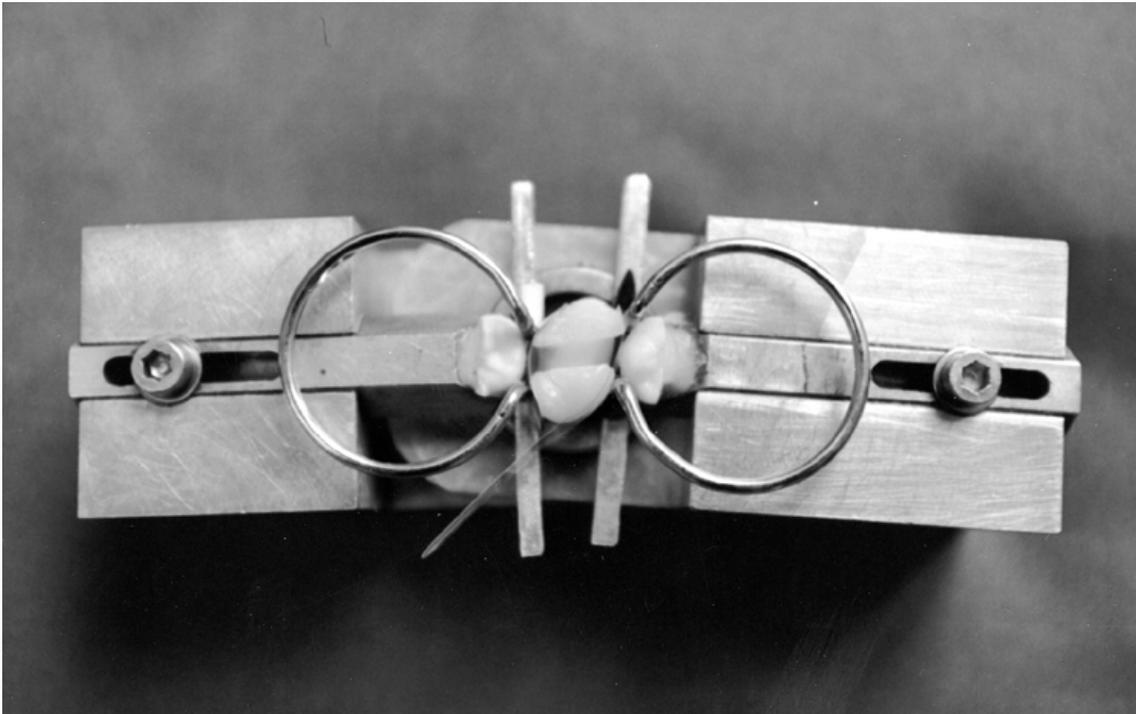


Abb. 2.1 Versuchsaufbau

2.4 Füllungsapplikation

Jeder Versuchsgruppe wurden 10 Zähne zugeordnet. Sowohl die Schmelz- und Dentinkonditionierung als auch die Kompositapplikation erfolgte in allen Versuchsgruppen gleich. Die Härtung der verwendeten Materialien wurde von Gruppe zu Gruppe mit anderen Polymerisationsgeräten durchgeführt.

2.4.1 Schmelz- und Dentinkonditionierung

Die Schmelzränder wurden 60 s mit 37%igem Phosphorsäuregel (Total Etch®, Vivadent) angeätzt. 15 s vor Ablauf des 60 s-Intervalls wurde das Dentin ebenfalls mit dem Ätzgel bedeckt. Dann wurde das Phosphorsäuregel mit Wasserspray gründlich entfernt und anschließend die Kavität mit Hilfe eines

Speichelziehers vorsichtig trockengesaugt. Die Verarbeitung des verwendeten Dentinadhäsiv-Systems (OptiBond FL Prime® / OptiBond FL Adhesive®, Kerr), das in Tabelle 1 näher beschrieben wird, erfolgte entsprechend der Herstellerangabe:

- Auftragen von OptiBond FL Prime® mit Einmal-Applikator (Kerr Applikator Tip, Kerr) für 20 s, überschüssigen Primer entfernen.
- Auftragen von OptiBond FL Adhesive® mit Einmal-Applikator (Kerr Applikator Tip, Kerr) für 20 s, überschüssiges Bonding entfernen.
- Härten des Bondings mit Polymerisationslampe. (s.u.)

Tabelle 1: Zusammensetzung des verarbeiteten Dentinadhäsiv-Systems

Bestandteil	Zusammensetzung*
OptiBond FL Prime [Ch.-Nr.: 904727]	30% HEMA, 10% GPDM, 15% PAMA, 1% KC, 22 % Ethanol, 22% Wasser
OptiBond FL Adhesive [Ch.-Nr.: 903803]	25,7% Bis-GMA, 19,2% HEMA, 6,5% GDMA, 42,2% Ba-Al-Borsilikat- Glas, 2,6% Silikatglas, 1,9% Na ₂ SiF ₆ , 0,3% KC

*nach Angaben des Herstellers.

Ch-Nr. Chargen-Nr.;

HEMA 2-Hydroxyethylmethacrylat; *Bis-GMA* Bisphenol-glycidylmethacrylat;

PAMA Phtalsäure-monomethacrylat; *GPDM* Glycerolphosphatdimethacrylat;

KC Kampferchinon; *GDMA* Glycerol-dimethacrylat;

MMPAA Methacrylat-modifizierte Polyakrylsäure

2.4.2 Kompositapplikation und -polymerisation

Die Füllungen wurden in mehreren Schritten geschichtet, als Füllinstrument wurde ein kombinierter Spatel/Stopfer (OP 3 CT, Deppeler) verwendet.

Eine schematische Darstellung der Füllungsmodellation ist in Abbildung 2.2 wiedergegeben.

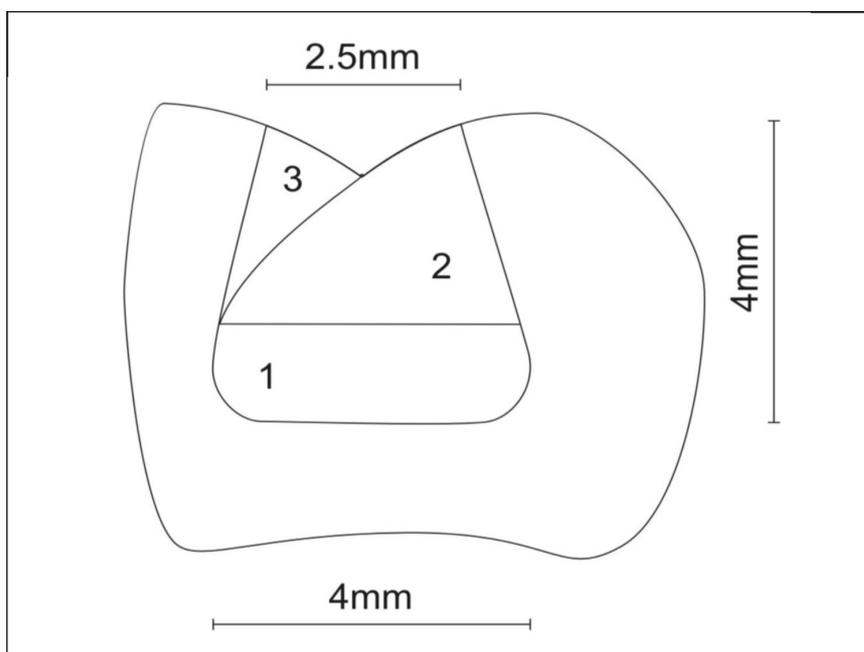


Abb. 2.2 Füllungsmodellation

Die in den verschiedenen Versuchsreihen verwendeten Komposite werden in Tabelle 2 näher beschrieben. Die Polymerisation sowohl des Bondings als auch der Komposite erfolgte von okklusal. Die angegebenen Lichtintensitäten der verschiedenen Polymerisationsgeräte wurden während der gesamten Versuchsdauer mit Hilfe eines Radiometers (Curing Radiometer Model 100, Demetron) fortlaufend überwacht. Bei den Lichthärtegeräten Apollo 95 E und Plasma ARC Curing System war hierfür zusätzlich ein Filter nötig, da die Intensität dieser Geräte den Messbereich des Radiometers überschreitet. Der entsprechende Wert wurde anschließend berechnet.

Tabelle 2: Bestandteile der verwendeten Komposite

Komposit (Hersteller)	Viskosität	Bestandteile*
Revolution f2®, Farbe A2 (Kerr) [Ch-Nr. 9-1181]	mittel	Bis-GMA, TEGDMA, EBDMA, UV-9, BHT, CQ, P15, ODMAB, US202, ZnSi2F6, OX-50, A174, SP345, TiO2, Farbpigmente
Herculite XRV®, Farbe A2 (Kerr) [Ch-Nr. 902091]	hoch	Bis-GMA, TEGDMA, EBDMA, UV-9, BHT, CQ, TINOPAL, ODMAB, TS530, V5500, OX-50, A174, SP345, TiO2, Farbpigmente

*nach Angaben der Hersteller.

Ch-Nr. Chargen-Nr.;

Bis-GMA Bisphenol-glycidylmethacrylat;

TEGDMA Triethylen-glycol-dimethacrylat;

EBDMA Ethylen-bisphenol-dimethacrylat;

UV-9 2-Hydroxy-4-methoxybenzophenon;

BHT 2,6-Di-(tert-butyl)-methylphenol;

CQ 1,7,7-Trimethylbicyclo-[2.2.1]-hepta-2,3-dion;

P15 10-Methoxy-1-sulfostilbene-3-trizonaphthalen-natriumsalz;

TINOPAL 10-Methoxy-1-sulfostilbene-3-trizonaphthalen-natriumsalz;

ODMAB 2-(Ethylhexyl)-4-(dimethylamino)benzoat;

US202 Pyrogenes SiO₂;

TS530 Pyrogenes SiO₂;

ZnSi2F6 Zink-hexafluorosilikat;

V5500 Zinkoxid;

OX-50 Pyrogenes SiO₂;

A174 gamma-Methacryloxypropyltrimethoxysilan;

SP345 Barium-aluminoborosilikat

2.4.2.1 Versuchsreihe 1 (Std):

ESPE Elipar® Trilight Standard

Diese Versuchsreihe diente als Kontrollgruppe. Das Bonding wurde sowohl in der mesialen als auch in der distalen Hälfte der Kavität 20 s mit dem ersten zu untersuchenden Polymerisationsgerät (ESPE Elipar® Trilight) im Modus Standard mit einer Leistung von 800 mW/cm^2 gehärtet. Dann wurden die approximalen Kästen zur Matrize mit einem fließfähigen, lichthärtenden Komposit (Revolution f2® Farbe A2, Kerr) mittels einer 3A-Sonde (Nr. 3A, Hu-Friedy) abgedichtet und das Füllungsmaterial mit 800 mW/cm^2 40 s je Kasten polymerisiert. Anschließend wurden die approximalen Kästen mit einem normal viskösen, lichthärtenden Komposit (Herculite XRV® Farbe A2, Kerr) bis auf das Niveau des okklusalen Kastens aufgefüllt und mit derselben Intensität 40 s gehärtet. Daraufhin wurde mit Herculite® die bukkale Füllungshälfte modelliert und dann der mesiale und distale Anteil jeweils 40 s polymerisiert. Ebenso wurde mit der palatinalen bzw. lingualen Füllungshälfte verfahren.

2.4.2.2 Versuchsreihe 2 (Step):

ESPE Elipar® Highlight

Das in dieser Versuchsreihe verwendete Gerät ESPE Elipar® Highlight weist eine Endleistung von 850 mW/cm^2 auf. Im mesialen und distalen Anteil der Kavität wurde das Bonding jeweils 20 s im Modus Standard gehärtet. Nun wurde der 2-step-Modus gewählt. Hierbei erfolgte die Bestrahlung initial 10 s lang mit 150 mW/cm^2 und abschließend über eine Dauer von 30 s mit 850 mW/cm^2 . Nach Abdichtung der approximalen Kästen zur Matrize mit Revolution®, erfolgte die Polymerisation 40 s mesial und 40 s distal. Das die approximalen Kästen auffüllende Komposit Herculite® wurde ebenfalls jeweils 40 s gehärtet. Die mit demselben Komposit zweizeitig modellierten bukkalen und oralen Füllungshälften wurden sowohl im mesialen als auch im distalen

Anteil 40 s bestrahlt.

2.4.2.3 Versuchsreihe 3 (Ramp):

ESPE Elipar® Trilight Exponential

In dieser Gruppe wurde dasselbe Lichtgerät wie in Versuchsreihe 1 verwendet. Das Bonding wurde im Standard-Modus ausgehärtet, die Bestrahlungszeiten entsprachen jener der Kontrollgruppe. Die Polymerisation des Komposits erfolgte allerdings im Exponential-Modus: 5 s bei 100 mW/cm², Anstieg der Intensität innerhalb von 10 s auf den Maximalwert von 800 mW/cm² und abschließende Aushärtung für 25 s mit voller Energie.

2.4.2.4 Versuchsreihe 4 (Pulse):

Bisco's VIP – The Pulse-Delay Cure Technique®

Sowohl mesial als auch distal wurde das Bonding 20 s mit einer Leistung von 500 mW/cm² gehärtet. Danach wurde das fließfähige Füllungsmaterial Revolution® mit 500 mW/cm² 40 s je Kasten polymerisiert. Das in die approximalen Kästen eingebrachte Komposit Herculite® wurde mit derselben Intensität 10 s lang bestrahlt. Die daraufhin modellierte bukkale Füllungshälfte wurde im mesialen und distalen Anteil jeweils 3 s mit 200 mW/cm² polymerisiert. Ebenso wurde mit der oral gelegenen Füllungshälfte verfahren. Während einer Pause von 3-5 Minuten, in welcher sich Spannungen im Komposit abbauen sollten, wurde die Füllung okklusal mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo) und einem flammenförmigen Feinstkorndiamanten (# 863 EF.314.012, Korngröße 15 µm, Komet) ausgearbeitet. Abschließend wurde die komplette Füllung mesio-okklusal, okklusal und disto-okklusal jeweils 10 s mit einer Leistung von 500 mW/cm² ausgehärtet.

2.4.2.5 Versuchsreihe 5 (PAC):

American Dental Technologies – The Plasma ARC Curing System®

Das Polymerisationsgerät der fünften Versuchsreihe (The Plasma ARC Curing System®, American Dental Technologies) wies eine Leistung von 1400 mW/cm² auf. Mit diesem wurde das Bonding in der mesialen und distalen Hälfte der Kavität jeweils 10 s gehärtet. Die approximalen Kästen wurden mit Revolution® zur Matrize hin abgedichtet und mit dem Polymerisationsgerät 10 s bestrahlt. Diese wurden dann mit Herculite® bis auf das Niveau des okklusalen Kastens aufgefüllt und wieder 10 s lang gehärtet. Es folgte die Modellation der bukkalen Füllungshälfte mit Herculite® und anschließender Polymerisation des mesialen und distalen Anteils für jeweils 10 s. Ebenso wurde mit der palatinalen bzw. lingualen Füllungshälfte verfahren.

2.4.2.6 Versuchsreihe 6 (APO):

DMDS Apollo 95 E

Mit dem in dieser Versuchsreihe verwendeten Polymerisations-Lichtleiter und dem gewählten Modus 3 S erbrachte das Polymerisationsgerät DMDS Apollo 95 E eine Leistung von 1700 mW/cm². Das Bonding wurde in der mesialen und distalen Hälfte der Kavität jeweils zweimal, also 6 s lang gehärtet. Ebenso wurde das die approximalen Kästen abdichtende Revolution® und das diese auffüllende Herculite® jeweils zweimal bestrahlt. Dann wurde die bukkale Füllungshälfte mit Herculite® modelliert und anschließend sowohl im mesialen als auch im distalen Anteil jeweils zweimal polymerisiert. Auf dieselbe Weise wurde die palatinale bzw. linguale Füllungsfläche hergestellt.

2.4.3 Ausarbeitung der Füllungen

Nach dem Legen jeder Füllung wurden die Versuchszähne wieder in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt, um eine Austrocknung zu verhindern. Füllungsüberschüsse wurden mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo) und einem flammenförmigen Feinstkorndiamanten (# 863 EF.314.012, Korngröße 15 µm, Komet) entfernt. Die Füllungen wurden danach unter kontinuierlicher Wasserspraykühlung zuerst mit roten Gummipolierern (Alphaflex 0033RA-12, Edenta) dann mit grünen Gummipolierern (Alphaflex 0133RA-12, Edenta) im grünen Winkelstück (KaVo) ausgearbeitet. Die Füllungsänder wurden anschließend mit Hilfe einer 3A-Sonde (Nr. 3A, Hu-Friedy) kontrolliert und falls nötig optimiert. Danach erfolgte die abschließende Politur mit einem siliciumcarbidhaltigen Bürstchen (Occlubrush, Hawe Neos Dental) bei 4.000 UPM/min unter Wasserkühlung.

2.5 Lagerung und Thermocycling

Für 14 Tage wurden die Zähne bei 37°C in entmineralisiertem Wasser zwischengelagert. Dann wurden die Zähne einer Temperaturwechselbelastung ausgesetzt. Mit 2500 Zyklen wurden die Proben abwechselnd in ein 5°C kaltes Wasserbad (MGW RMT 6, Dr. Worbser) und in ein 55°C warmes Wasserbad (MWB 1/9, Julabo) eingetaucht. Die Wasserbehälter waren mit entmineralisiertem Wasser gefüllt. Die Verweildauer pro Tauchbad betrug 30 Sekunden. Nach der Temperaturwechselbelastung wurden die Proben nochmals für 14 d bei 37°C zwischengelagert.

2.6 Beurteilung der Randschlußqualität

Im Anschluß an die Temperaturwechselbelastungen wurde die Randschließung der Füllungen mit Hilfe der quantitativen Randschließungsanalyse im Rasterelektronenmikroskop und der konventionellen Farbstoffpenetration ermittelt.

2.6.1 Quantitative Randschließungsanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Um den Zusammenhang zwischen der Randschließung von Kompositfüllungen und der Wahl des Polymerisationsgeräts zu klären, wurden die Füllungsflächen im REM untersucht. Hierzu war es notwendig, ein dimensionsgetreues Duplikat der Testzähne herzustellen, da diese aufgrund der Gefahr der Artefaktbildung unter Hochvakuum im REM nicht verwendet werden konnten.

2.6.1.1 Herstellung der Replika

Direkt nach der Füllungsbearbeitung sowie nach 28 Tagen Wasserlagerung mit zwischenzeitigem Thermocycling erfolgte die Replikaherstellung. Mit dünnfließender, additionsvernetzender Silikonabformmasse (President Light Body®, Coltène) wurden die Füllungen dreiteilig abgeformt, i.e. es wurden von der mesialen, okklusalen und distalen Füllungsfläche je eine Abformung gemacht. Die Abdrücke wurden gereinigt und mit einem Epoxidharz (Araldit®, Ciba-Geigy) ausgegossen. Die vorsichtig gereinigten Replika wurden mit Graphitkleber (Leit-C® nach Göcke Conductiver Carbon Cement, Neubauer Chemikalien) auf REM-Träger aufgeklebt und mit einer Goldschicht in einem Sputtergerät (K550, Emitech) beschichtet.

2.6.1.2 Randbeurteilung im REM

Zur Bestimmung der Randqualität der Proben zwischen Komposit und Schmelz wurde ein Rasterelektronenmikroskop (Digital Scanning Microscope DSM 940, Zeiss) verwendet. Bei einem Arbeitsabstand von 15 mm, einer Beschleunigungsspannung von 5 kV und 100-facher Vergrößerung wurde der gesamte Füllungsrand jedes Replikums untersucht. Pro Versuchszahn waren 6 Replika zu beurteilen: Mesiale, okklusale und distale Füllungsfläche vor sowie nach Thermocycling. Nicht eindeutig zu beurteilende Restaurationsbereiche wurden bei 200 bis 1000-facher Vergrößerung begutachtet und dem entsprechenden Qualitätskriterium zugeordnet. Die Beurteilung der Randqualität erfolgte anhand folgender Kriterien:

A dichter Rand

Der Übergang zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit erscheint glatt. Der Füllungsrand ist bei der gewählten Vergrößerung lediglich durch die materialbedingten, unterschiedlichen Oberflächenstrukturen erkennbar.

B Haarriß oder Randspalt

Zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz ist ein kleinerer oder größerer Abriß erkennbar.

C Schmelzrandfraktur

Der Füllungsrand ist kontinuierlich, es zeigt sich jedoch ein Riß im Zahnschmelz neben dem Füllungsrand.

D Kompositrandfraktur

Hier ist ein Riß im Komposit zu erkennen, der angrenzende Füllungsrand ist allerdings intakt.

E Überschuß

Kompositmaterial liegt erkennbar über der Zahnhartsubstanz, wobei der Übergang stufig oder dünn auslaufend sein kann.

F Unterschuß

Der Füllwerkstoff reicht nicht bis an die oberflächliche Präparationsgrenze, sonst scheint die Restauration aber dicht zu sein.

G nicht auswertbar

Artefaktbildungen o.ä. machen eine Auswertung unmöglich.

Die Bildschirmbilder des REM wurden bei 100-facher Vergrößerung digitalisiert und in einen PC übertragen. Die Längen der Randabschnitte, auf welche die unterschiedlichen Kriterien zutrafen, wurden mit Hilfe des Computerprogramms Quantigap® (Stefan Küppers, München) vermessen. Anschließend wurde von den einzelnen Qualitätskriterien der prozentuale Anteil an der Gesamtlänge des auswertbaren Randes berechnet. Diese Auswertung wurde für alle Füllungsanteile unterschieden nach:

- Verwendung Metall- oder Transparentmatrize
- Bukkal, zervikal oder oral gelegener Anteil der Approximalfläche
- Bukkal oder oral gelegener Anteil der Okklusalfäche

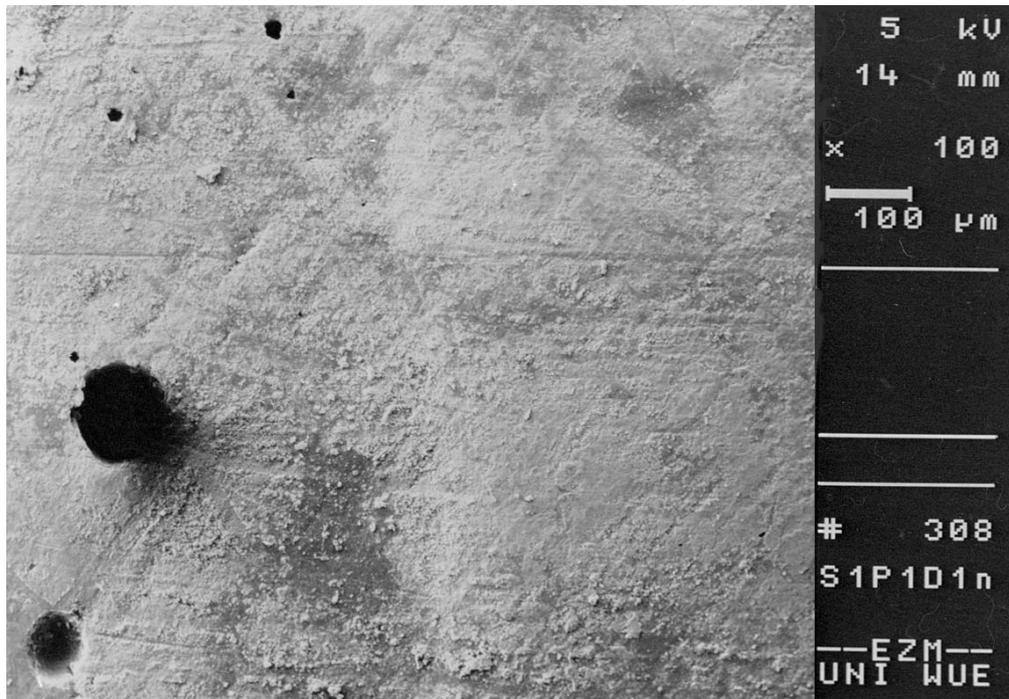


Abb. 2.3 Kriterium A: dichter Rand

links: Komposit, rechts: Schmelz

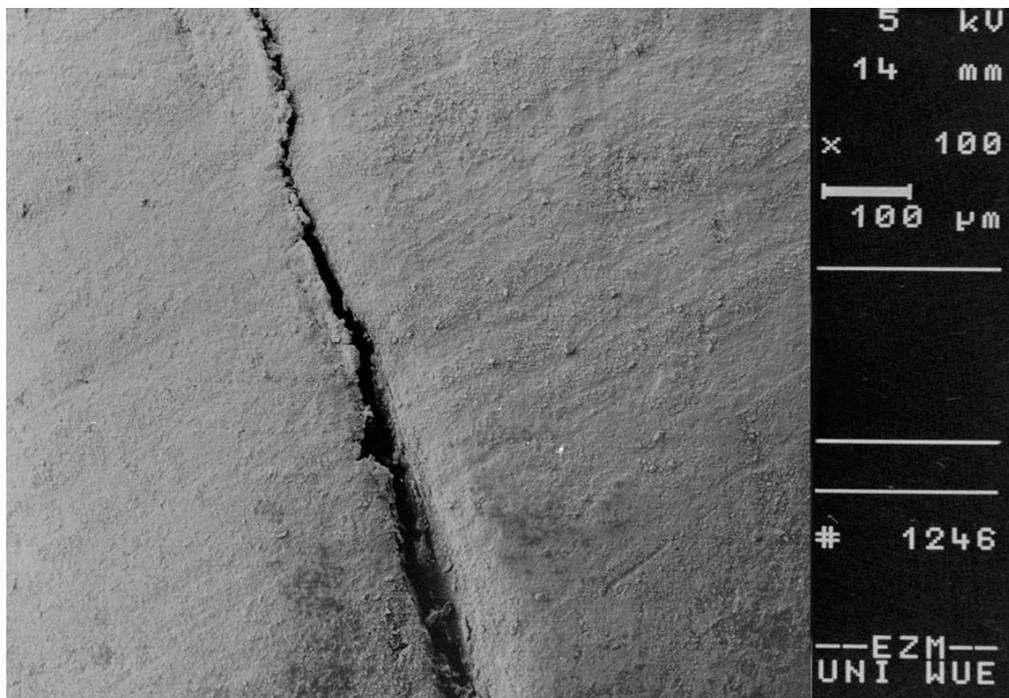


Abb. 2.4 Kriterium B: hier Randspalt

links: Komposit, rechts: Schmelz

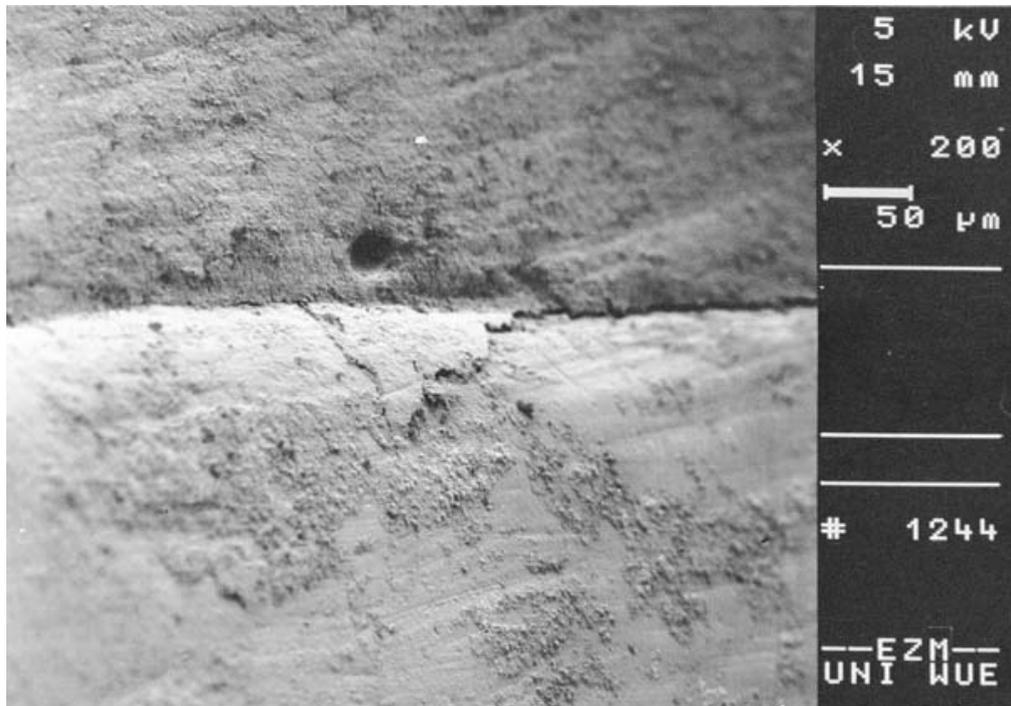


Abb. 2.5 Kriterium C: Schmelzrandfraktur (zentral; rechts Randspalt)
oben: Komposit, unten: Schmelz

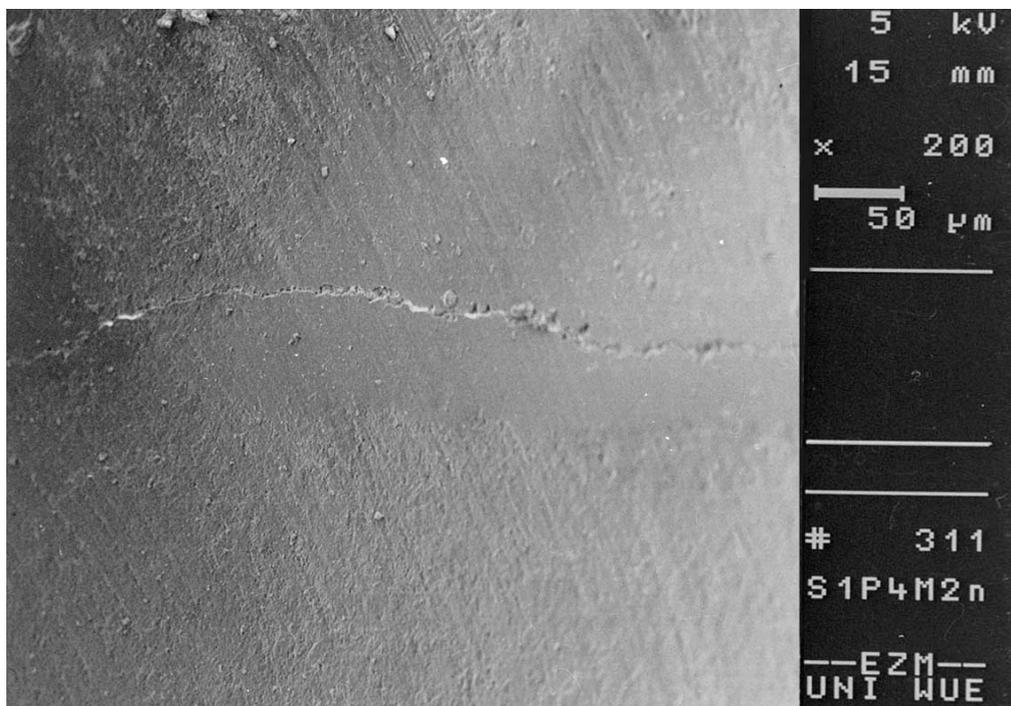


Abb. 2.6 Kriterium D: Kompositrandfraktur
oben: Komposit, unten: Schmelz

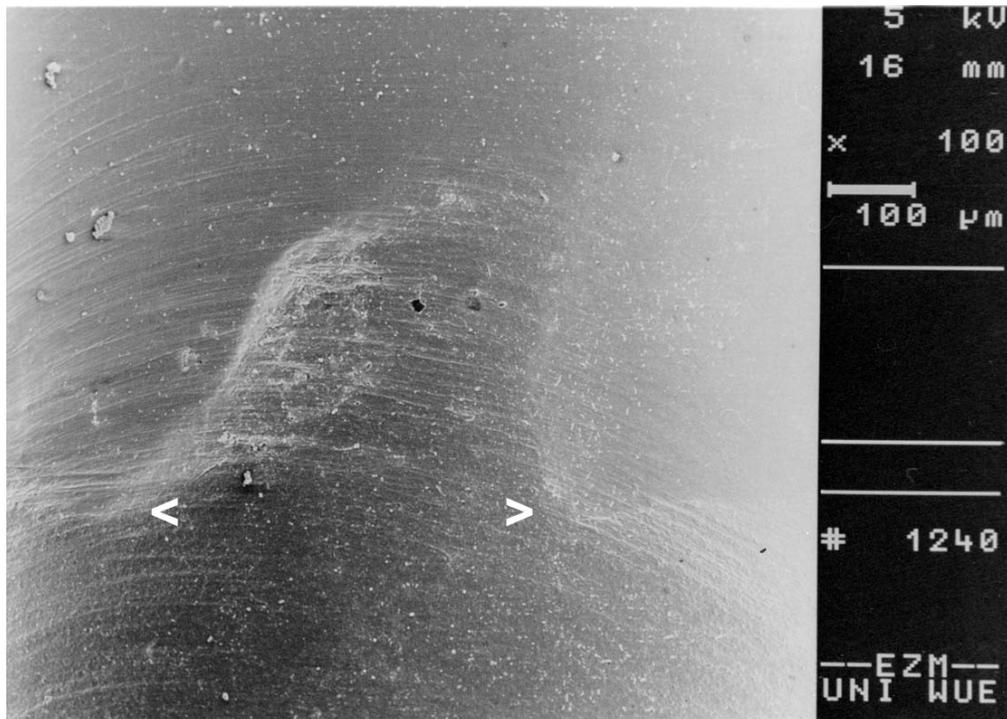


Abb. 2.7 Überschuß (zwischen der Markierung)
unten: Komposit, oben: Schmelz

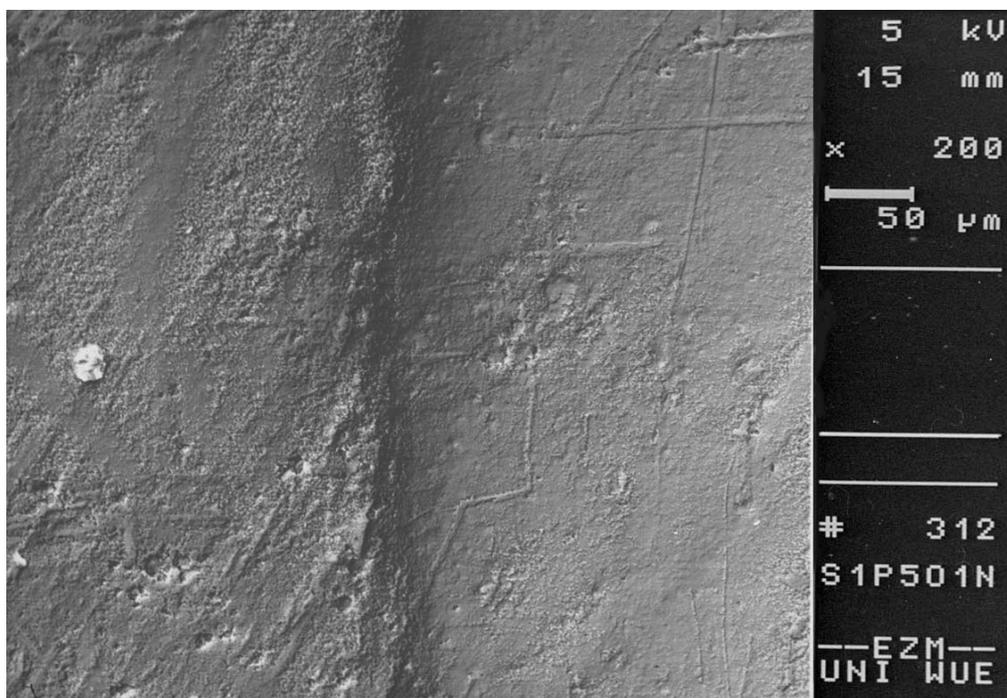


Abb. 2.8 Unterschuss
links: Schmelz, rechts: Komposit

2.6.2 Farbstoffpenetrationstest

Um eine Farbstoffeindringung durch Schmelzsprünge zu vermeiden, wurden alle Testzähne bis auf einen 1 mm breiten Saum um die Füllungsråder mit Hilfe eines feinen Pinsels (0, Pelikan) mit Nagellack überzogen. Die so abgedichteten Testzähne wurden nach Trocknen des Lackes für 2 h bei 37°C und absoluter Dunkelheit in eine 50 Gew.-% AgNO₃-Lösung eingelegt und danach gründlich mit destilliertem Wasser abgespült. In einer Lösung aus Röntgenfilmentwickler (Cronex MD, Sterling) und Aqua dest im Verhältnis 1:1 wurden die Versuchszähne dann auf einem Diabetrachter 6 h lang belichtet. Nach erneutem Abspülen mit destilliertem Wasser wurden die Zähne in einem geschlossenen Behälter bei 100% Luftfeuchtigkeit gelagert.

Die Testzähne wurden in der Haltevorrichtung einer Trennschleifmaschine (WOCO 50/Med, Conrad) eingespannt und durch zwei Sägeschnitte in mesiodistaler sowie bukkolingualer Richtung parallel zur Zahnlängsachse mittels eines diamantbelegten Sägeblatts (WOCO 93/6, Conrad) unter Wasserkühlung in vier Stücke geteilt (siehe Abb. 2.9). Danach wurden durch einen dritten, parallel zur Okklusalfäche verlaufenden Sägeschnitt die Wurzeln im Abstand von ca. 2 mm zum zervikalen Füllungsrand abgetrennt. Durch die hier beschriebene Schnittführung entstanden pro Versuchszahn vier Probenfragmente mit acht Messpunkten am Restaurationsrand. Die Beurteilung der Farbstoffeindringtiefe zwischen Füllung und Zahn erfolgte in einem Computermessprogramm (Sigma Scan, Jandel Scientific). Hierzu wurden die Schnittbilder mittels eines Auflichtmikroskops (Tessovar, Zeiss) und einer digitalen Mikroskopkamera (PDMC-2, Polaroid) auf den PC übertragen. Die Farbstoffpenetrationstiefe wurde in Millimetern (mm) gemessen.

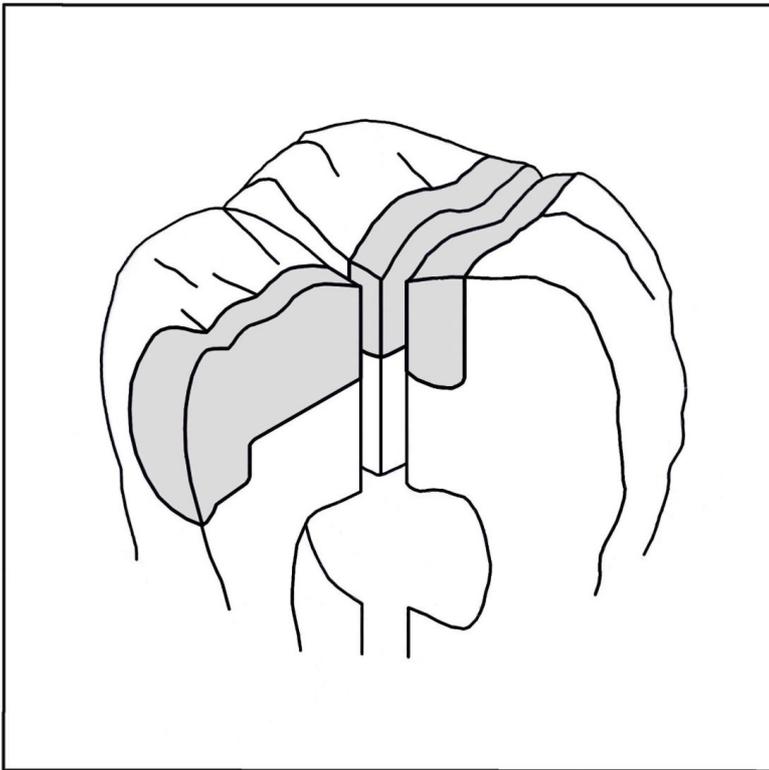


Abb. 2.9 Schnittführung bei dem Farbstoffpenetrationstest

2.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit dem Softwareprogramm SPSS 10.0 durchgeführt.

Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Abschnitten des gesamten Füllungsrandes und zwischen den Ergebnissen vor und nach Thermocycling wurden für jedes Polymerisationsverfahren getrennt analysiert. Dies erfolgte unter Verwendung multipler Wilcoxon-Tests mit Adjustierung nach Bonferroni-Holm bei einem Signifikanzniveau von $P < 0,05$.

Unterschiede zwischen den Versuchsreihen wurden für jedes Randsegment und für den kompletten Füllungsrand getrennt mittels der nicht-parametrischen einfaktoriellen Varianzanalyse (Kruskal-Wallis-Test) und Nemenyi's post-hoc-Test auf demselben Signifikanzniveau untersucht.

3 ERGEBNISSE

3.1 Übersicht

Die Ergebnisse dieser Untersuchung, speziell die in der morphologischen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop gewonnenen Daten, weisen keine Normalverteilung auf und werden deshalb als Boxplot-Diagramme dargestellt. Die Querstriche markieren den Medianwert, die obere und untere Begrenzung der Boxen die 25 und 75 % Perzentile, die Streubalken die 10 und 90 % Perzentile.

3.2 Morphologische Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

In den Untersuchungen konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der Verwendung einer Metall- oder Kunststoffmatrize im zervikalen und axialen Teil der Füllungen im Hinblick auf die Randqualität festgestellt werden. Ebenso wurde kein Unterschied zwischen der Arbeits- oder Scherhöckerseite des okklusalen Füllungsrandes beobachtet ($P > 0,05$). Daher wurden alle zervikalen, axialen und okklusalen Randabschnitte für die weiteren Untersuchungen zusammengefasst.

Die Randkriterien „Dichter Rand“ und „Randspalt“ ergaben zusammen 94,0 % bzw. 91,7 % (vor / nach Thermocycling) des gesamten Füllungsrandes. Die Ergebnisse der übrigen Kriterien (Schmelz-/Kompositrandfraktur, Überschuß und Unterschuß) werden deshalb nicht dargestellt.

Abbildung 3.1 zeigt das Verhältnis zwischen den Kriterien „Dichter Rand“ und „Randspalt“ vor und nach Thermocycling an verschiedenen Randabschnitten für alle Polymerisationsverfahren.

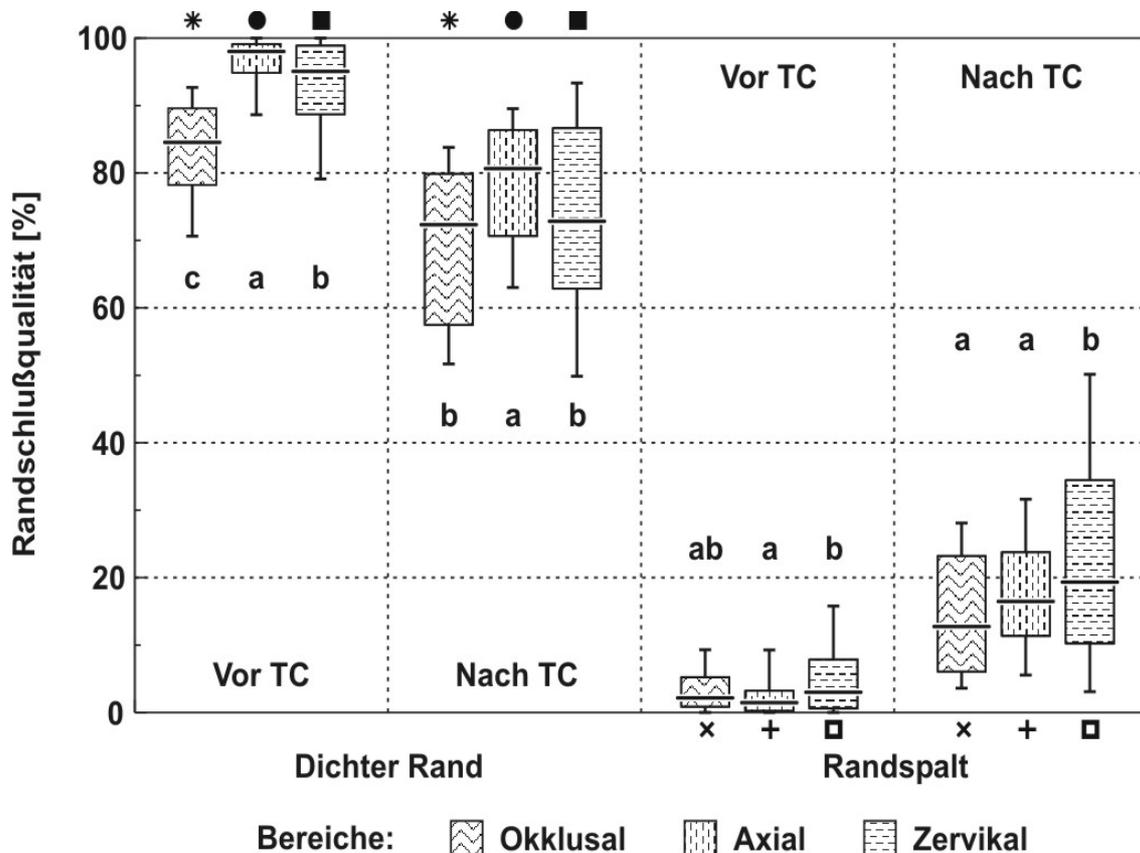


Abb. 3.1 Randschlußqualität vor und nach Thermocycling. Auf der Ordinate sind die Randanteile in % der gesamten Randlänge aufgetragen. Auf der Abszisse sind die Randqualitäten aufgeführt. Die Ergebnisse der statistischen Analyse sind wie folgt dargestellt: Gleiche geometrische Symbole stehen für einen signifikanten Unterschied vor und nach Thermocycling, unterschiedliche Buchstaben für einen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Füllungsrandabschnitten.

Vor Thermocycling war der höchste Prozentsatz für „Dichter Rand“ an dem axial verlaufenden Anteil des Füllungsrandes zu beobachten (Medianwert: 98,0 %), gefolgt von dem zervikalen und okklusalen Bereich (95,1 % und 84,5 %). Alle Unterschiede waren statistisch signifikant ($P < 0,05$). Nach der Temperaturwechselbelastung wurde für alle Randanteile ein signifikant niedrigerer Anteil an dem Kriterium „Dichter Rand“ gefunden ($P < 0,05$). Die

Reihenfolge der verschiedenen Randabschnitte war wie vor Thermocycling: Die axialen Segmente zeigten die höchste Qualität (80,7 %), wiederum gefolgt von den zervikalen (72,8 %) und den okklusalen Füllungsrandern (72,3 %). Vor der Temperaturwechselbelastung war der Medianwert für das Kriterium „Randspalt“ gering und rangierte zwischen 1,5 % für den axialen und 3,0 % für den zervikalen Füllungsrandanteil, der Unterschied zwischen beiden Randabschnitten ist signifikant ($P < 0,05$). Der okklusale Anteil lag mit 2,2 % dazwischen, war aber von den übrigen beiden nicht signifikant verschieden. Nach Thermocycling zeigten alle Füllungsrandsegmente einen signifikant höheren Prozentsatz für „Randspalt“ ($P < 0,05$). Hierbei war die Qualität des zervikalen Füllungsrandes mit einem „Randspalt“-Anteil von 19,3 % schlechter als an den axialen (16,5 %) und okklusalen (12,7 %) Abschnitten.

Zur einfacheren Darstellung werden die sechs Versuchsreihen im Weiteren wie folgt abgekürzt:

Std	Versuchsreihe 1: ESPE Elipar® Trilight Standard
Step	Versuchsreihe 2: ESPE Elipar® Highlight
Ramp	Versuchsreihe 3: ESPE Elipar® Trilight Exponential
Pulse	Versuchsreihe 4: Bisco's VIP – The Pulse-Delay Cure Technique®
PAC	Versuchsreihe 5: American Dental Technologies – The Plasma ARC Curing System®
APO	Versuchsreihe 6: DMDS Apollo 95 E

3.2.1 „Dichter Rand“ vor Thermocycling

Signifikante Unterschiede beim Vergleich der Polymerisationsverfahren wurden für die axialen und zervikalen Abschnitte ($P < 0,01$) und für den gesamten Rand ($P < 0,05$) beobachtet (Abb. 3.2). Betrachtet man den axial verlaufenden Füllungsanteil separat, erbrachte die in der Versuchsreihe APO getestete Polymerisation einen höheren Anteil an einwandfreiem Rand als die in der Versuchsreihe PAC verwendete Methode. Am zervikalen Füllungsrand war das Polymerisationsgerät DMDS Apollo 95 E den Versuchsreihen Std, Ramp und Pulse überlegen. Hinsichtlich des gesamten Füllungsrandes besteht zwar ein signifikanter Unterschied zwischen den Polymerisationsverfahren ($P < 0,05$). Es war jedoch nicht möglich, mit Hilfe des Nemenyi-Tests die für den signifikanten Unterschied verantwortlichen Gruppen zu identifizieren. Tendenziell war aber auch hier festzustellen, daß APO-Füllungen einen höheren Prozentsatz „Dichten Randes“ aufwiesen als Restaurationen aus der Versuchsreihe Pulse. Der Unterschied zwischen den Ergebnissen der okklusalen und axialen Segmente war statistisch signifikant für die Versuchsreihen Step, Ramp, Pulse und APO. Dabei wies der okklusale Füllungsabschnitt einen geringeren Anteil an „Dichtem Rand“ auf als der axial verlaufende Rand. Der Vergleich zwischen okklusalem und zervikalem Füllungsrand ergab nur für die Polymerisation mit dem Lichtgerät DMDS Apollo 95 E einen signifikanten Unterschied, auch hier schnitt das okklusale Segment mit einem niedrigeren Prozentsatz dichten Randes ab.

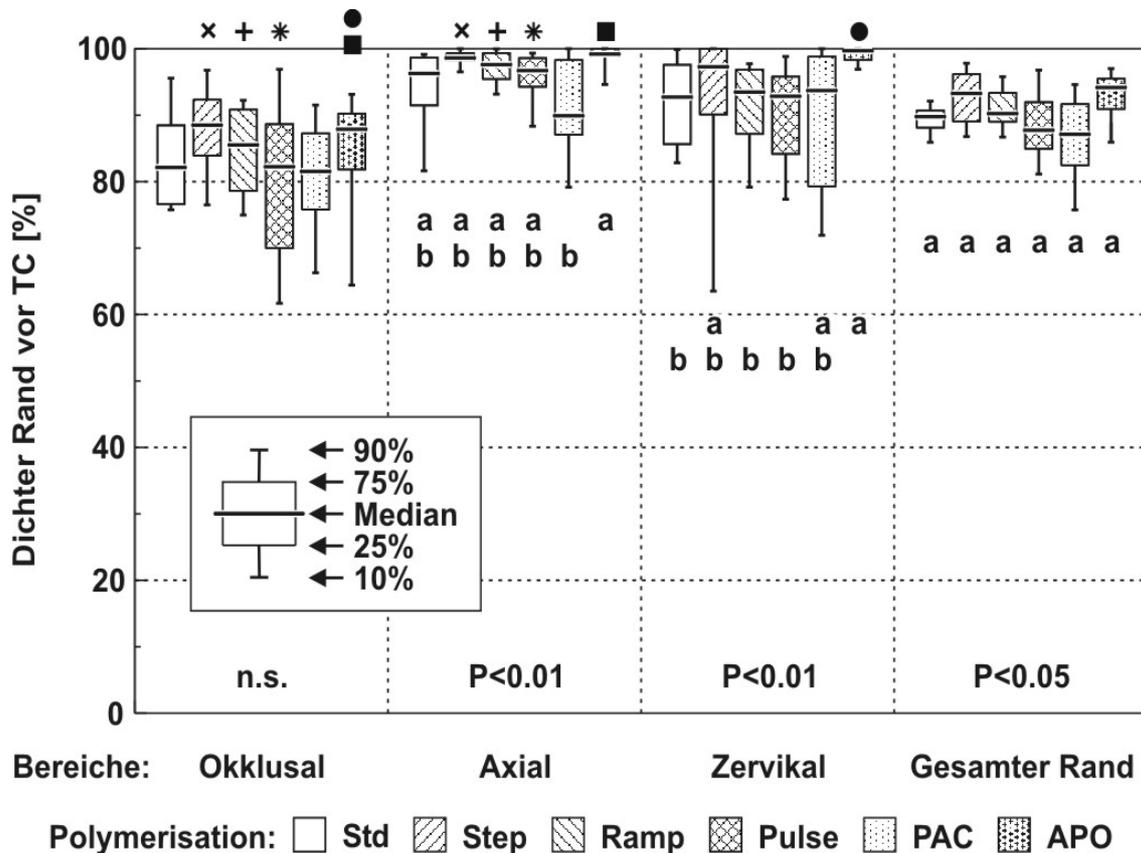


Abb. 3.2 Anteil des Kriteriums „Dichter Rand“ vor Thermocycling. Auf der Ordinate ist der Randanteil in % des jeweiligen Randabschnitts aufgetragen. Auf der Abszisse sind die verschiedenen Füllungsrandsegmente dargestellt. Darstellung der statistischen Ergebnisse: Unterschiedliche geometrische Symbole stellen einen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Füllungsrandabschnitten dar, unterschiedliche Buchstaben zwischen den verschiedenen Versuchsreihen.

3.2.2 „Dichter Rand“ nach Thermocycling

Nach der Temperaturwechselbehandlung wurden für alle Kombinationen von Füllungsrandsegmenten und Polymerisationsverfahren niedrigere Prozentsätze des Kriteriums „Dichter Rand“ beobachtet ($P < 0,05$; Abb. 3.3).

Bei den verschiedenen Polymerisationsverfahren wurden signifikante

Unterschiede für die axialen Segmente ($P < 0,001$) und für den gesamten Füllungsrand ($P < 0,05$) erzielt. Am axialen Rand produzierte das Polymerisationsgerät Apollo 95 E einen höheren Anteil an „Dichtem Rand“ als die in den Versuchsgruppen Std, Pulse oder PAC verwendeten Apparate. Am gesamten Rand erbrachte APO einen besseren Randschluß als die Puls-Polymerisation. Tendenziell ist okklusal eine schlechtere Randqualität nach Puls-Polymerisation erkennbar. Tendenziell ist okklusal eine schlechtere Randqualität nach Puls-Polymerisation erkennbar. An den zervikalen Rändern sind auch tendenzielle Unterschiede nicht festzustellen.

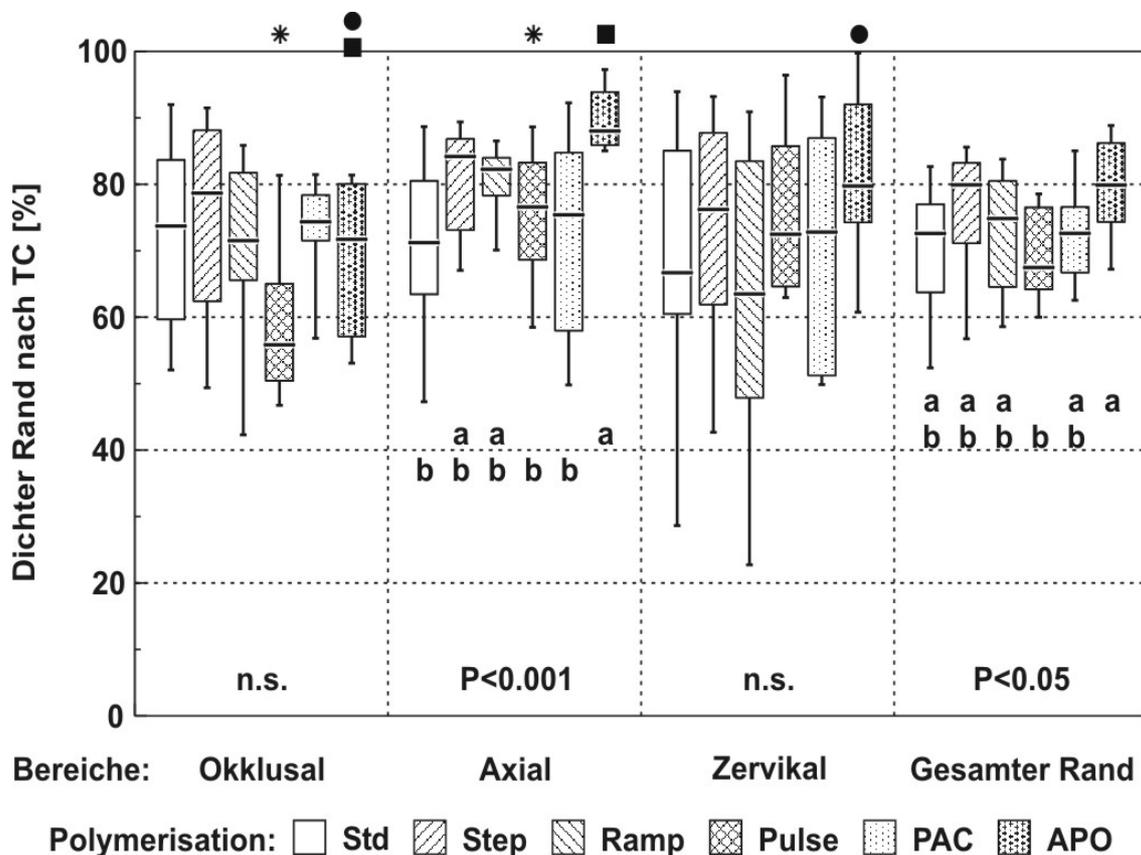


Abb. 3.3 Anteil des Kriteriums „Dichter Rand“ nach Thermocycling. Darstellung entsprechend Abb. 3.2.

Am axial verlaufenden Abschnitt wurden mit dem Lichtgerät Apollo 95 E und dem Puls-Verfahren in der Versuchsreihe Pulse höhere Werte erzielt als am

okklusalen Füllungsrand. Auch der zervikale Randanteil in der Versuchsreihe APO wies einen höheren Prozentsatz an „Dichtem Rand“ auf als der okklusal verlaufende Abschnitt.

3.2.3 „Randspalt“ vor Thermocycling

Abbildung 3.4 gibt den prozentualen Anteil des Füllungsrandkriteriums „Randspalt“ vor der Temperaturwechselbelastung wieder.

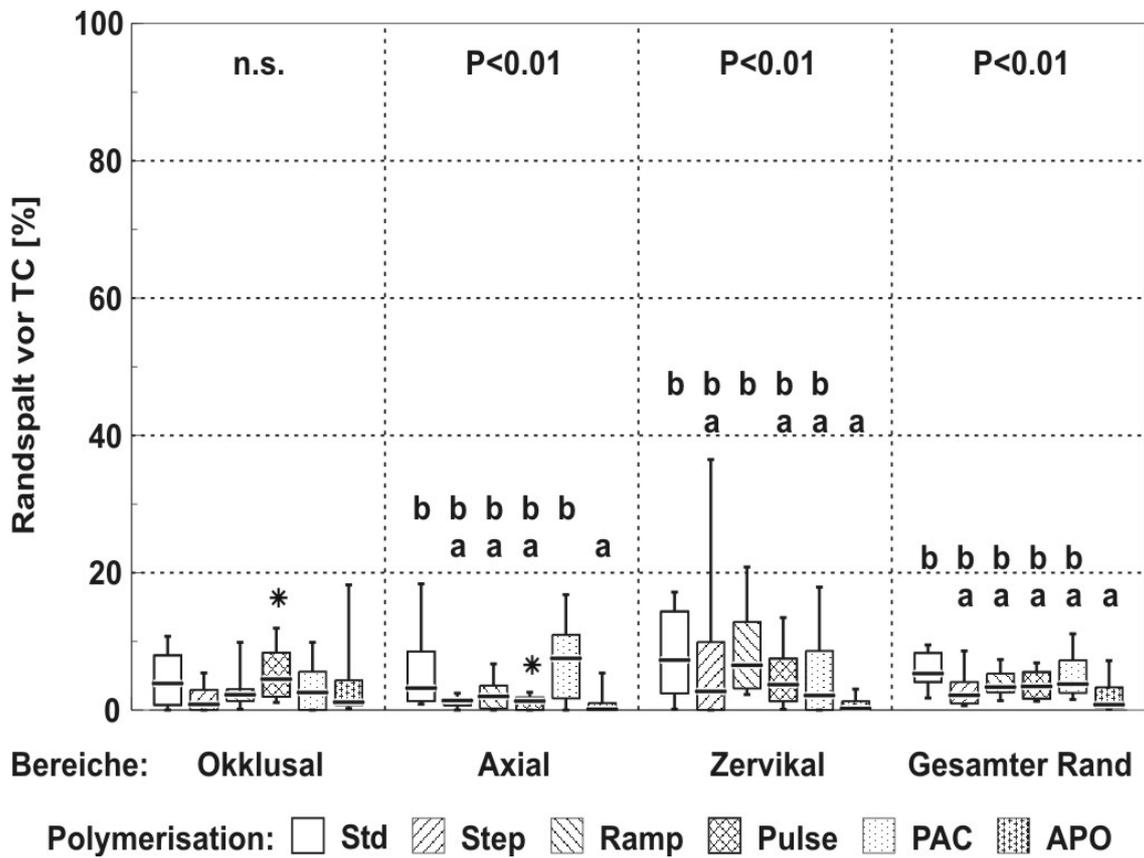


Abb. 3.4 Anteil des Kriteriums „Randspalt“ vor Thermocycling. Darstellung entsprechend Abb. 3.2.

Für den kompletten Rand und für die axialen und zervikalen Randabschnitte stellte sich heraus, daß mit dem Gerät DMDS Apollo 95 E ausgehärtete Restaurationen einen niedrigeren Anteil an Randspalten aufwiesen als Füllungen, die mit der Polymerisationslampe ESPE Elipar® Trilight im Standard-Modus bestrahlt worden waren ($P < 0,05$). Axial zeigten Füllungen aus den Versuchsreihen PAC, am zervikalen Rand Restaurationen aus der Gruppe Ramp mehr Randspaltbildungen als solche aus der Versuchsgruppe APO. Kein signifikanter Unterschied konnte am okklusalen Füllungsrand bei den verschiedenen Polymerisationsgruppen festgestellt werden.

Statistisch signifikant war der Unterschied zwischen den Ergebnissen der okklusalen und axialen Segmente nur für die Versuchsreihe Pulse ($P < 0,05$). Hier zeigte sich im okklusalen Teil eine höhere Anzahl an Randspalten. Bei allen anderen Polymerisationsgruppen fiel die statistische Bewertung der Unterschiede nicht signifikant aus.

3.2.4 „Randspalt“ nach Thermocycling

Nach der Temperaturwechselbelastung wurden signifikante Unterschiede im Hinblick auf das Vorhandensein eines „Randspalts“ für die verschiedenen Parameter beobachtet (Abb. 3.5).

Okklusal wies die Versuchsreihe Step eine geringere Anzahl an „Randspalten“ auf als die Versuchsreihe Pulse ($P < 0,05$), im axialen Abschnitt konnten mit dem Polymerisationsgerät DMDS Apollo 95 E Restaurationen mit einem geringeren Prozentsatz an Randspalten produziert werden als mit den Lampen der Gruppen Std und PAC ($P < 0,001$) und am gesamten Rand war die Randqualität der APO-Füllungen besser als die der Std-Füllungen ($P < 0,05$). Im Bereich des zervikalen Randes wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede im Bezug auf das Polymerisationsverfahren nachgewiesen.

Auch konnte nach Thermocycling kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Füllungsrandabschnitten beobachtet werden.

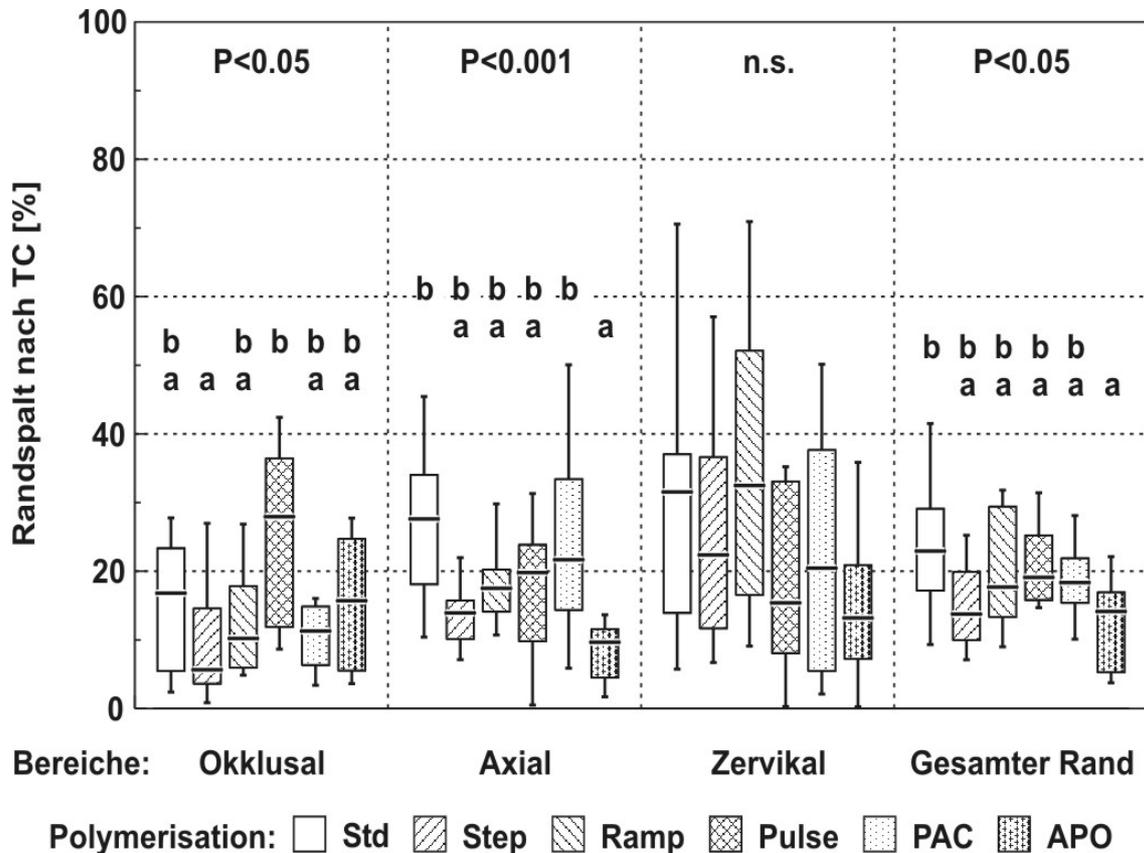


Abb. 3.5 Anteil des Kriteriums „Randspalt“ nach Thermocycling. Darstellung entsprechend Abb. 3.2.

3.3 Funktionelle Untersuchung mittels Farbstoffpenetration

Die Ergebnisse der Farbstoffpenetration sind in Abbildung 3.6 dargestellt.

In diesem Untersuchungsabschnitt konnte ebenfalls kein Unterschied von statistischer Signifikanz zwischen der Verwendung einer Metall- oder Kunststoffmatrize im zervikalen Teil der Füllungen nachgewiesen werden. Ebenso wurde kein Unterschied im Hinblick auf die Eindringtiefe des Farbstoffes zwischen der Arbeits- oder Scherhöckerseite des okklusalen Füllungsrandes beobachtet ($P > 0,05$). Daher wurden alle zervikalen und okklusalen Ergebnisse für die Auswertung zusammengefasst.

Am okklusalen Rand der Restaurationen war die Farbstoffpenetration in der

Versuchsreihe Pulse höher als in der Step-Gruppe ($P < 0,05$). Zervikal waren die Unterschiede zwischen den verschiedenen Untersuchungsgruppen nicht statistisch signifikant.

Die Bestrahlung im Puls-Polymerisationsverfahren ausgenommen, wurde zervikal ein höherer Grad an Farbstoffpenetration nachgewiesen als okklusal. Die Unterschiede waren im Fall der Step- und Ramp-Aushärtung signifikant, bei den übrigen Polymerisationsverfahren waren sie tendenziell zu beobachten.

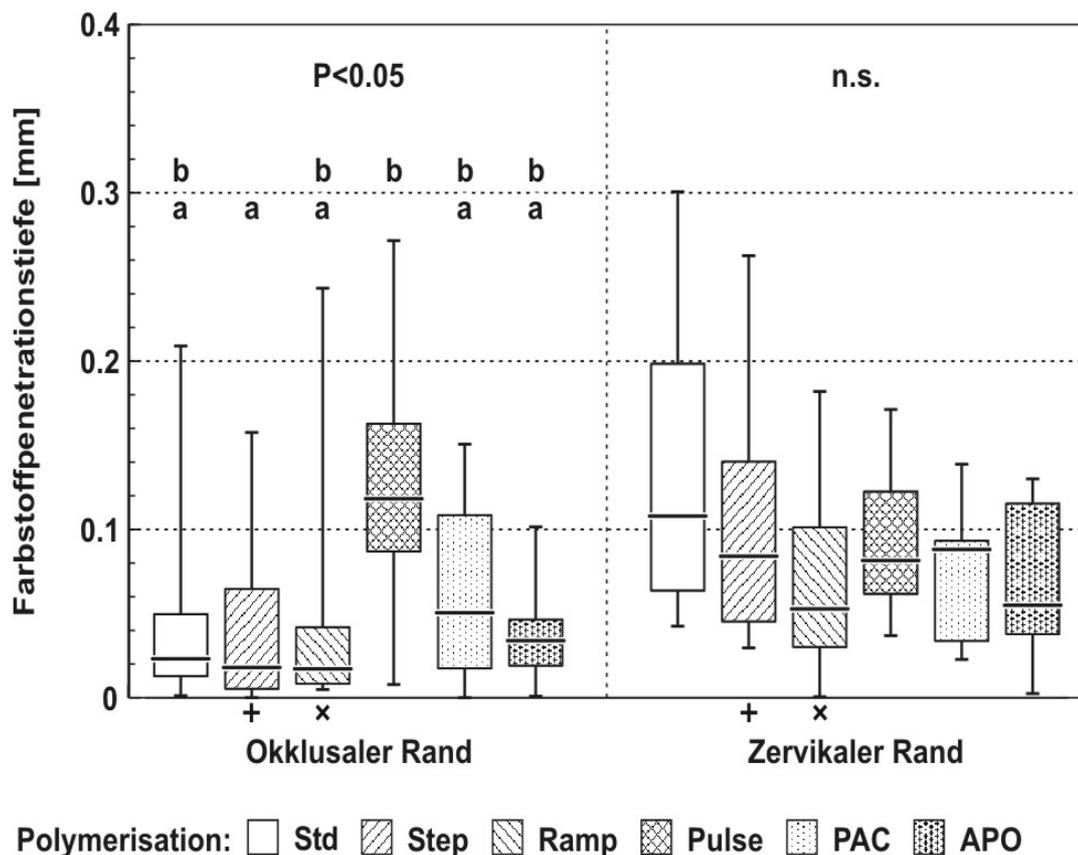


Abb. 3.6 Ergebnisse der Farbstoffpenetration nach Thermocycling. Der Ordinate entsprechend sind die mittleren Penetrationstiefen in $\text{mm} \pm$ Standardabweichung aufgetragen. Auf der Ordinate sind die verschiedenen Randabschnitte dargestellt. Die Wiedergabe der verschiedenen Versuchsreihen und der statistischen Ergebnisse erfolgte wie in Abb. 3.1.

4 DISKUSSION

In der vorliegenden Studie wurden verschiedene Lichthärtegeräte und Polymerisationsverfahren zur Aushärtung standardisierter, schmelzbegrenzter Klasse II-Kompositfüllungen verwendet und hinsichtlich folgender Arbeitshypothese untersucht: Softstart-Verfahren sollen die Füllungsrandqualität und -dichtheit verbessern und, im Gegensatz dazu, sollen diese bei Verwendung einer Plasmalampe verschlechtert werden.

Die Resultate dieser Untersuchung konnten jedoch eine generelle Überlegenheit der Softstart-Polymerisation bzw. Unterlegenheit von Plasmalichtgeräten nicht belegen.

In dieser Arbeit wurden zwei in der zahnmedizinischen Forschung bewährte Verfahren zur Beurteilung der Randdichtheit bzw. der Randqualität von In-vitro-Kompositrestaurationen angewandt. Die Randdichtheit von Kompositfüllungen wurde mittels Farbstoffpenetration und deren Randqualität anhand der Rasterelektronenmikroskop-Untersuchung überprüft.

4.1 Bewertung der Methode

4.1.1 Allgemeine Problematik von In-vitro-Studien

Die Randspaltbildung und das dadurch ermöglichte Eindringen von Mikroorganismen soll nicht nur durch die Verwendung adhäsiver Restaurationssysteme, sondern auch durch die Wahl eines geeigneten Polymerisationsverfahrens verhindert werden. Eine Verbesserung der marginalen Adaptation kann zum einen durch immer besser werdende Dentinadhäsivsysteme (*Retief et al.* 1994; *Swift et al.* 1995) und durch Einsatz von Kompositen mit niedrigerem Elastizitätsmodul erreicht werden. Zum

anderen stellt auch die Benutzung geeigneter Lichtquellen eine Optimierungsmöglichkeit dar (*Ernst et al.* 1997; *Reinhardt* 1991a; *Unterbrink & Muessner* 1995). Unter klinischen Bedingungen treten einige Probleme auf, die die Herstellung einer einwandfreien Restauration erschweren: schwierige Zugänglichkeit und Trockenlegung in zervikalen Zahnanteil, erschwerte Ausrichtung des Lichtleiters der Polymerisationslampe und Ausstrom von Dentinliquor. Dieser bei Zähnen mit vitaler Pulpa auftretende Flüssigkeitsaustritt beeinträchtigt die Adaptation hydrophober Monomere (*Qvist & Qvist* 1987). Ursache für den Dentinliquorausstrom ist der intrapulpale Druck von 20–30 mmHg. Andererseits bewirkt Karies eine Sklerosierung des Dentins. Am Boden einer Karieskavität ist die Permeabilität viel geringer als in der Umgebung (*Pashley & Pashley* 1991). In dem vorliegenden Versuchsaufbau wurde der hydrostatische Pulpadruck nicht simuliert.

Auch das Alter der in den Versuchsreihen verwendeten Zähne bzw. deren morphologische Variabilität (*Mixson et al.* 1993) und die Lagerung der extrahierten Zähne ist unbedingt zu berücksichtigen, will man die Ergebnisse von In-vitro-Studien auf die klinische Situation übertragen (*Finger* 1988; *O'Brien et al.* 1988). In wissenschaftlichen Untersuchungen werden in vitro meistens extrahierte Weisheitszähne oder Prämolaren, die aus kieferorthopädischen Gründen entfernt wurden, verwendet. Bei solchen Zähnen findet man vornehmlich junges Dentin mit weiten Tubuli, wenig intertubulärer Hartschicht und ohne Sklerosierungen. Dies stellt einen Unterschied zu vielen klinischen Situationen dar.

Daher kann man aus in vitro gewonnenen Ergebnissen nur bedingt Rückschlüsse auf die klinische Situation ziehen.

4.1.2 Randbeurteilung im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Die qualitative und quantitative Beurteilung der Randschlussqualität gilt als Standarduntersuchungsmethode, da der klinische Langzeiterfolg einer

Kompositfüllung direkt von der Abdichtung am Restaurationsrand abhängig ist. Zur Beurteilung hat sich die Oberflächenanalyse von Replika im REM bewährt (*Blunck & Roulet 1989; Krejci & Lutz 1991*). Da die Kunstharzreplika im REM unter Hochvakuum keiner Veränderung unterliegen, schließt dieses Analyseverfahren eine Artefaktbildung aus. Im Gegensatz hierzu führen Untersuchungen an natürlichen Zähnen im Rasterelektronenmikroskop unter Hochvakuum durch Wasserentzug zu Deformationen und Rissbildungen und verfälschen so das Untersuchungsergebnis. Durch die zerstörungsfreie Replikatechnik ist vor und nach Thermocycling eine Analyse im REM möglich. Ebenso wird eine gegenseitige Beeinflussung der quantitativen Randanalyse und anderer Untersuchungen wie der Farbstoffpenetration ausgeschlossen.

Zur Beurteilung der Randschlussqualität wird meist die Randspaltlänge im Verhältnis zur Gesamtlänge des Füllungsrandes berechnet (*Airoidi et al. 1992; Blunck & Roulet 1989; Krejci & Lutz 1991; Krejci et al. 1993*). Andere Autoren bevorzugen die mittlere Randspaltbreite (*Torstenson & Oden 1989*) oder die maximale Randspaltbreite (*Finger & Ohsawa 1987; Hansen 1984; Hansen 1986a; Hansen 1986b*) als Maß für die Randschlussqualität. Die Bestimmung der Spaltlänge scheint für die Beurteilung der Dauerhaftigkeit des Komposit-Dentin-Verbundes besser geeignet zu sein als die Messung der Spaltbreite. Eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen Füllung und Zahn über eine weite Strecke dürfte nämlich ungünstiger sein als die lokale Verbreiterung eines vorhandenen Spaltes. Eine Messung der Spalttiefe ist im REM trotz dreidimensionaler Darstellung nicht möglich, es kann nur die Oberfläche analysiert werden. Der Randspalt stellt die Schwachstelle einer Füllung dar und kann zu späteren Verfärbungen und einer eventuellen Sekundärkaries führen. Ungeklärt ist allerdings noch, ab welcher Spaltbreite bzw. -tiefe eine Bakterienkolonisation stattfinden kann.

4.1.3 Farbstoffpenetration

Bei der Untersuchung der Randdichtheit adhäsiver Restaurationen stellt der Farbstoffpenetrationstest heute ein Standardverfahren dar. Als Vorteil dieser Methode ist der geringe Aufwand zu sehen (*Pashley & Pashley* 1991). Nachteilig hingegen ist, daß die Auswertung des Farbstoffpenetrationstests die Zerstörung der Testzähne erfordert. Bisherige Auswertungsmethoden werden zunehmend als unzureichend eingestuft (*Gale et al.* 1994; *Gale & Darvell* 1997; *Gwinnett et al.* 1995). Bemängelt wird die Auswertung des Farbstoffpenetrationstests mittels einfacher Schnittebenen aufgrund der unzureichenden Erfassung des vollen Ausmaßes der Randspaltbildung. In den vergangenen Jahren versuchte man, Randspalten räumlich, also dreidimensional zu erfassen und damit die Untersuchungsergebnisse zu verbessern. Lösungsansätze wurden von mehreren Autoren geboten: Anhand digitalisierter Bilder von Serienschnitten untersuchten *Gale et al.* (1994) computergestützt die Restaurationsspalten. In einer anderen Untersuchung wurden Probenzähne durch Behandlung mit Chemikalien vollständig transparent gemacht und anschließend die Farbstoffpenetration mittels Stereomikroskop bestimmt (*Marinelli & Eichmiller* 1993). Beide Verfahren erwiesen sich als gleich effektiv (*Gwinnett et al.* 1995) und wurden in dieser Studie als der zweidimensionalen Technik überlegen bewertet. Im Gegensatz dazu kommen *Marinelli & Eichmiller* (1993) zu der Schlußfolgerung, daß die konventionelle zweidimensionale Schnitttechnik ebenso akkurat wie die 3 D-Methode ist.

Als Penetrationsmedium hat sich in der Vergangenheit Silbernitrat (AgNO_3) bewährt (*Barkhordar & Stark* 1990; *Barkhordar et al.* 1992; *Kanca* 1989; *Prati et al.* 1994). In allen oben genannten Untersuchungen wurden die Versuchszähne in einer 50 Gew.-%igen Lösung von AgNO_3 in destilliertem Wasser für mehrere Stunden unter Lichtausschluß gelagert. Nach Belichtung und Behandlung mit einem Filmentwickler wurden die Zähne in mehrere Fragmente zersägt und abschließend unter einem Mikroskop ausgewertet. Vorteil dieser

Methode im Vergleich zu Penetrationsverfahren mit anderen Mitteln wie z.B. basischer Fuchsinlösung oder Methylenblau ist, daß die in den Randspalt eingelagerten Silberkristalle beim Sägen der Proben nicht ausgewaschen werden.

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Farbstoffpenetrationstiefe unter einem Auflichtmikroskop an jeweils acht Messpunkten zwischen Schmelz und Füllung in mm gemessen. Somit gibt sie Aufschluß über die Abdichtung am Füllungsrand.

Ungeklärt ist, ob Speichel oder andere Flüssigkeiten, die bei der Nahrungsaufnahme mit dem Füllungsrand in Kontakt kommen, dasselbe Penetrationsvermögen wie die im Versuch verwendete Silbernitratlösung besitzen. Deshalb dürfen die Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests nur bedingt auf klinische Verhältnisse übertragen werden. Ein direkter Zusammenhang zwischen Penetrationstiefe und Randspatllänge bzw. -breite konnte bisher nämlich nicht nachgewiesen werden (*Roulet 1987; Söderholm 1991*).

4.1.4 Künstliche Probenalterung durch Thermocycling

Von großer Bedeutung für die Beurteilung der Beständigkeit des Komposit-Schmelz-Verbundes ist die künstliche Probenalterung durch Wasserlagerung und zyklische Temperaturwechselbelastungen. Dieses Verfahren simuliert die üblicherweise im Mund vorkommenden Belastungen zwar nur ansatzweise, stellt allerdings einen guten Kompromiß in Hinsicht einfacher Realisierbarkeit dar. Die in der vorliegenden In-vitro-Studie gewählte Anzahl der Zyklen, die Verweildauer in den Wasserbädern und die Temperaturdifferenz zwischen den beiden Bädern orientieren sich an den in anderen Untersuchungen verwendeten Einstellungen (*Airoidi et al. 1992; Haller et al. 1993b; Hofmann et al. 2003*).

Die thermische Wechselbehandlung übt eine mechanische Belastung auf den

Komposit-Schmelz- bzw. Komposit-Dentin-Verbund aus (Feilzer et al. 1990a; Feilzer et al. 1990b; Momoi & McCabe 1994), wodurch eine Randspaltbildung und somit eine Verschlechterung der Randqualität erfolgen kann. Dies ist vornehmlich durch die unterschiedlichen Expansionskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Komposit bedingt (Janda 1988), durch welche ein unterschiedliches Kontraktions- bzw. Expansionsverhalten beider Komponenten resultiert. Besonders während der Abkühlphasen entstehen Zugspannungen auf die Verbundschicht (Janda 1990).

Beim Erreichen des Gelpunktes sind die Polymerketten mehr oder weniger ungeordnet. Durch Wärmezufuhr während des Thermocyclings kann es zu einer räumlichen Umorientierung der Polymerketten und zu einer dadurch hervorgerufenen Schrumpfung kommen. Auf Dauer kann all dies Riß- und Spaltbildungen zur Folge haben.

Nach wie vor bleibt die Übertragung der In-vitro-Ergebnisse auf klinische Verhältnisse problematisch. Untersuchungen dieser Art stellen aber trotzdem ein wichtiges Hilfsmittel zur Begutachtung neuer Materialien und Methoden vor dem klinischen Einsatz dar.

4.2 Beurteilung der Untersuchungsergebnisse

4.2.1 Morphologische Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Betrachtet man die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, stellt man fest, daß die Füllungsränder vor Thermocycling mit einem „Dichten Rand“ von 92,5 % im Mittel eine sehr gute Randschlussqualität aufwiesen. Die nach künstlicher Alterung durchgeführte Randanalyse ergab bei allen Gruppen eine Verschlechterung der Randqualität, hier betrug der Anteil an „Dichtem Rand“ nur noch im Mittel 75,3 %. Dabei schnitt sowohl vor, als auch nach Thermocycling das axiale Segment am besten ab, gefolgt vom zervikalen und

okklusalen Abschnitt. Die Ergebnisse hinsichtlich des Kriteriums „Randspalt“ fielen erwartungsgemäß umgekehrt dazu aus: Vor der Temperaturwechselbehandlung wurde ein Mittelwert von 2,2 % erzielt, danach lag dieser bei 16,2 %. Hierbei zeigte der zervikale Füllungsrand die schlechteste Randschlußqualität.

Das Kriterium „Dichter Rand“ vor Thermocycling betreffend erzielte das Polymerisationsgerät DMDS Apollo 95 E mit einer Bestrahlungszeit von jeweils 2x 3 s die besten Ergebnisse. Es war, je nach begutachtetem Randabschnitt, den Vergleichsgruppen signifikant oder tendenziell überlegen. Auch bei der Auswertung des „Randspalt“-Anteils zeigten Restaurationen, die mit dem Plasmagerät Apollo 95 E polymerisiert worden waren, die beste Randqualität. Sie übertrafen signifikant das Niveau der Füllungen, die mit dem Plasma ARC Curing System® oder dem ESPE Elipar® Trilight im Standard- oder Exponential-Modus ausgehärtet wurden.

Auch in der Analyse nach Temperaturwechselbelastung beobachtete man bei den Füllungen aus der Versuchsgruppe APO die beste Randschlußqualität. Im Hinblick auf den „Dichten Rand“ war diese Reihe der Kontrollgruppe Std, dem Puls-Polymerisationsverfahren und dem Plasmagerät mit niedrigerer Energie deskriptiv überlegen. Okklusal wurde tendenziell das schlechteste Ergebnis mit dem Puls-Verfahren erzielt. Die Auswertung der Qualität „Randspalt“ nach Thermocycling bestätigte den Trend: Okklusal weist die Versuchsreihe Pulse die meisten Randspalten auf, an den übrigen Abschnitten erweist sich das Gerät Apollo 95 E wiederum als das beste.

Dies korreliert mit der Aussage einer anderen Studie, daß Plasmageräte mit hoher Strahlungsflussdichte zu besseren Randqualitäten führen (*Duret* 1999).

Hasegawa et al. (2001b) konnten bei der Untersuchung von Klasse V-Kompositfüllungen keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Randspaltbildung bei der Verwendung der Plasmageräte Plasma ARC Curing System® und DMDS Apollo 95 E und der konventionellen Halogenlampe Witelite nachweisen.

Im Gegensatz hierzu wurde in einer früheren Studie nachgewiesen, daß die

Randspaltbildung mit gesteigerter Polymerisationsintensität zunahm (*Unterbrink & Muessner* 1995). Auch *Stritikus & Owens* (2000) konnten eine schlechtere Randqualität bei Füllungen, die mit einer Plasmalampe polymerisiert wurden, als bei konventionell gehärteten Restaurationen nachweisen.

Möglicherweise lassen sich die in der vorliegenden Studie erzielten guten Resultate bei der Polymerisation mit Plasmalichtgeräten mit der Wahl des Bestrahlungsintervalls erklären. Eventuell war die in Versuchsreihe 6 gewählte Einstellung von 2x 3 s zu kurz. *Chen et al.* (2001) wiesen in einer Studie nach, daß bei der Polymerisation von Kompositen mit dem Gerät DMDS Apollo 95 E über ein Intervall von 2x 3 s die Schrumpfung gering war. Bei einer Bestrahlungszeit von 3x 3 s war die Polymerisationskontraktion allerdings ähnlich hoch wie bei 40-sekündiger Aushärtung mittels einer konventionellen Halogenlampe. Dies lässt den Schluß zu, daß die kürzere Bestrahlungszeit prinzipiell eine geringere Schrumpfung zur Folge hat und sich somit positiv auf die Randschlussqualität auswirkt. Ob dies negative Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften hatte, wurde in dieser Untersuchung nicht überprüft. Eine Studie, welche diese Eigenschaften untersuchte, erwies, daß die Polymerisation mit Plasmakurzbogenlampen keine optimalen Ergebnisse brachte (*Peutzfeldt et al.* 2000).

4.2.2 Farbstoffpenetrationstest

In der vorliegenden Untersuchung wurde, das Puls-Polymerisationsverfahren ausgenommen, zervikal ein höherer Grad an Farbstoffpenetration nachgewiesen als okklusal, obwohl beide Abschnitte im Schmelz lagen. Im Fall der Step- und Ramp-Aushärtung waren die Ergebnisse signifikant unterschiedlich, bei den übrigen Polymerisationsverfahren stellten sie einen Trend dar. Am okklusalen Rand der Füllungen konnte die Silbernitratlösung in der Versuchsreihe Pulse signifikant tiefer eindringen als in der Step-Gruppe. Zervikal konnte zwischen den verschiedenen Versuchsgruppen kein

signifikanter Unterschied beobachtet werden.

In einer ähnlichen Arbeit wurden Klasse V-Füllungen aus dem Material Herculite XRV in drei verschiedenen Versuchsgruppen wie folgt behandelt: Gruppe 1 wurde mit dem Gerät ESPE Elipar® Trilight 40 Sekunden lang mit 800 mW/cm² bestrahlt, Gruppe 2 wurde mit demselben Gerät im Exponential-Modus (gleichmäßiger Anstieg von 100 auf 800 mW/cm² in 15 s, 800 mW/cm² für 25 s) polymerisiert und Gruppe 3 wurde mit dem Gerät DMDS Apollo 95 E bei einer Leistung von 1570 mW/cm² dreimal 3 s lang ausgehärtet. Im Hinblick auf die Eindringtiefe im Farbstoffpenetrationstest zeigte sich zwischen den oben genannten Gruppen kein signifikanter Unterschied (*Hofmann et al.* 2003). Ebenso konnten *Stoll et al.* (2000) in einer Untersuchung von Klasse II-Füllungen, die mit den Kompositen Herculite XRV oder Z 100 MP hergestellt worden waren, keinen signifikanten Unterschied zwischen der Verwendung eines Halogen- oder eines Plasmalichtgeräte feststellen.

Im Gegensatz hierzu beobachteten *Kanca & Suh* (1999) bei okklusalen, also allseitig schmelzbegrenzten Restaurationen einen signifikant niedrigeren Grad an Farbstoffpenetration bei Verwendung einer geringen Strahlungsflussdichte (40 s bei 100 mW/cm²) als bei der Standardpolymerisation (40 s bei 600 mW/cm²). Tendenziell besser war das Ergebnis auch für die Puls-Polymerisation (2 s bei 300 – 350 mW/cm², anschließend 10 s bei 600 mW/cm²). Die Autoren führen das bessere Ergebnis auf eine verlängerte „Prä-Gelphase“ zurück, die ein Nachfließen von freien Füllungsflächen im Komposit ermöglicht. Auch bei Klasse I-Füllungen konnte ein signifikanter Unterschied ($P < 0,005$) zwischen verschiedenen Herstellungsverfahren festgestellt werden: Mit dem Plasma ARC Curing Light (10 s bei 1196 mW/cm²) gehärtete Z 100-Restaurationen wiesen eine höhere Farbstoffpenetration auf als solche, die mit einem konventionellen Ortholux Lichtgerät 40 Sekunden lang polymerisiert wurden (*Stritikus & Owens* 2000).

Die Resultate der vorliegenden Studie finden Bestätigung in Untersuchungen von *Friedl et al.* (2000), *Hasegawa et al.* (2001a) und *Sahafi et al.* (2001), widersprechen aber den Ergebnissen von Arbeiten anderer Autoren (*Feilzer et*

al. 1995; *Mehl et al.* 1997; *Uno & Asmussen* 1991; *Unterbrink & Muessner* 1995; *Yoshikawa et al.* 2001).

Diese gegensätzlichen Ergebnisse können eventuell mit den Unterschieden zwischen den verschiedenen angewandten Bestrahlungsverfahren erklärt werden, besonders in Betracht der Strahlungsintensität, die für die initiale Polymerisation verwendet wurde. *Unterbrink & Muessner* (1995) und *Feilzer et al.* (1995) verglichen kontinuierliche Belichtung mit niedriger Intensität von 250 mW/cm² mit Bestrahlung höherer Intensität von 450 oder 650 mW/cm², also 56 % oder 38 % des Maximalwertes. Beide Untersuchungen kamen zu dem Schluß, daß eine Polymerisation mit höherer Strahlungsflussdichte zu einer stärkeren Schrumpfung des Komposits und damit zu einer vermehrten Randspaltbildung führt. Optimale Randschlußqualitäten wurden in anderen Arbeiten erzielt, wenn die initiale Polymerisationsleistung 50 %, 70 % oder 45 % der endgültigen Bestrahlungsintensität lag (*Mehl et al.* 1997; *Uno & Asmussen* 1991; *Yoshikawa et al.* 2001).

Im Gegensatz hierzu verwendeten Studien, welche die Vorteile der Softstart-Polymerisation nicht bestätigen konnten, unter anderem die voreingestellte Stufenpolymerisationsmethode eines kommerziell erwerblichen Lichtgerätes (ESPE Elipar® Trilight) mit einer initialen Bestrahlung von 10 s mit 150 mW/cm² und anschließender Aushärtung über 30 s mit 800 mW/cm² (*Friedl et al.* 2000). Andere Autoren benutzten Intensitäten von 100 und 600 mW/cm² (*Hasegawa et al.* 2001a) oder von 100 und 750 mW/cm² (*Sahafi et al.* 2001). In diesen Untersuchungen betrug die initial verwendete Strahlungsflussdichte nur 19 %, 17 % oder 13 % der maximalen Intensität.

Diese Beobachtungen mögen die Hypothese aufstellen, daß die initiale Strahlungsintensität ungefähr 50 %, auf jeden Fall nicht unter 20 % des Maximalwertes betragen sollte, um eine gute Randschlussqualität zu erzeugen. Auf der anderen Seite setzte die Kontraktionsspannung bei Verwendung der Stufenpolymerisation später ein als bei Bestrahlung mit voller Intensität (*Bouschlicher et al.* 2000). Durch die Stufenpolymerisation steht mehr Zeit zur Verfügung, in welcher Komposit von freien Füllungsflächen nachfließen

kann. Hierdurch treten weniger Spannungen auf und es wird eine positive Auswirkung auf die Restaurationsrandqualität erwartet.

Die Softstart-Verfahren der vorliegenden Studie starteten mit 17,6 % (Step) oder 12,5 % (Ramp) der Maximalleistung und wiesen damit niedrigere Anfangsintensitäten auf als die oben besprochenen Stufenpolymerisationsverfahren, mit denen eine Verbesserung der Randqualität erzielt wurde. Wahrscheinlich ist dieser Unterschied der Grund dafür, daß die anfänglich aufgestellte Hypothese bezüglich der besseren Randqualität bei Softstart-Polymerisation nicht bestätigt werden konnte.

Im Gegensatz zum Softstart-Verfahren bewirkt die Aushärtung bei hoher Intensität mittels einer Plasmalampe einen sofortigen Start und einen schnellen Aufbau der Schrumpfungsspannungen. Allerdings konnten in dieser Studie größere prozentuale Anteile an Randspaltbildungen oder eine tiefere Farbstoffpenetration nicht beobachtet werden. Dies bestätigt die Ergebnisse früherer Untersuchungen von Klasse II- und Klasse V-Füllungen (*Hasegawa et al. 2001b; Stoll et al. 2000*).

5 ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurden verschiedene Polymerisationsgeräte und –verfahren hinsichtlich ihrer Auswirkung auf die Randschlussqualität und Randsdicke von Klasse II-Kompositfüllungen untersucht. Ziel der Arbeit war es, zu prüfen, ob einerseits die Softstart-Polymerisation gegenüber der Standardpolymerisation mit Halogenlampen sich vorteilhaft auf die Randqualität und ob andererseits, im Gegensatz dazu, eine Aushärtung mit hoher Lichtintensität mittels Plasmalichtgerät die Qualität des Füllungsrandes verschlechtert.

Hierzu wurden an 60 kariesfreien menschlichen Molaren standardisierte, allseitig schmelzbegrenzte Klasse II-Kavitäten präpariert. Diese wurden selektiv mit Phosphorsäure angeätzt und mit dem Adhäsivsystem OptiBond FL® behandelt. Die Herstellung der Füllungen wurde am approximalen Rand mit einer dünnen Schicht des fließfähigen Komposits Revolution® begonnen und dann mehrschichtig mit dem Komposit Herculite XRV® fertiggestellt. Das Bonding und die Komposite wurden mit folgenden Geräten und Verfahren polymerisiert:

- ESPE Elipar® Trilight Standard (Kontrollgruppe)
- ESPE Elipar® Highlight – Stufenpolymerisation
- ESPE Elipar® Trilight – Exponentialmodus
- Bisco's VIP – The Pulse-Delay Cure Technique®
- American Dental Technologies – The Plasma ARC Curing System®
- DMDS Apollo 95 E

Von den Testzähnen wurden vor und nach künstlicher Alterung durch Thermocycling Kunstharz-Replika hergestellt. Diese wurden einer morphologischen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop unterzogen. Danach wurde die Randsdichtheit der Füllungen mittels Farbstoffpenetrationstest untersucht.

Die Ergebnisse der REM-Untersuchung dieser Studie zeigten, daß mit allen

getesteten Geräten sehr gute Restaurationen hinsichtlich der Randqualität vor künstlicher Alterung hergestellt werden konnten. Sowohl vor als auch nach der Temperaturwechselbelastung erzielten Füllungen, die mit dem Plasmalichtgerät DMDS Apollo 95 E ausgehärtet wurden, signifikant oder tendenziell eine bessere Randschlussqualität als Restaurationen der Kontrollgruppe, der Puls-Polymerisationsreihe und solcher, die mit einer Plasmalampe mit niedrigerer Intensität polymerisiert wurden.

Bei der Analyse des Farbstoffpenetrationstests wies nur das Puls-Polymerisationsverfahren im Vergleich zur Stufenpolymerisation mit dem Gerät ESPE Elipar Highlight® einen signifikant höheren Wert im Hinblick auf die Eindringtiefe des Farbstoffs auf. Zervikal drang in fast allen Gruppen der Farbstoff tiefer in den Restaurationsspalt ein als okklusal.

Die hier dargestellten Ergebnisse stehen mit einigen Berichten in der Literatur im Einklang, zu anderen stehen sie im Widerspruch. Dies lässt sich möglicherweise durch unterschiedliche in den Versuchen verwendete initiale Strahlungsintensitäten bei den Softstart-Verfahren erklären.

Zusammenfassend stellt man fest, daß die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit die Hypothese, daß Softstart-Polymerisation die Randqualität und Randdichte verbessert und diese, im Gegensatz dazu, bei Verwendung einer Plasmalampe verschlechtert wird, nicht bestätigen.

6 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

<i>HEMA</i>	2-Hydroxyethylmethacrylat
<i>Bis-GMA</i>	Bisphenol-glycidylmethacrylat
<i>PAMA</i>	Phtalsäure-monomethacrylat
<i>GPDM</i>	Glycerolphosphatdimethacrylat
<i>KC</i>	Kampferchinon
<i>GDMA</i>	Glycerol-dimethacrylat
<i>MMPAA</i>	Methacrylat-modifizierte Polyakrylsäure
<i>UEDMA</i>	Urethan-ethylen-glycol-dimethacrylat
<i>TEGDMA</i>	Triethylen-glycol-dimethacrylat
<i>EGDMA</i>	Ethylen-glycol-dimethacrylat
<i>EBDMA</i>	Ethylen-bisphenol-dimethacrylat

7 LITERATURVERZEICHNIS

Airoldi, R.L., Krejci, I., Lutz, F.: In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed Class V cavity preparations. *Quintessence Int* 23(5), 355-62 (1992).

Anderson, J.C.: *Materials science*, 2. Auflage, John Wiley & Sons, New York, 69 - 82 (1974).

Asmussen, E.: Setting time of composite restorative resins vs. content of amine, peroxide, and inhibitor. *Acta Odontol Scand* 39(5), 291-4 (1981).

Asmussen, E.: Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. *Oper Dent* 10(2), 61-73 (1985).

Barkhordar, R.A., Stark, M.M.: Sealing ability of intermediate restorations and cavity design used in endodontics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 69(1), 99-101 (1990).

Barkhordar, R.A., Stark, M.M., Soelberg, K.: Evaluation of the apical sealing ability of apatite root canal sealer. *Quintessence Int* 23(7), 515-8 (1992).

Blunck, U.: *Der Einfluß von Dentinhaftvermittlern auf die marginale Adaptation von Komposit-Füllungen im Dentin in vitro*. Med Diss, Berlin (1987).

Blunck, U., Roulet, J.F.: In vitro marginal quality of dentin-bonded composite resins in Class V cavities. *Quintessence Int* 20(6), 407-12 (1989).

Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer, D.B.: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10(2), 88-96 (1997).

Bouschlicher, M.R., Rueggeberg, F.A., Boyer, D.B.: Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 12(1), 23-32 (2000).

Bowen, R.L.: Compatibility of various materials with oral tissues. I.: The components in composite restorations. *J Dent Res* 58, 1493 (1979).

Brannstrom, M., Johnson, G.: Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 31(4), 422-30 (1974).

Bullard, R.H., Leinfelder, K.F., Russell, C.M.: Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc* 116(7), 871-4 (1988).

Caughman, W.F., Caughman, G.B., Shiflett, R.A., Rueggeberg, F., Schuster, G.S.: Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 12(8), 737-40 (1991).

Chappell, R.P., Spencer, P., Eick, J.D.: The effects of current dentinal adhesives on the dentinal surface. *Quintessence Int* 25(12), 851-9 (1994).

Chen, H.Y., Manhart, J., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Polymerization contraction stress of flowable restorative materials. *J Dent Res* 80 (SI) 608 (2001) Nr. 651.

Davidson, C.L., de Gee, A.J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63(2), 146-8 (1984).

Douglas, W.H.: Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 17(5), 209-15 (1989).

Duret, F.: Rapid photopolymerization of dental composites by means of plasma light. *Europ Dent Magazine* 97, 7-15 (1999).

Erickson, R.L.: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent Suppl* 5(81-94 (1992).

Ernst, C.-P., Kürschner, R., Willershausen, B.: Polymerisationsspannung in Kompositmaterialien bei Verwendung eines zweistufigen Lichtpolymerisationsgerätes *Acta Med Dent Helv*, Vol. 2, 8 (1997).

Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 69(1), 36-9 (1990a).

Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 6(3), 167-71 (1990b).

Feilzer, A.J., Dooren, L.H., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103(5), 322-6 (1995).

Ferracane, J.L.: Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 21(4), 441-52 (1994).

Finger, W.J., Ohsawa, M.: Effect of bonding agents on gap formation in dentin cavities. *Oper Dent* 12(3), 100-4 (1987).

Finger, W.J.: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1 Spec No(184-8 (1988).

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

Gale, M.S., Darvell, B.W., Cheung, G.S.: Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. J Dent 22(6), 370-5 (1994).

Gale, M.S., Darvell, B.W.: Controlling dentine penetration in computer microleakage tracer mapping. J Dent 25(2), 129-36 (1997).

Geis-Gerstorfer, J., Setz, J., Lin, W., Weber, H.: Polymerization shrinkage and water sorption of light-cured composite resin. J Dent Res 70 (Spec Iss), 740, Abstr No 2 (1991).

Goldmann, M.: Polymerization shrinkage of resin based restorative materials. Aust Dent J 28, 156 (1983).

Goodis, H.E., White, J.M., Gamm, B., Watanabe, L.: Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. Dent Mater 6(2), 99-102 (1990).

Gwinnett, J.A., Tay, F.R., Pang, K.M., Wei, S.H.: Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. J Prosthet Dent 74(6), 575-85 (1995).

Haller, B., Klaiber, B., Götze, W., Piatka, E.: Der Einfluß von Glasionomerkementen und Dentinadhäsiven auf die Randständigkeit zervikaler Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 42, 588 (1987).

Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Bloching, U.: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9(3), 191-7 (1993a).

Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Pfannkuch, A.: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 100 (1993b).

Hansen, E.K.: Effect of Scotchbond dependent on cavity cleaning, cavity diameter and cavosurface angle. *Scand J Dent Res* 92(2), 141-7 (1984).

Hansen, E.K.: Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J Dent Res* 65(11), 1319-21 (1986a).

Hansen, E.K.: Effect of three dentin adhesives on marginal adaptation of two light-cured composites. *Scand J Dent Res* 94(1), 82-6 (1986b).

Hasegawa, T., Itoh, K., Yukitani, W., Wakumoto, S., Hisamitsu, H.: Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent* 26(4), 389-95 (2001a).

Hasegawa, T., Itoh, K., Yukitani, W., Wakumoto, S., Hisamitsu, H.: Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent* 26(6), 585-90 (2001b).

Hofmann, N., Siebrecht, C., Hugo, B., Klaiber, B.: Influence of curing methods and materials on the marginal seal of class V composite restorations in vitro. *Oper Dent* 28(2), 160-7 (2003).

Janda, R.: Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern - Teil 1: Der Zahnschmelz. *Phillip J* 5, 210 (1988).

Janda, R.: Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. VCH Verlagsgesellschaft, Weinheim (1990).

Kanca, J., 3rd: Microleakage of five dentin bonding systems. Dent Mater 5(6), 415-6 (1989).

Kanca, J., 3rd, Suh, B.I.: Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. Am J Dent 12(3), 107-12 (1999).

Klaiber, B., Haller, B.: Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit. Dtsch Zahnärztl Z 43, 893 (1988).

Krejci, I., Lutz, F.: Mixed Class V restorations: the potential of a dentine bonding agent. J Dent 18(5), 263-70 (1990).

Krejci, I., Lutz, F.: Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. J Dent 19(1), 24-32 (1991).

Krejci, I., Kuster, M., Lutz, F.: Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. J Dent Res 72(2), 490-4 (1993).

Kullmann, K.: Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten. Zahnärztl Welt 96, 320 (1987).

Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.: Klinische Erfahrung mit Composites und Dentin-Adhäsiven im Seitenzahnbereich. I: Klinische Beurteilung von Composites. Phillip J 5, 12 (1988).

Lloyd, C.H., Joshi, A., McGlynn, E.: Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater 2(4), 170-4 (1986).

Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Setcos, J.C.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. J Dent Res 63(6), 914-20 (1984).

Marinelli, S.M., Eichmiller, F.: Comparing three dimensional vs. two dimensional evaluation of microleakage in composite restorations. J Dent Res 72, 197, Abstr. No. 748 (1993).

Mehl, A., Staunau, H., Schreyger, D., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: The influence of precuring on the material properties of composite resin. J Dent Res 74 (IADR Abstract 496), 462 (1995).

Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent 25(3-4), 321-30 (1997).

Mixson, J.M., Richards, N.D., Mitchell, R.J.: Effects of dentin age and bonding on microgap formation. Am J Dent 6(2), 72-6 (1993).

Momoi, Y., McCabe, J.F.: Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. Br Dent J 176(3), 91-6 (1994).

Noack, M.J.: Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 43, 295 (1988a).

Noack, M.J.: Randschluß von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. Dtsch Zahnärztl Z 43, 919 (1988b).

O'Brien, J.A., 3rd, Retief, D.H., Bradley, E.L., Denys, F.R.: Shear bond strength of a new dentin bonding restorative system. Dent Mater 4(4), 179-83 (1988).

Pashley, D.H.: Clinical considerations of microleakage. J Endod 16(2), 70-7 (1990).

Pashley, D.H., Pashley, E.L.: Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 4(1), 5-9 (1991).

Pearson, G.J., Longman, C.M.: Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. J Oral Rehabil 16(1), 57-61 (1989).

Peutzfeldt, A., Sahafi, A., Asmussen, E.: Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 16(5), 330-6 (2000).

Pilo, R., Cardash, H.S.: Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. Dent Mater 8(5), 299-304 (1992).

Prati, C., Tao, L., Simpson, M., Pashley, D.H.: Permeability and microleakage of Class II resin composite restorations. J Dent 22(1), 49-56 (1994).

Qvist, V., Qvist, J.: Replica patterns on composite restorations performed in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. Scand J Dent Res 95(1), 87-93 (1987).

Reinhardt, K.-J.: Der Einfluß der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 132-134 (1991a).

Reinhardt, K.-J.: Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46, 204-208 (1991b).

Retief, D.H., Mandras, R.S., Russell, C.M.: Shear bond strength required to prevent microleakage of the dentin/restoration interface. *Am J Dent* 7(1), 44-6 (1994).

Roeters, F.J., Opdam, N.J., Burgersdijk, R.C.: [Composite or amalgam? Not a black or white decision]. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 99(10), 371-4 (1992).

Roulet, J.F.: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 18(8), 543-52 (1987).

Rueggeberg, F., Tamareselvy, K.: Resin cure determination by polymerization shrinkage. *Dent Mater* 11(4), 265-8 (1995).

Rueggeberg, F.: Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 25), S4-15; quiz S73 (1999).

Rueggeberg, F.A., Craig, R.G.: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 67(6), 932-7 (1988).

Sahafi, A., Peutzfeldt, A., Asmussen, E.: Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent* 14(3), 145-7 (2001).

Sakaguchi, R.L., Berge, H.X.: Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* 26(8), 695-700 (1998).

Seichter, U.: REM-Untersuchungen über den zervikalen Randspalt bei Kompositrestaurationen mit Haftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 739 (1986).

Silikas, N., Eliades, G., Watts, D.C.: Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 16(4), 292-6 (2000).

Søderholm, K.J.: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 7(2), 74-83 (1991).

Stoll, R., Kook, K., Kunzelmann, K.H., Zofel, P., Stachniss, V.: Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in Class-II cavities. *Clin Oral Investig* 4(1), 42-9 (2000).

Stritikus, J., Owens, B.: An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *J Clin Pediatr Dent* 24(3), 221-7 (2000).

Suh, B.I., Feng, L., Wang, Y., Cripe, C., Cincione, F., de Rjik, W.: The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compend Contin Educ Dent* 20(2 Suppl), 4-12; quiz 13-4 (1999).

Swift, E.J., Jr., Perdigao, J., Heymann, H.O.: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 26(2), 95-110 (1995).

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

Torstenson, B., Oden, A.: Effects of bonding agent types and incremental techniques on minimizing contraction gaps around resin composites. *Dent Mater* 5(4), 218-23 (1989).

Uno, S., Asmussen, E.: Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99(5), 440-4 (1991).

Unterbrink, G.L., Muessner, R.: Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 23(3), 183-9 (1995).

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.: Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24(9), 641-58 (1993).

Yap, A.U., Soh, M.S., Siow, K.S.: Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent* 27(1), 81-7 (2002).

Yearn, J.A.: Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 35(3), 218-25 (1985).

Yoshikawa, T., Burrow, M.F., Tagami, J.: A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 17(4), 359-66 (2001).

8 HERSTELLERVERZEICHNIS

Auflichtmikroskop	Tessovar Zeiss West Germany D – 73447 Oberkochen
Autopolymerisat	Paladur® transparent Heraeus Kulzer GmbH, D – 61273 Wehrheim/Ts.
Bürstchen, siliciumcarbidhaltig	Occlubrush Hawe-Neos-Dental Dr. H. V. Weissenfluh AG CH – 6925 Gentilino
Dentinadhäsiv-System	OptiBond FL Kerr GmbH D – 76158 Karlsruhe
Diamantschleifer	# 836 KR.314.012, # 836 KR EF.314.012, # 863 EF.314.012 Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D – 32675 Lemgo
Einmal-Applikator	Kerr Applikator Tip Kerr GmbH D – 76158 Karlsruhe

Epoxidharz	Araldit® Ciba-Geigy CH – 4002 Basel
Füllinstrument	OP 3 CT Arnold Deppeler SA CH – 1180 Rolle
Graphitkleber	Leit-C® nach Göcke Conductive Carbon Cement Neubauer Chemikalien D – 65393 Walluf
Gummipolierer	rot: Alphaflex 0033RA-12 grün: Alphaflex 0133RA-12 Edenta AG CH – 9434 Au
Holzkeile	Sycamore Interdental Wedges® Hawe-Neos-Dental Dr. H. V. Weissenfluh AG CH – 6925 Gentilino
Kältebad	MGW RMT 6 Dr. Worbser Gmbh & Co. KG D – 97922 Lauda-Königshofen
Kochsalzlösung	Isotone Kochsalzlösung 0,9% Fresenius AG D – 61343 Bad Homburg

Komposit, lichthärtend	mittelviskös: Revolution®, Farbe A2 hochviskös: Herculite®, Farbe A2 Kerr GmbH D – 76158 Karlsruhe
Kunststoffzähne	orthognathe Frasaco-Zähne Franz Sachs & Co GmbH D – 88069 Tett nang
Kürette	Hu-Friedy Mfg. Co. Inc Zweigniederlassung Deutschland D – 69181 Leimen
Matrizenhalter	Mehrteiliges Matrizenhaltesystem 8900 3M Dental Products St. Paul, MN 55144 USA
Metallmatrizen	Mehrteiliges Matrizenhaltesystem 8900 3M Dental Products St. Paul, MN 55144 USA
Mikroskopkamera, digital	PDMC-2 Polaroid Corporation Waltham, MA 02451 USA
Phosphorsäuregel	Total Etch Vivadent FL – 9494 Schaan

Polymerisationsgeräte	Elipar Highlight, Elipar Trilight ESPE Dental-Medizin GmbH D – 82229 Seefeld
	Plasma ARC Curing System ADT Inc. Corpus Christi, TX 78405 USA
	Apollo 95 E DMDS F – 11560 Fleury d’Aude
	VIP Bisco Schaumburg, IL 60193 USA
Radiometer	Curing Radiometer Model 100 Demetron Research Corp. Dansbury – USA
Rasterelektronenmikroskop	DSM 940 Zeiss West Germany D – 73447 Oberkochen
Rosenbohrer	# H15.204.018 Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D – 32675 Lemgo

Röntgenfilmentwickler	Cronex MD Sterling Diagnostic Imaging Inc. Greenville, SC 29601 USA
Schieblehre	Digital-Schieblehre 150 mm Walter Blombach GmbH 42899 Remscheid
Silikonabformmasse	President Light Body® Coltène AG CH – 9450 Altstätten
Sputtergerät	K 550 – Emitech Röntgenanalytik Messtechnik GmbH D – 65232 Taunusstein
Transparentmatrize	Transparentmatrize für Molaren (Art. 778) Hawe-Neos-Dental Dr. H. V. Weissenfluh AG CH – 6925 Gentilino
Trennschleifmaschine	WOCO 50/Med Conrad D – 38678 Clausthal Zellerfeld
Ultraschall-Präparationssystem	Airscaler Sonicflex LUX 2000 L; Sonicsys micro Präparationsspitzen, große Halbkugel, mesial und distal KaVo Vertriebsgesellschaft mbH D – 88396 Biberach

Wärmebad

MWB 1/9

Julabo Labortechnik

D – 77960 Seelbach

Winkelstücke

KaVo Vertriebsgesellschaft mbH

D – 88396 Biberach

3A-Sonde

Hu-Friedy Mfg. Co. Inc

Zweigniederlassung Deutschland

D – 69181 Leimen

DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber danke ich für die Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J. Reuther danke ich für die Übernahme des Korreferates und vor allem für die Möglichkeit, mich in seiner Abteilung fortbilden zu dürfen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. dent. N. Hofmann für die intensive Betreuung. Sowohl bei der Durchführung des experimentellen Teiles als auch bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse stand er mir engagiert zur Seite.

Herrn Dr. med. U. W. Schunke und Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. C. Michel und ihren Praxisteams danke ich für das Sammeln der extrahierten und operativ entfernten Zähne.

LEBENS LAUF

Angaben zur Person

Name: Alexander Stefan Hunecke
Geburtsdatum: 04. Mai 1976
Geburtsort: Oberhausen
Familienstand: ledig
Eltern: Dr. med. dent. Franz Hunecke
Dr. med. dent. Sigrun Hunecke, geb. Kästner

Schul Ausbildung

08/1982 – 07/1986 Gemeinschaftsgrundschule Am Knappert, Duisburg
07/1986 – 05/1995 Europäisches Landfermann-Gymnasium, Duisburg
30. Mai 1995 Allgemeine Hochschulreife

Wehrdienst

06/1995 – 04/1996 Grundwehrdienst in Hildesheim und
Nienburg a.d. Weser

Studium

Sommersemester 1996 Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
04/1997 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
10/1998 Zahnärztliche Vorprüfung
06/2001 Zahnärztliche Prüfung
07/2001 Approbation als Zahnarzt

Berufstätigkeit

seit 02/2002 wissenschaftlicher Mitarbeiter in der
Poliklinik für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie der
Universität Würzburg

Würzburg, November 2003

