

**TRANSILLUMINATIONSEFFEKTE IN COMPOSITE-
RESTAURATIONEN NACH POLYMERISATION MIT HALOGEN- BZW.
LED-POLYMERISATIONSGERÄTEN
- EINE HISTOLOGISCHE IN-VITRO-STUDIE -**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
Rheinische Friedrich-Wilhelm-Universität
Bonn

vorgelegt von
Judith Friedrich
aus Alf/ Mosel

2008

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Professor Dr. Matthias Frentzen
2. Gutachter: Professor Dr. Helmut Stark

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.06.2008

Diese Disseratation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn unter:

http://hss.ulb-bonn.de/diss_online

elektronisch publiziert.

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Bonn

Direktor: Prof. Dr. Dr. S. Jepsen

**Meinen lieben Eltern
und meinem Bruder
in Dankbarkeit gewidmet**

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	7
1.1. Allgemeine Einführung.....	7
1.2. Restauration mit lichthärtendem Compositematerialien.....	9
1.2.1. Präparationsformen für Compositematerialien.....	9
1.2.2. Composite.....	10
1.2.2.1. Struktur und Aufbau.....	10
1.2.2.2. Applikationsformen der Compositematerialien	11
1.2.2.3. Klinische Eigenschaften der Compositematerialien.....	12
1.2.2.4. Säure-Ätz-Technik.....	13
1.2.2.5. Dentin-Verbund bei Compositematerialien	14
1.2.3. Photopolymerisation.....	15
1.2.3.1. Chemie.....	15
1.2.3.2. Photopolymerisationsgeräte.....	17
1.2.3.3. Photopolymerisationstechniken.....	21
1.3. Literaturübersicht zur Anwendung verschiedener Photopolymerisationsbelichtungssysteme.....	23
1.4. Ziel der Untersuchung und Motivation	25
2. Material und Methode	26
2.1. Auswahl und Behandlung der zu untersuchenden Zähne.....	26
2.2. Auswahl und Einstellung der Kaltlicht-Polymerisationslampen.....	26
2.3. Herstellung der Restaurationen.....	28
2.3.1. Präparation der Kavität.....	28
2.3.2. Schmelzkonditionierung.....	28
2.3.3. Dentin- und Schmelzbonding.....	29
2.3.4. Einbringung des plastischen Restaurationsmaterials.....	29
2.3.5. Nachbehandlung der Restauration.....	30
2.4. Histologische Aufarbeitung der Präparate.....	30
2.5. Lichtmikroskopische Auswertung.....	31
2.6. Herstellung der Replikas.....	35

2.7. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung.....	36
2.8. Farbbestimmung mit Spectro Shade von MHT.....	38
2.9. Statistische Auswertung.....	39
3. Ergebnisse.....	40
3.1. Verbundanalyse im Lichtmikroskop.....	40
3.2. Homogenität des Füllungswerkstoffes.....	45
3.3. Randqualitätsbeurteilung mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskopie...51	
3.4. Farbbestimmung.....	57
4. Diskussion.....	64
5. Zusammenfassung.....	70
6. Literaturverzeichnis.....	71
7. Anhang.....	85
7.1. Herstellerverzeichnis.....	85
7.2. Tabellen.....	86
7.3. Statistische Auswertung.....	97

1. Einleitung

1.1. Allgemeine Einführung

Nachdem in den Medien die Amalgamproblematik oft kontrovers dargestellt wurde, erhöhte sich die Nachfrage der Patienten nach amalgamfreien Restaurationen. Zudem steigt das Niveau der ästhetischen Anforderungen an Restaurationsmaterialien (Roulet 1994, Tyas 1994, Scheibenbogen et al., 1997). Als Restaurationsalternativen kamen vor allem Glasionomerezemente, Composite, Compomere, und Keramikinlays in Frage. Mehr und mehr setzten sich die Composite durch, nicht zuletzt aufgrund ihrer stetigen Weiterentwicklung, insbesondere der Verbesserung der Dentinadhäsion, die die Indikationsbreite zur Versorgung kariöser Läsionen ständig erweiterte (Becker et al., 1999). Zugleich erfuhren die Polymerisationstechniken eine fortschreitende Entwicklung. Die Photopolymerisation ist aufgrund ihrer vielen Vorteile gegenüber der chemischen Härtung adhäsiver zahnfarbener Restaurationen ein in der heutigen Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenkendes zahnmedizinisch operatives Standardverfahren (Lutz et al., 1992b).

Die Photopolymerisationsgeräte emittieren dabei ein Licht mit einer Wellenlänge zwischen 410 – 500 nm. Licht dieser Wellenlänge wird am besten von dem heute meist verwendeten Photoinitiator Campherchinon absorbiert (Cook, 1982). Ursprünglich wurden Geräte verwendet, die Licht im ultravioletten Teil des Lichtspektrums emittierten. Später wurden diese Geräte von Einheiten ersetzt, deren Ausgangsenergie sich im sichtbaren Teil des Lichtspektrums befindet. In der Regel wird als Lichtquelle eine mit einem Filter versehene Halogenreflektorlampe benutzt. Diese Halogenpolymerisationsgeräte weisen jedoch einige Nachteile auf.

Durch die Verwendung der Filter verbleiben nur 2 % der Energie als Nutzlicht, 98 % gehen in Form von Hitze verloren (Lutz et al., 1992). Zudem hat die Halogenlampe eine mit 50 – 100 Stunden (Cayless und Manden, 1983; Rueggeberg et al., 1996), relativ kurze Lebensdauer.

Die Leuchtkraft verringert sich mit fortlaufendem Gebrauch, so dass die optimale Leistung nach einer gewissen Zeit nicht mehr erzielt wird (Martin, 1998; Miyazaki et al., 1998).

Um diese Nachteile zu umgehen wurden Polymerisationsgeräte entwickelt, die auf anderen Technologien basieren. Dabei sind Plasma-Lichtbogen-Lampen, Argon-Laser und auf Licht emittierende Dioden (LED) basierende Einheiten zu nennen. Ihnen gemeinsam ist die Emission von Energie in einem definierten Bereich des sichtbaren Lichtspektrums (Kimmel, 1999; Thormann und Lutz, 1999).

Unter diesen Technologien haben sich LED's durch einige Vorteile hervorgetan. Sie besitzen eine Lebensdauer von über 1000 Stunden bei einer nur geringen Leistungsminderung (Haitz et al., 1995). Sie zeigen ein schmales Emissionsspektrum und erzeugen keine hohen Temperaturen (Hofmann et al., 2002). Besonders LED-Geräte der 2. Generation erreichen eine Lichtintensität die gleichwertig ist zu den etablierten Geräten auf Halogenlampenbasis. Zudem sind sie einfach zu handhaben und basieren auf einer unkomplizierten und preiswerten Technologie.

1.2. Restauration mit lighthärtenden Compositematerialien

1.2.1. Präparationsformen für Compositematerialien

Black teilte 1889 die Kavitäten in folgende Klassen ein:

- Klasse I : Zentrale Kavitäten im Bereich der Fissuren und Grübchen
- Klasse II : Approximale Kavitäten an Prämolaren und Molaren
- Klasse III : Approximale Kavitäten an Frontzähnen ohne Einbeziehung der Schneidekanten
- Klasse IV : Kavitäten der Frontzähne unter Einbeziehung der Schneidekante
- Klasse V : Zahnhalskavitäten (Lehmann, Hellwig 1993)

Für die Präparation dieser Kavitäten formulierte er Präparationsregeln:

1. Eröffnen und Freilegen des kariösen Herdes
2. Entfernen der erkrankten Hartsubstanzen
3. Herstellen der präventiven Exentensionsform
4. Herstellen der Widerstands- sowie der Retentionsform
5. Bearbeiten der Schmelzränder
6. Kontrolle der Kavität (Nolden, 1994)

Heute weicht man insbesondere bei Verwendung von Compositematerialien von den Punkten 3 und 4 der klassischen Kavitäten-Präparation ab (Nolden, 1994). Zum einen weil man heute minimalinvasiv vorgehen möchte und damit vom Prinzip der „Extension for prevention,, abweicht. Zum anderen weil mittels der Adhäsivtechnik ein chemischer Verbund zwischen Composite und Zahnschmelze möglich ist und somit eine rein defektbezogene Kavität präpariert werden kann.

1.2.2. Composite

1.2.2.1. Struktur und Aufbau

Nachdem sich das Polymethakrylat (PMMA) als Restaurationsmaterial ungeeignet zeigte, entwickelte Bowen 1958 das Composite.

Dieses Composite entsteht aus einer organischen Matrix, in die Füllungsstoffe aus anorganischen Partikeln eingelagert sind. Die bekannte Bowen-Formel für eine Composite-Matrix ist das Bis – GMA – Molekül, welches als Additionsprodukt aus Methakrylsäuren und Epoxidverbindungen darstellbar ist (K. Körber, K. Ludwig, 1993). Durch Zugabe von Füllungsstoffen werden die Eigenschaften begünstigt. So werden eine Erhöhung der Druckfestigkeit, der Verschleißresistenz und des Elastizitätsmoduls erreicht. Zudem verringert sich die thermische Expansion und die Polymerisationsschrumpfung und eine Verbesserung der ästhetischen Eigenschaften wurde möglich (L. Mitchell, D. A. Mitchell, 1995). Grundsätzlich werden 4 Füllertypen unterschieden:

1. Makrofüller $\geq 30 \mu\text{m}$ aus geschliffenem Glas und Quarz
2. Minifüller $0,5 - 1,5 \mu\text{m}$
3. Mikrofüller $\leq 40 \mu\text{m}$ aus amorphem SiO_2
4. Komplexfüller, die aus unterschiedlich großen Partikeln zusammengesetzt sind.

Als Restaurationswerkstoffe werden die Composites in 4 Klassen unterteilt:

- Konventionelle Composites (Makrofüller)
- Hybrid Composites (Makrofüller und Mikrofüller)
- Homogene Mikrofüller – Composites (Mikrofüller)
- Inhomogene Mikrofüller – Composites (Mikrofüller und Minifüller)

(K. Körber, K. Ludwig, 1993)

Zurzeit beträgt der maximale volumenmäßige Gehalt an Füllungsstoffen in einem Composite-Kunststoff etwa 70 % (Kullmann, 1990).

1.2.2.2. Applikationsformen von Compositematerialien

Es werden grundsätzlich zwei verschiedene Applikationsformen unterschieden:

→ Das Pasten – Pasten – Zweikomponentensystem (chemische Verbund)

→ Das lichthärtende System als Einkomponentenwerkstoff

(K. Körber, K. Ludwig, 1993)

Das Zweikomponentensystem enthält jeweils getrennt von einander Initiatoren und Akzeleratoren. Werden diese vermischt kommt es zur Polymerisation, die sogenannte Autopolymerisation. Vorteil ist dabei, dass die einmal in Gang gesetzte Kettenreaktion zur Aushärtung des gesamten Materials führt. Somit können sie auch dort eingesetzt werden, wo die Zufuhr von Licht zur Aushärtung unmöglich ist, z.B. unter Kronen. Nachteilig wirkt sich das Mischen der Ausgangssubstanzen aus, da Lufteinschlüsse kaum zu vermeiden sind. So können nicht vollständig ausgehärtete Bereiche verbleiben, da Sauerstoff die Polymerisation inhibiert. Sie sind u.a. Anlass für eine vorzeitige Verfärbung bzw. Korrosion des Restaurationsmaterials (Schmidseder, 1998).

Das lichthärtende Einkomponenten–System funktioniert auf der Basis der Photopolymerisation, bei der die Bildung von Startradikalen durch die Einwirkung von elektromagnetischer Strahlung im Bereich der Wellenlänge des Lichts auf das Initiatormolekül erzeugt wird (Nolden, 1994). Als Photoinitiator dient häufig ein Ketoether z.B. Campherchinon (L. Mitchell, D. A. Mitchell, 1995). Vorteil des Einkomponentensystems ist, dass die Gefahr des Einmischens von Sauerstoff entfällt. Zudem ist die Verarbeitungszeit praktisch unbegrenzt, da der Aushärtungszeitpunkt vom Behandler selbst bestimmt wird (Nolden, 1990). Nachteil ist unter klinischen Bedingungen die nicht kontrollierbare Aushärtung des Restaurationsmaterials in der Tiefe.

1.2.2.3. Klinische Eigenschaften der Compositematerialien

Zu den klinischen Eigenschaften ist insbesondere die Polymerisationsschrumpfung zu nennen. Sie verläuft linear abhängig von den Füllungsabmaßen (K. Körber, K. Ludwig, 1993). Sie beträgt ca. 1 – 3 % (L. Mitchell, D. A. Mitchell; 1995).

Diese volumenabhängige Randundichtigkeit kann zu postoperativen Sensibilitäten und Karies führen (Noack, 1994).

Die Partikelgröße des Composites beeinflusst die Widerstandsfähigkeit und die Oberflächenbeschaffenheit.

Durch Erhöhung des Füllstoffpartikelanteils verringern sich die Polymerisationsschrumpfung, der thermische Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme des Composites. Die Werte der Druck- und Biegefestigkeit des E-Moduls und der Härte steigen (Geurtsen, 1989; Kamann und Gängler, 1998).

Das Elastizitätsmodul sollte möglichst groß sein, um Verformung bei hohen Kaukräften zu vermeiden. In dünnen Schichten besteht die Gefahr von Frakturen im Composite-Material (L. Mitchell, D. A. Mitchell, 1995). Optimale Eigenschaften bezüglich einer geringen Polymerisationsschrumpfung und einer hohen Abrasionsfestigkeit erhalten Composites, wenn die Größe der Partikel zwischen 0,2 und 2 μm liegt (Schmidseder, 1998). Dies hat eine Verringerung des Partikelabstandes zur Folge woraus sich ein erhöhter Fülleranteil ergibt.

1.2.2.4. Säure-Ätz-Technik

1955 hatte Buonocore entdeckt, dass sich durch eine Säurevorbehandlung des Schmelzes ein mechanischer Verbund von Füllungskunststoffen erreichen lässt (Nolden, 1994).

Dazu verwendete er 30 – 50 %ige Phosphorsäure. Durch diese Säurekonditionierung wird die für ein Composite nicht retentive Schmelzoberfläche auf mikroskopischer Ebene verändert, indem es zu einer selektiven Demineralisation des Zahnschmelzes kommt. So wird ein Verbund von Restauraionskunststoffen über mikromechanische Retention möglich (Nolden, 1994). Es resultiert eine Oberflächenvergrößerung und eine bessere mechanische Benetzbarkeit (Kullmann, 1990). Die Säure löst die anorganischen Schmelzstrukturen relativ zu ihrem Mineralisationsgrad auf. Die Form der dadurch entstehenden Mikroporen hängt auch von der Anordnung der Schmelzprismen ab (Blunck, 1996).

Ein niedrig-visköses, ungefülltes Composite kann dort einen mikromechanischen Verbund eingehen. Heute ist die „total-etch“-Technik die Methode der Wahl (Hickel, 1996). Dabei werden Schmelz und Dentin gleichzeitig geätzt. Im Vergleich zu früheren Ätztechniken konnten so nicht nur die Haftwerte am Zahnschmelz verbessert werden sondern es ist auch ein Verbund zum Dentin möglich. Zudem tritt auch eine protektive Wirkung für die Pulpa ein, da nach Entfernung der Schmierschicht mittels einer Säure, die eröffneten Dentinkanälchen mit Adhäsivsystemen versiegelt werden.

Unerlässlich für den Erfolg der Säure-Ätztechnik ist eine absolute Trockenlegung. Denn bereits eine Benetzung des Arbeitsgebietes mit Speichel für nur 0,5 s führt zu Kontaminationen (L. Mitchell; D. A. Mitchell, 1995). Die Einwirkzeit einer 30–50%igen Phosphorsäure sollte zwischen 30–60 s liegen um die Bildung des erwünschten Ätzmusters zu erzielen (Kullmann, 1990). Das Adhäsiv kann nach vollendeter Ätzung bis zu 50 µm tief in den Schmelz penetrieren.

1.2.2.5. Dentin–Verbund bei Compositematerialien

Als Adhäsiv werden Kunststoffsysteme dünnflüssiger Konsistenz verwendet. Die Adhäsion im Dentin ist problematischer als am Schmelz, da vermehrt Wasser und organische Substanz vorhanden sind. So besteht das Dentin nur zu ca. 50 % aus anorganischen Verbindungen, zu ca. 30 % aus organischen Substanzen und zu annähernd 20 % aus Wasser. Zudem darf die unterschiedlich dicke Schmierschicht nicht unberücksichtigt bleiben, die sich bei jeder Kavitätenpräparation dem Dentin auflagert. Auch sie besteht aus einer dünnen Lage organischen und anorganischen Materials.

Die inhomogene Dentinstruktur war Anlass mit den Dentinhaftvermittlern zunächst eine chemische Verbindung zwischen organischen und anorganischen Komponenten des Dentins und der Composite-Matrix anzustreben (Asmussen und Munksgaard, 1985). Die Schmierschicht wird mittels eines Konditioners entfernt, der zusätzlich das oberflächliche peri- und intertubuläre Dentin entmineralisiert. Er demineralisiert das Dentin bis in eine Tiefe von 2–5 µm und schafft Hohlräume zwischen den kollagenen Fasern mit einer Breite von ca. 20 nm (Eick et al., 1997). Anschließend wird ein Primer aufgetragen, dessen Hauptaufgabe darin liegt, das Wasser zu verdrängen, das Kollagengeflecht des Dentins aufzurichten und das hydrophile Dentin so für die hydrophoben Kunststoffmonomere benetzbar zu machen (Becker et al., 1999). Das zum Schluss aufgetragene Adhäsiv und Bonding Agent hat die Aufgabe die Eingänge der Dentintubuli unter Bildung von Zotten und das Kollagengeflecht unter Bildung einer Hybridschicht zu füllen (Eick et. al., 1997).

Es werden heute fast ausschließlich Produkte verwendet bei denen eine Konditionierung mit nachfolgendem Priming erfolgt. Es gibt aber auch Produkte die einen selbstkonditionierenden Primer verwenden. Diese Produkte entfernen die Schmierschicht und entmineralisieren nur das oberste Dentin, wobei gleichzeitig Monomere in das freigelegte Kollagengeflecht eindringen. Diese Primer werden nicht mit Wasser abgespült. So tragen die bereits aufgelösten anorganischen Anteile zum Verschluss der Hohlräume im Kollagengeflecht bei.

Die Gefahr, dass bei tiefer Demineralisierung des Dentins das freigelegte Kollagengeflecht kollabiert und das Eindringen der Monomermoleküle so erschwert wird, verringert sich.

1.2.3. Photopolymerisation

1.2.3.1. Chemie

Das Composite-Material besteht aus einer organischen Phase (Bis-GMA) und anorganischen Füllstoffen. Die organische Phase besteht aus Dimethacrylat-Monomeren, die zwei reaktive Vinylgruppen pro Monomer vorhalten. Die Formation von chemischen Doppelbindungen zwischen den Dimethacrylat-Monomeren kann durch Wärme, durch Katalysatoren oder auch durch Licht aktiviert werden. Über dieses Verfahren wird eine kompaktere Struktur erreicht gegenüber der plastischen Struktur des Materials während der Verarbeitungsphase.

Diesen Vorgang bezeichnet man als Polymerisation.

Umso höher der Grad der Polymerisation, desto besser die Eigenschaften des ausgehärteten Kunststoffes und desto weniger freies verbleibendes Monomer.

Jedoch formen aufgrund der Viskosität der, in der Zahnmedizin genutzten Kunststoffe, nur 55–75 % der vorhandenen Vinyl-Gruppen tatsächlich Doppelbindungen. Es verbleibt eine große Anzahl nicht geknüpfter Doppelbindungen am Ende des Polymerisationsprozesses (Lorell LG, Newman SM, Bowman SN, 1999).

Die Startreaktion kann auf 2 Wegen erfolgen:

1. Autopolymerisation
2. Photopolymerisation

Bei der Autopolymerisation kommt es durch Vermischen zweier Komponenten zu einer Härtingsreaktion. Eine der beiden Komponenten enthält den Aktivator, zumeist ein tertiäres Amin, während die andere Komponente den Initiator enthält, Benzoylperoxid. Nach Vermischen der beiden Komponenten beginnt eine Radikalbildung, wobei die hochreaktiven Teilchen in der Lage sind Doppelbindungen der Monomermoleküle aufzubrechen und die Kettenreaktion so in Gang zu setzen (Kullmann, 1990; Schmideder, 1998). Bei genauer Dosierung kommt es zu einer Aushärtung aller Materialbereiche (Nolden, 1994). Dies prädestiniert den Einsatz der Autopolymerisate besonders in den Bereichen, in denen eine Zugänglichkeit des

Lichtes nicht möglich ist und somit eine Photopolymerisation nicht stattfinden kann. Kombiniert man die chemische Härtingsreaktion mit der Härtingsreaktion durch Zufuhr externer Energie, in Form von Licht, handelt es sich um Dualhärtung (Kullmann, 1990). Die Radikalbildung wird in diesem Verfahren mit einem unterschiedlichen Zeitablauf herbeigeführt. Da die Durchdringtiefe der Polymerisationslampe nur eine sichere Aushärtung in den oberen Schichtanteilen erlaubt, werden tiefer gelegene Schichten mittels Autopolymerisation gehärtet (Schmidseder, 1998). Die Aushärtung grundsätzlich aller Materialanteile bei genauer Dosierung ist ein wesentlicher Vorteil der Autopolymerisation. Nachteilig wirkt sich das Einspateln von Luft in das Material aus. Aus den Luftpneinschlüssen, zu denen es beim Anmischen kommt, entstehen Porositäten und eine qualitative Verschlechterung des Materials mit erhöhtem Restmonomergehalt. Dies ist Anlass für eine vorzeitige Verfärbung des Materials (Schmidseder, 1998).

Ein weiterer Nachteil ist die eingeschränkte Verarbeitungszeit.

Bei der Polymerisation basiert die Härtung des Composite-Materials auf einer reinen photochemischen Reaktion. Durch Absorption der Lichtstrahlung zerfällt der Photoinitiator sofort in Radikale oder reagiert mit einem Reduktionsmittel, woraus dann Radikale entstehen (Kullmann, 1990). Ein solcher Photoinitiator, der in den meisten Compositen verwendet wird, ist Campherchinon. Die Strahlung, die durch Polymerisationslampen emittiert wird, ist auf die spektrale Empfindlichkeit dieses Photoinitiators abgestimmt. Es ist für sichtbares Licht der Wellenlänge von 410 bis 550 nm empfindlich und weist ein Absorptionsmaximum bei 470 nm auf (Goracci et. al., 1996). Ein hoher Anteil an Photoinitiatoren hat zur Folge, dass schon eine geringe Lichtintensität wie beispielsweise die Arbeitsplatzbeleuchtung, zu einer Aktivierung führt (Balkenhol, 1999). Ein ausgewogenes Verhältnis gibt dem Behandler jedoch im Vergleich zu Autopolymerisaten eine längere Verarbeitungszeit. Dies ist als Vorteil anzusehen. Ebenso von Vorteil ist die geringere Inhibitionszone und die Möglichkeit durch Inkrementtechnik die Polymerisationsschrumpfung zu vermindern (Nolden, 1994; Winkler et. al., 1996). Lichtpolymerisierende Composite werden als Einkomponentensysteme angeboten. Somit entfällt das Anmischen und damit die Gefahr Sauerstoff einzuspateln, der die Polymerisation benachbarter Compositeanteile inhibiert. Zudem liegt der Anteil an Restdoppelbindungen (Konversionsrate) unter dem Anteil bei Autopolymerisaten (Kamann u. Gängler, 1998). Je höher der Anteil an Restdoppelbindungen, desto besser die mechanischen

Eigenschaften. Es folgert eine Steigerung der Farbstabilität sowie der Biokompatibilität (Noack, 1994). Der Anteil an Restdoppelbindungen liegt zwischen 65–80 % und nimmt mit zunehmender Tiefe je nach Durchhärttiefe ab (Lutz et. al, 1992). Je dunkler die verwendete Farbe ist, desto dünner ist die maximale Schichtstärke, die mit einem Polymerisationsgerät vollständig durchschienen werden kann. Als Nachteil lässt sich somit ansehen, dass die Aushärtung des Compositematerials nur in bestimmten Schichtstärken erfolgt und somit nicht in der Tiefe kontrollierbar ist. Ebenso wirkt sich die schnell voranschreitende Polymerisationsreaktion nachteilig auf den Abbau interner Spannungen durch Fließen des Füllungsmaterials aus (Feilzer et. al., 1990).

1.2.3.2. Photopolymerisationsgeräte

Zunächst wurden Photopolymerisationsgeräte mit UV-Lampen eingesetzt, die eine Polymerisationsrate von 1 mm pro Minute aufwiesen (Buonocore MG, Davila J, 1973). Eine Benzoin-Methyl-Ether-Komponente im Composite reagierte dabei auf das emittierte Licht im 340 nm–Spektrum (Cook, 1982). Aufgrund ihrer geringen Aushärtungstiefe wurden sie hauptsächlich zur Härtung von Versiegelungskunststoffen eingesetzt (Kullmann, 1987). UV-Lampen stellen jedoch eine Gefahrenquelle dar für biologische Schäden an den Augen und der oralen Mucosa (Cook, 1982). Des Weiteren eignen sie sich aus arbeitshygienischen Gründen nicht (Kimmel, 1999). Daher war man bestrebt tageslicht-emittierende Lichtquellen zu entwickeln. Um 1980 erschienen die ersten Halogenlampen auf dem Markt und mit ihnen Kunststoffe deren Photopolymerisationsprozess auf der Anwesenheit von Campherchinon basiert. Es reagiert auf Licht im 470 nm Wellenlängen-Spektrum (Zachrisson, 1977).

Halogenlampen funktionieren alle nach dem gleichen Prinzip. Sie bringen eine Wendel zum Glühen, ähnlich einer normalen Glühbirne. Jedoch liegt die Temperatur des Glühwendels bei der Halogenlampe um einige hundert Grad höher. Um die Lebensdauer der Lampe zu erhöhen wurden Halogene zugesetzt, vor allem Brom und Jod. Somit wurde erreicht, dass das vom Glühwendel schnell abdampfende Wolfram sich mit den Halogenen zu Wolframhalogenid verbindet. Wolframhalogenid

wird bei einigen hundert Grad Celsius gasförmig. Gelangt dieses jedoch an die Glühwendel mit einer Temperatur von 2600 °C bis 2900 °C, zerfällt es in Wolfram, das sich an der Wendel abscheidet, in freies Halogen.

Somit wird die Glühwendel immer wieder regeneriert und die Lebensdauer erhöht.

Des Weiteren sind Filter wichtiger Bestandteil der auf Halogenbasis funktionierenden Photo-Polymerisationsgeräte. Für den Photopolymerisationsprozess wird ein bestimmtes Spektrum von 380–520 nm (Balkenhol, 1999) benötigt. Damit es letztlich als Nutzlicht wirken kann, reduziert ein Blaufilter die Strahlung auf jenes spezifische spektrale Band und koppelt sie in einen Lichtleiter (Thormann und Lutz, 1999).

Durch die Verwendung von Filtern sind jedoch nur 2 % der Energie als Nutzlicht verfügbar, während 98 % als Hitze abgeleitet werden (Lutz et. al., 1992). Um diese entstehende Hitze abzuleiten ist eine Kühlung notwendig. Nachdem das Licht die Filter passiert hat gelangt es in den Lichtleiter. Davon gibt es verschiedene Arten, von denen sich starre Quarzstäbe in Handgeräten am meisten durchgesetzt haben (Gängler, 1995). Die Lebensdauer einer Halogenlampe ist begrenzt, zum einen weil der Glaskolben durch die Hitzeentwicklung im Inneren und die Kühlung von außen opaker wird und zum anderen, weil die Wendel im Laufe des Gebrauches ihre Ausgangsleistung verliert (Rueggeberg et. al., 1996).

Immer auf der Suche nach leistungsstärkeren Polymerisationsgeräten wurde Mitte der 80er, Anfang der 90er der Argon-Laser (488 nm) vorgestellt (Blankenau et. al., 1991).

Laser sind monochromatische Lichtquellen. Sie sind in der Lage einen gerichteten Lichtstrahl zu emittieren, der ohne nennenswerte Streuung größere Strecken zurücklegen kann (Harris und Pick, 1995).

Konventionelle Lichtquellen produzieren einen divergierenden Lichtstrahl. Ca. 40 % der Lichtintensität geht 6 mm vom Lichtaustrittsfenster entfernt verloren. Laser hingegen emittieren einen gebündelten Lichtstrahl, dessen Energiegehalt über die gleiche Strecke weniger abnimmt (Vargas et. al., 1998). Argonlasergeräte bilden ein blau-grünes Licht indem Ionen in einer mit Argon gefüllten Kammer angeregt werden. Es wird Strahlung in spezifischen Wellenlängen emittiert: 454–466 nm, 472–497 nm und 514 nm (Albers, 1999). Filter sind zur Absorption von Strahlungen in unbrauchbaren Wellenlängenbereichen nicht notwendig.

Die Polymerisationszeit lässt sich bei der Photopolymerisation durch einen Laser im Vergleich zu herkömmlichen Lichtquellen signifikant reduzieren (Kelsey et. al., 1998).

Somit bietet der Laser einen zeitökonomischen Vorteil. Des Weiteren bewirkt die Intensität der Laserstrahlung im Vergleich zur Aushärtung mit einer Halogenlampe verbesserte mechanische Eigenschaften des Composites hinsichtlich der Härte des Elastizitätsmoduls und der Biegebruchfestigkeit (Blankenau et. al., 1991).

Ein weiterer Vorteil wird in der größeren Polymerisationstiefe gesehen (Potts und Petrou, 1990).

Mit steigender Lichtintensität wird jedoch die Polymerisationsschrumpfung größer (Masutani et. al., 1990) und die hochintensive Härtung wirkt sich negativ auf die Randständigkeit der Füllung aus (Lösche et. al., 1993; Mehl et. al., 1997).

Wenn Laserlicht ein Ziel trifft, kann es übertragen, absorbiert, reflektiert oder zerstreut werden. Somit muss der Behandler das Risiko für das umgebende Gewebe des Ziels bedenken. In Studien wurden Nekrosen, Unterbrechungen und Bläschenbildungen an der Gingiva von Versuchstieren nach Bestrahlung durch den Argonlaser beobachtet (Brenneise und Blankenau, 1997). Ohnehin sind bei der Verwendung des Lasers Schutzbrillen für Patient und Behandler team obligatorisch (Miserendino et. al., 1995). Der Argonlaser konnte sich deshalb und wegen der enormen Anschaffungskosten und des hohen Platzbedarfs bis jetzt auf dem Markt nicht durchsetzen (Cernavin et. al., 1994).

Mitte der 90er wurden dann Plasma-Lichtbogen-Geräte vorgestellt als Alternative zum schnellen Polymerisieren von Kunststoffen. Diese Geräte benutzen eine Xenon-Plasma-Lichtbogen-Lampe zur Lichtemission. Lichtbogenlampen bestehen aus zwei Elektroden, die sich zum Zweck der Zündung kurz berühren oder zumindest sehr nahe kommen müssen, damit ein Funke überspringt. Auch eine Hochspannungszündung ist möglich. Bei diesen Xenon-Kurzbogenlampen fehlt im Vergleich zu Halogenlampen die Wolframdrahtwendel im Quarzglaskolben (Cook et. al., 2002). Durch den Funken kommt ein Stromfluss in Gang, der auch dann nicht abreißt, wenn man die beiden Elektroden ein wenig auseinander zieht. Es bildet sich vielmehr ein elektrisch gut leitender Plasmaschlauch aus, also die dauerhafte Version eines Funkens. Dieses Plasma ist sehr heiß und strahlt daher sehr helles, sonnenlichtähnliches Licht ab. Wie bei den Halogenlampen kommt es zu einer hohen Wärmeentwicklung. Die produzierte Lichtenergie passiert Filter, die für die Wellenlänge im blauen Spektralanteil (380–520 nm) durchlässig sind. Dann wird sie wie bei der Halogenlampe auch zum Lichtleiter weiter geführt. Allerdings weisen

Xenon-Kurzbogenlampen im Vergleich zu Halogenlampen mit 1370 mW/cm^2 eine deutlich erhöhte Lichtintensität auf (Lang, 2000).

Das Ziel bei Einführung der Plasmalichtbogengeräte war die Verkürzung der Polymerisationszeit. Laut Herstellerangaben reduziert sich die vormals notwendige Polymerisationszeit von 40 s bei herkömmlichen Halogenlampen auf 3–10 s bei Xenon-Kurzbogenlampen. Jedoch kann die Polymerisation mit Einheiten, die sehr hohe Lichtintensitäten erzeugen eine Verschlechterung der marginalen Integrität verursachen (Burgess et. al., 1999). Lang (2000) kommt zu dem Schluss, dass der versprochene Zeitvorteil der Plasmalampe mit einer schlechteren Füllungsqualität einhergeht und somit eine ausreichende Polymerisation nur durch mehrfaches Aushärten unter erhöhtem Zeitaufwand erzielt werden kann.

Auch bei einem Vergleich der Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Polymerisationstiefe und Konversionsgrad von Composite-Materialien nach Polymerisation mit einer Halogen- und einer Plasma-Lichtbogenlampe erbrachte die Halogenlampe bei praxisüblichen Bestrahlungszeiten bessere physikalische Eigenschaften (Danesh et. al., 2001).

Zudem unterliegt auch die Plasmalampe ähnlich der Halogenlampe einer regelmäßig notwendigen Wartung. Anders als bei der Halogenlampe kann diese jedoch nicht vom Zahnarzt selbst durchgeführt werden, sondern das Gerät muss dazu an den Hersteller gesendet werden (Ernst, 2002).

Seit einigen Jahren sind nun LED-Polymerisationsgeräte zur Polymerisation dentaler Kunststoffe auf dem Markt erhältlich. Diese lichtemittierenden Dioden sind Halbleiter. Sie emittieren aus elektronisch angeregten Atomen Licht mit einer geringen Intensität und einem beschränktem Spektrum (Kimmel, 2002). Halbleiter haben eine Größe von einigen Quadratmillimetern und sind preiswert herzustellen. Sie bestehen aus Verbindungen wie Gallium-Nitrid. Sie strahlen ein Licht mit einer Wellenlänge das in schmalen Breiten des sichtbaren Spektrums liegt (Duke, 2001). Der Strahlungsgipfel befindet sich bei 470 nm (Mills et. al., 1999). LED`s benötigen keinen Filter und sind sehr widerstandsfähig gegen Erschütterungen (Mills, 1995). Sie besitzen eine Lebensdauer von über 1000 Stunden und unterliegen im Vergleich zu Halogenlampen einer geringen Degeneration (Haitz et. al., 1995). Die Geräte kommen ohne Ventilator aus, da nur eine geringe Erwärmung der LED-Lampe zu erwarten ist (Meyer et. al., 2002). Die Anforderung an die Betriebsspannung ist durch den klar definierbaren schmalen Wellenlängenbereich gering und macht es möglich

die Polymerisationsgeräte mit einem Akku als Spannungsquelle, handlich klein und kabellos anzubieten.

Lichtleistung und Intensität sind gleich bleibend (Kimmel, 2002). Jedoch besteht auch ein Nachteil im begrenzten Spektrum der LED-Polymerisationslampen. Kunststoffe mit Photoinitiatoren, welche nicht im Wellenlängenspektrum der Dioden liegen, werden nicht ausreichend polymerisiert.

Insgesamt werden dieser neuen Technologie zukunftsreiche Chancen bei der Photopolymerisation zugesagt (Kimmel, 2002).

1.2.3.3. Photopolymerisationstechniken

Moderne Compositematerialien besitzen eine Polymerisationsschrumpfung zwischen 1,7 und 6 Volumenprozent. Während der Polymerisation entstehen dadurch im Material Spannungen. Gleichzeitig kommt es zur Randspaltbildung im Bereich des Kavitätenrandes. Diese Spannungen können zu Rissen entlang der Füllungsflächen führen. Zur Folge hat dies dann einen erhöhten Verschleiß des Füllungswerkstoffes. Durch diese besonderen Materialeigenschaften ist eine spezielle Insertionstechnik bei der Verarbeitung von Compositen erforderlich (Hellwig, Klimek, Attin, 1999).

Bisher ging man davon aus, dass Photopolymerisate die Tendenz haben in die Richtung des einfallenden Lichtes zu schrumpfen. Dagegen ist die Polymerisationsschrumpfung von chemisch härtenden Materialien zum Zentrum der Masse hin orientiert. Dies führt zu der Annahme, dass man eine Reduktion des Randspaltes erzielen kann, indem die Polymerisation durch geeignete Platzierung der Lichtquelle erfolgt. Über durchsichtige Keile aus Kunststoff, sogenannte Lichtkeile, versuchte man die Polymerisation entgegen der Polymerisationsschrumpfung stattfinden zu lassen. Neuere Untersuchungen zeigen jedoch, dass es offensichtlich nur minimal unterschiedliche Schrumpfrichtungen bei chemischen oder lighthärtenden Compositen gibt (Helling, Klimek, Attin, 1999). Vielmehr scheint die erreichbare Adaption neben den Materialeigenschaften von der Kavitätenpräparation (Kavitätengröße, -form und -randkonfiguration) und der

Applikationstechnik (Insertions- und Härtungstechnik) abzuhängen (Van Meerbeek et. al., 1992).

Im Prinzip lässt sich die Polymerisationsschrumpfung eines Füllkörpers durch genügend freie Oberfläche kompensieren. Auf diesem Sachverhalt basieren die in der Literatur beschriebenen Schichttechniken (Hassan et. al., 1987; Lutz et. al., 1986). Durch stufenweises Aufbauen und Härten kleinvolumiger Portionen werden temporär zusätzlich freie Oberflächen geschaffen, die eine Kompensation der Polymerisationsschrumpfung erlauben. Das Schrumpfungsvolumen jeder Portion wird jeweils durch das nächste Inkrement ausgeglichen. Diese Insertionstechnik bezeichnet man daher auch als Inkrementtechnik.

So kann die Randspaltbildung, die durch die Polymerisationsschrumpfung bedingt ist und die der Herstellung randdichter Füllungen entgegenwirkt, um 30–50 % reduziert werden (Gente und Sommer, 1999).

Des Weiteren versucht man mittels der Technik Einfluss auf das Schrumpungsverhalten der Composite zu nehmen. So bieten Polymerisationsgeräte, gleichgültig ob sie auf einer Halogen- oder LED-Technik basieren eine sogenannte „Exponential“ – Funktion. Diese Funktion wird in der Literatur als Softstart benannt. Dabei steigt die Lichtintensität kontinuierlich bis zur endgültigen vollen Höhe an. Der Zeitrahmen bis zur endgültigen Lichtintensität liegt häufig zwischen 10-15 s. Der Softstart erlaubt einen schonenden Polymerisationsbeginn zur Verringerung von Schrumpfungsspannungen insbesondere bei großen Kavitäten. Denn eine hohe Lichtintensität wirkt sich negativ auf die Randständigkeit aus (Lösche et. al., 1994; Reinhardt, 1991 a). Bei einer extrem schnell ablaufenden Polymerisationsreaktion wird der Abbau interner Spannungen durch Fließen des Materials verhindert, während eine niedrige Lichtintensität das Randverhalten positiv beeinflusst, jedoch die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Composite beeinträchtigt (Unterbrink und Muessner, 1995).

In einer Untersuchung von Mehl et. al., (1997) zeigte sich eine deutlich ausgeprägtere Randspaltbildung von Klasse-V-Compositgefüllungen bei sofortiger maximaler Lichtintensitätsapplikation als bei initialer Bestrahlung mit 56 % oder 70 % der Maximalintensität für 20 s und erst nachfolgender Bestrahlung bei voller Intensität für 40 s.

1.3. Literaturübersicht zur Anwendung verschiedener Photopolymerisationsbelichtungssysteme

Nach Aufkommen immer neuer Photopolymerisationsgeräte wurden auch jeweils vergleichende Studien erstellt. Ernst LP. (2002) schlussfolgerte, dass als Standard der Lichtpolymerisation nach wie vor die Halogenlichtpolymerisation mit einer Belichtungszeit von 40 s zu sehen sei. Für ihn waren die blauen LED-Polymerisationsgeräte eine viel versprechende Neuentwicklung. So nahmen viele Studien die Halogenlampen zum Vergleich der neuen LED-Polymerisationsgeräte.

In einer Reihe von Untersuchungen ist inzwischen die vollwertige Polymerisation von LED-Lichtgeräten bestätigt worden. Es konnten keine signifikanten Unterschiede in der Biegefestigkeit, dem Elastizitätsmodul, der Polymerisationstiefe und der Druckfestigkeit von Compositen, die mit LED- bzw. Halogenlampen polymerisiert wurden, festgestellt werden (Stahl et. al., 2000; Jandt et. al., 2000). Hartung und Küschner (2001) fanden für LED-Lampen ebenfalls eine gleichwertige Oberflächenhärte sowohl an der licht zugewandten Seite, als auch in 3 mm Tiefe. Positiv ist, dass im Vergleich zu Halogenlampen die Polymerisationstemperatur deutlich geringer ist.

Die Temperaturerhöhung entsteht durch das Licht der Polymerisationslampe. Nicht nur hochenergetische Halogenlichtpolymerisationsgeräte (z.B. Astralis 10) und Plasmalampen können zu beeindruckenden Temperaturerhöhungen führen, sondern ferner auch konventionelle Halogenlicht – Polymerisationsvorgänge (Ernst, 2002). Aus diesem Grunde dürfte die blaue LED-Technologie die wirksamste Methode sein, durch das „kältere“ LED-Licht die Temperaturerhöhung während der Polymerisation so minimal wie möglich zu halten (Knezevic et. al., 2001). Auch Hofmann et. al., (2002) bestätigte einen niedrigeren Temperaturanstieg verglichen mit einer Halogenlichtpolymerisation bei LED.

Konventionelle Halogen-Polymerisationsgeräte härteten nach Jandt (2002) zwar tiefer aus (6,4 mm A2, 5,19 mm A4) als die LED-Polymerisationsgeräte (5,33 mm A2, 4,27 mm A4), aber beide Polymerisationstiefen entsprachen den Anforderungen laut ISO 4049 und den Herstellerangaben.

Die Druckfestigkeit war statistisch vergleichbar bei Compositen gehärtet mit LED- oder Halogenpolymerisationsgeräten (Jandt, 2002).

Eine andere Studie ergab, dass die Oberflächenhärte ebenfalls bei LED- und Halogenpolymerisationsgeräten gleich stark ist, sofern im Composite Campherchinon als Photoinitiator verwendet wird. Composites mit einem weiteren Photoinitiator (z.B. Definite mit einem zusätzlichen Photoinitiator, der auf eine geringere Wellenlänge reagiert) erreichten dagegen nach Polymerisation mit LED- und Halogenpolymerisationsgeräten eine geringere Härte (Hofmann et. al., 2002). Dagegen fand Mills et. al. (1999) heraus, dass im Vergleich einer LED- und einer Halogen-Polymerisationslampe, die LED-polymerisierten Composites eine größere Aushärtungstiefe erreichten. Auch Fujibayashi et. al. (1998) fand die Aushärtungstiefe bei LED signifikant größer.

Für das Schrumpfungsverhalten fand Hofmann et. al. (2002) heraus, dass die Kontraktionszunahme bei Halogen-Polymerisationsgeräten größer war ohne Softstart, gefolgt von stärkerem und schwächerem LED-Polymerisationsgeräten bei Polymerisation ohne Softstart.

Wie jedes technische Gerät bedürfen auch Lichtpolymerisationsgeräte einer gewissen Pflege und technischen Wartung. Durch kleine, schnelle und vom Praxisinhaber durchzuführende Wartungsarbeiten (Friedmann, 1989; Lutz et. al., 1992, Lutz et. al., 1992 a) können eventuell Neuanschaffungen vermieden oder hinausgezögert, sowie Leistungseinbrüche zum Teil behoben werden. Dies gilt allerdings nur für Halogenlicht-Polymerisationsgeräte. Bei blauen LED-Geräten muss lediglich der Lichtstab von Verunreinigungen freigehalten und auf eventuelle Faserbrüche hin untersucht werden (Ernst, 2002).

Insbesondere Halogenlampen müssen gut gewartet werden. Eine Studie ergab, dass 46 % der in Praxen verwendeten Halogen-Polymerisationslampen eine Reparatur oder eine Erneuerung erforderten, da ihre Leistungsmerkmale durch Abnutzung oder Defekte keine optimale Polymerisation mehr ermöglichten (Pilo et. al., 1998).

F. Duret et. al. (2004) zeigte auf, dass die Stabilitätskurve der Wattleistung einer Halogenlampe schon ab den ersten wenigen Gebrauchsmonaten abnimmt. Eine Halogenlampe verliert nach 8–12 Monaten Gebrauch 50 % ihrer Wirksamkeit.

1.4. Ziel der Untersuchung und Motivation

Nachdem sich über Jahrzehnte Halogen-Polymerisationsgeräte gegen andere Polymerisationsgeräte durchsetzen konnten, werden sie nun mehr und mehr durch LED-Photopolymerisationsgeräte ersetzt, die durch ihre attraktiven Eigenschaften gerne von Zahnärzten übernommen werden. Das Ziel dieser Studie war es die Auswirkung der Photopolymerisation mit Polymerisationslampen auf Halogen- und LED-Basis auf die Restaurationsqualität, die Randspaltbildung und die Farbqualität von Composite-Füllungen zu untersuchen. Dazu wurde eine histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Adaption des Restaurationsmaterials an den Kavitätenwänden, einschließlich der Randspaltbildung im approximalen Bereich der Restaurationen, vorgenommen. Das Vorkommen von Grenzflächen zwischen den Inkrementen und das Vorkommen von Lufteinschlüssen wurden registriert. Schließlich wurde die Farbqualität nach jeweiliger Polymerisation bestimmt.

2. Material und Methode

2.1. Auswahl und Behandlung der zu untersuchenden Zähne

Für die Untersuchung wurden 40 extrahierte, kariesfreie, menschliche Molaren des Oberkiefers und Unterkiefers verwendet. Während der gesamten Versuchszeit wurden diese Zähne in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung (0,9 % Natriumchlorid + 0,001 % Natriumazid) aufbewahrt und bei einer Temperatur von ca. 6 °C kühl gelagert. Zunächst erfolgte eine Reinigung aller Zähne mit Ultraschall (Sirosonic L[®], Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) und Handinstrumenten (Scaler und Kürette). Die Zähne wurden nach einem randomisierendem Verfahren zunächst in 2 Gruppen aufgeteilt. Dabei wurde abwechselnd festgelegt, dass einmal jeweils die mesiale und einmal die distale Restauration mit einer auf Halogen- bzw. LED-Basis funktionierenden Kalt-Licht-Polymerisationslampe polymerisiert wird. Die LED-polymerisierte Seite wurde mit einer Bohrung unterhalb der Restauration kenntlich gemacht.

Innerhalb dieser Gruppe erfolgte eine weitere Aufteilung hinsichtlich des Restaurationsmaterials und des dazu gehörigen Bonding-Systems.

Damit resultierten 4 Versuchsgruppen à 10 Zähnen.

Gruppe I:	AB A3:	Arabesk [®] A3 mit Solobond Plus-System
Gruppe II:	AB A2:	Arabesk [®] A2 mit Solobond Plus-System
Gruppe III:	T A3:	Tetric [®] A3 mit Syntac-System
Gruppe IV:	T A2:	Tetric [®] A2 mit Syntac-System

2.2. Auswahl und Einstellung der Kaltlicht-Polymerisationslampen

Bei der Wahl der Kaltlicht-Polymerisationslampen wurde auf 2 verfügbare und vergleichbare Modelle der Firma Espe und 3M Espe zurückgegriffen. Beide sind Lichtgeräte für die intraorale Polymerisation von Dentalmaterialien.

Elipar[®] Trilight benutzt als Lichtquelle die Mini-Spot-TRILIGHT Lampe (auf Halogenbasis).

Sie besitzt drei Einstellungen:

- Standard = volle Lichtintensität während der gesamten Belichtungszeit
- Exponential = kontinuierlich innerhalb 15 s bis zur vollen Höhe ansteigende Lichtintensität
- Medium = reduzierte Lichtintensität während der gesamten Belichtungszeit

Ihre Lichtintensität liegt mittelwertig bei ca. 800 mW/cm² bei einem Lichtwellenlängenbereich von 400-515 nm (Herstellerangaben).

Es wurde der Standard-Lichtleiter mit einer Lichtaustrittsöffnung von 10 mm im Durchmesser genutzt.

Der Elipar[®] Freelight dienen Leuchtdioden (LEDs) als Lichtquelle.

Sie besitzt zwei Einstellungen:

- Standard = volle Lichtintensität während der gesamten Belichtungszeit
- Exponential = kontinuierlich innerhalb 12 s bis zur vollen Höhe ansteigende Lichtintensität

Ihre Lichtintensität liegt bei ca. 400 mW/cm² bei einem Lichtwellenlängenbereich von 440-490 nm.

Um einen Vergleich ziehen zu können wurde die Einstellung "Standard" für beide Lampen ausgewählt.

Vor der Benutzung der Polymerisationslampen wurde eine vorherige Messung der Lichtintensität mit Standard-Lichtleiter und Standard-Einstellung vorgenommen. Dazu wurden beide Lichtleiter auf die Messfläche eines Lichtenergiemeßgerätes (Cure Rite, Dentsply, Caulk) aufgesetzt, so dass die Lichtaustrittsöffnung des Stabes eben auflag.

Beide Lampen zeigten keine Abweichungen vor der Anwendung und waren regelrecht adjustiert.

2.3. Herstellung der Restauration

2.3.1. Präparation der Kavität

In alle Zähne wurde eine definierte Kavität mesial-okklusal und distal-okklusal präpariert. Es wurde ein Kariesdefekt simuliert ohne vorherige Versorgung. Das Ausmaß der Kavität betrug in Höhe, Breite und Tiefe etwa 3 mm. Die Präparationsgrenzen lagen insgesamt im Zahnschmelzbereich.

Die Präparation erfolgte mit Turbine (Turbine T1 Control, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim mit einer Leerlaufdrehzahl von $250.000 \text{ min}^{-1} \pm 10 \%$) und birnenförmigem Diamantschleifer (5 FG 2386014, Hopf. Ringleb & Co. GmbH & CIE, Horico, Berlin) unter ausreichender Wasserkühlung.

Die Anchrägung mit einer Breite von etwa 1 mm wurde zirkulär mit der Turbine und einem walzenförmigen Diamantschleifer (ISO 806 314 250514 016, Komet, Lemgo) vorgenommen.

Es wurde darauf geachtet, dass die zirkuläre Anchrägung im Zahnschmelz lag und dass der Kavitätenboden möglichst eben war um eine Beurteilung der Verbundzone zu erleichtern.

2.3.2. Schmelzkonditionierung, Dentinkonditionierung

Bei der Säurekonditionierung wurde eine 30%ige Orthophosphorsäure (Vococid[®], voco, Cuxhaven) im total-etch-Verfahren auf das Schmelzareal bzw. den Dentinbereich aufgetragen, so dass die Schmelzätzung insgesamt 30 s und die Dentinätzung 15 s dauerte. Anschließend wurde das Ätzgel 30 s lang mit dem Wasserspray abgesprüht und die Kavität mit komprimierter, ölfreier Luft für 20 s trocken geblasen.

Anhand einer weißlichen, opaken Veränderung der Schmelzoberfläche ließ sich der Erfolg der Ätzung manifestieren.

2.3.3. Dentin- und Schmelzbonding

Eine Konditionierung des Dentins wurde für Tetric[®] mit dem System Syntac[®] mit Primer, Adhäsiv, Bonding (Ivoclar Vivadent, Neunstadt) durchgeführt. Für Arabesk[®] erfolgte sie mit dem Solobond-Plus[®]-System, mit Primer und Adhäsiv (voco, Cuxhaven).

Der Syntac[®] Primer wurde 15 s lang appliziert und anschließend für 15 s trocken geblasen.

Im Falle des Solobond Plus[®] Primers wurde er 30 s lang eingearbeitet und dann für 15 s verblasen.

Schließlich wurden beide systemeigenen Adhäsive 15 s lang aufgetragen und bei schwachem Luftstrom 15 s lang verblasen.

Das Solobond Plus[®] System konnte nun bereits 20 s lang polymerisiert werden. Im Syntac[®] System folgte der Adhäsivanstrich mit Heliobond[®] (Ivoclar Vivadent Neunstadt), der nach 20 s der Penetration, verblasen wurde und für 20 s lichtpolymerisiert wurde.

2.3.4. Einbringen des plastischen Restaurationsmaterials

Zunächst wurde eine Tofflemire-Matrize (orbis dental Handels GmbH, Offenbach) um die Zahnkrone adaptiert. Die Herstellung der Restauration erfolgt schichtweise in 3 Inkrementen. Sie wurden keilförmig eingebracht und jeweils 20 s lichtpolymerisiert. Dabei wurden die im zuvor randomisiertem Verfahren festgelegten Flächen jeweils mit der auf Halogenbasis funktionierenden Polymerisationslampe (Elipar[®] Trilight, Espe) bzw. der auf LED-Basis arbeitenden Polymerisationslampe (Elipar[®] Freelight, Espe 3M) ausgehärtet.

Zum Schichten des Materials wurden Kugelstopfer benutzt. Die letzte Schicht wurde mittels eines Heidemannspatels grob vor strukturiert.

Es wurde mit einem Materialüberschuss gearbeitet um die Inhibitionsschicht während der Nachbehandlung der Restauration zu entfernen.

2.3.5. Nachbehandlung der Restaurationen

Die Konturierung der Kaufläche erfolgte nacheinander mit Rotring-Diamanten (ISO 806 314 001514 023, Kugelform, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo) und einem Composhape Diamant (ISO 806 314 257504 016, Flammenform, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo).

Die Approximalflächen wurden mit einem Rotring-Diamant (ISO 806 314 250514 016, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo) bearbeitet.

Zur Politur der Restaurationsfläche wurde ein Gummipolierer (Supergreenie) verwendet, sowie Soflex[®] -Scheiben der Farbe lila (Shofu dental, Ratingen, Deutschland) und Vaseline als Kühlmedium.

Es wurden alle rotierenden Instrumente nur je Gruppe, also für jeweils 10 Zähne, die mit demselben Composite restauriert waren benutzt und anschließend gegen einen neuen Satz ausgetauscht.

2.4. Histologische Aufarbeitung der Präparate

Die restaurierten Zähne wurden zunächst einer zyklischen Temperaturwechselbelastung (Thermocycling) zur künstlichen Alterung unterzogen. Dazu wurden die Präparate für je 50 s in Wasserbäder mit den Temperaturen von 6°C, 36 °C, 60 °C eingetaucht und mit 2000 Zyklen belastet.

Daraufhin wurden die Präparate in 10%iger Formalinlösung für mindestens 24 Stunden fixiert und anschließend für je eine halbe Stunde gewässert.

Schließlich erfolgte die Präparatentwässerung in einer aufsteigenden Alkoholreihe, bei dem jedes Präparat in Folge für drei Tage in 70%ige, 90%ige, 96%ige und zuletzt für sechs Tage in eine 100%ige Alkohollösung getränkt wurde.

Die Präparate wurden unter Vakuum (100-500 mbar) von lichthärtendem PMMA (Technovit 7200 VLC, Kulzer, Wehrheim) penetriert. Dies erfolgte zunächst für sieben Tage in einem Gemisch von PMMA und GMA (2-Hydroxy-ethyl-methacrylat, Merck, Darmstadt) und dann weitere sieben Tage mit reinem PMMA (Technovit 7200 VLC, Kulzer, Wehrheim).

Eingebettet wurden die Präparate mittels Polymerisation (Exakt-Lichtpolymerisationsgerät, Exakt-Apparatebau, Norderstedt) für vier Stunden unter gelbem und vier Stunden unter blauem Licht.

Die so vorbereiteten Präparate wurden getrimmt um sie möglichst parallel mit einem 3-Komponenten-Kleber (Technovit[®] 4000, Kulzer, Wehrheim) auf einem Objektträger fixieren zu können. So wurde es möglich die eingebetteten Zähne mit einem Trennschleifsystem (ETS, Exakt-Apparatebau, Norderstedt) in mesio-distaler Richtung im Restaurationszentrum zu halbieren. Dann wurden die in Kunststoff eingebetteten Präparate in planparallele Sektionen geschnitten mit einer Dicke von 70 µm in mesio-distaler Längsrichtung. Um eine Enddicke von 20 µm zu erreichen wurden die Schnitte mit einem Mikroschleifsystem (EMS, Exakt-Apparatebau, Norderstedt) in ihrer Dicke reduziert. Schließlich erfolgte die histologische Färbung der Schliffe mit Toluidin-Blau nach Donath (1988).

2.5. Lichtmikroskopische Auswertung

In der lichtmikroskopischen Auswertung wurden sowohl die Qualität der Restauration, sowie die Verbundzone, also der Kontaktbereich zwischen Composite und Zahnhartsubstanz, beurteilt.

Für die Beurteilung der Restaurationsqualität wurde eine 10fache Vergrößerung gewählt (Stereomikroskop M8 wild AG, Heerbrug, Schweiz). Es wurden folgende Punkte zur Beurteilung zugrunde gelegt:

- Homogene oder inhomogene Restauration
- Vorkommen von Lufteinschlüssen (keine, solitär, multiple)

- Bezug der Lufteinschlüsse zur Inhomogenität (mit Bezug, ohne Bezug)

Als Inhomogenität wurden hier sichtbare Inkrementgrenzen gewertet (siehe Abb. 2 und 3).

Alle Restaurationen wurden fotodokumentarisch im Dia-Format im Sinne einer Übersichtsaufnahme festgehalten (Wild MPS Photoautomat mit Kleinbildkassette, Wild, Heerbrug, Schweiz).

Ebenso wurde bei der Untersuchung der Verbundzone verfahren. Hierzu wurde eine 16fache Vergrößerung gewählt (Laboratoriums- und Forschungsmikroskop Leitz Dialux 20 EB, Leica, Wetzlar).

Die Kavität wurde in 5 Abschnitte unterteilt, wobei zwischen Dentin- und Schmelzarealen unterschieden wurde (Abb. 1).

Abschnitt 1 lag dabei in der cervikalen Ansträgung, Abschnitt 5 in der koronalen Schmelzanschrägung. Die Abschnitte 2 und 4 berücksichtigten die nicht angeschrägten Schmelz-Dentinareale. Abschnitt 3 lag in der Kavitätenbeuge und zeigte ausschließlich den Verbund zwischen Dentin und Composite (siehe Abb. 1)

Zur Untersuchung der Verbundzone wurde beurteilt, ob eine interne Spaltbildung zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartgewebe vorlag oder nicht.

Auch hier wurden von jedem histologischen Präparat zwei Farbfotos (mesial/distal) im Dia-Format (Wild MPS Photoautomat mit Kleinbildkassette, Wild, Heerbrug, Schweiz) erstellt.

In Einzelfällen wurde zusätzlich zu Dokumentationszwecken Fotos von Auffälligkeiten (z.B. massiver Randspalt, Lufteinschlüsse, Inkrementgrenzen, usw.) im Dia-Format mit 100facher Vergrößerung (Laboratoriums- und Forschungsmikroskop Leitz Dialux 20 EB, Leica, Wetzlar) angefertigt (siehe Abb. 3, 4 u. 5).

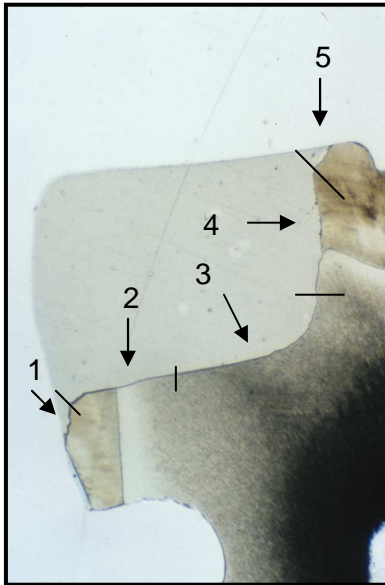


Abb. 1: Abschnitte für die Beurteilung des Verbundverhaltens in den Verbundzonen

Die Kontaktzone zwischen Composite und Zahnhartsubstanz wurde in 5 Abschnitte unterteilt.

Abschnitt 1: zervikale Schmelzanschrägung

Abschnitt 2: zervikales nicht angeschrägtes Schmelz- und Dentinareal

Abschnitt 3: Dentinareal

Abschnitt 4: koronales nicht angeschrägtes Schmelz- und Dentinareal

Abschnitt 5: koronale Schmelzanschrägung

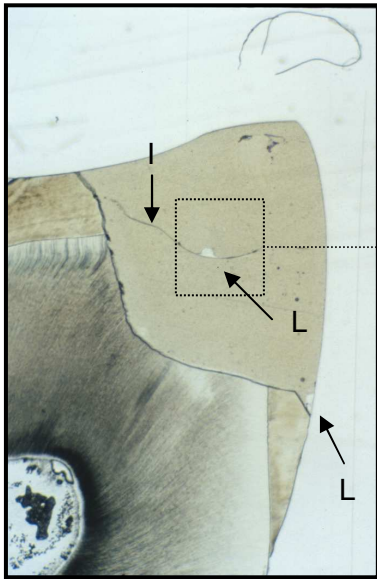


Abb. 2

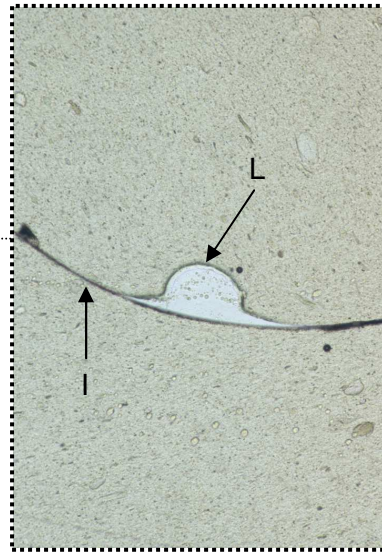


Abb. 3

Abb. 2: Beurteilung der Restaurationsqualität bei 16facher Vergrößerung

I = Inkrementgrenze

L = Lufteinschluss

Abb. 3: Detailaufnahme bei 100facher Vergrößerung

Lufteinschlüsse in Zusammenhang mit einer Inkrementgrenze.



Abb. 4: Detailaufnahme bei 100facher Vergrößerung

Restauration mit gutem Randschluss zervikal.



Abb. 5: Detailaufnahme bei 100facher Vergrößerung

Restauration mit mangelhaftem Randschluss koronal.

2.6. Herstellung der Replikas

Eine genaue Beurteilung der Randsituation sollte mittels des Elektronenrastermikroskops erfolgen, welches ein hochauflösendes Verfahren darstellt. Dazu war es erforderlich die Präparate zunächst abzuformen um anhand der Abformung sogenannte Replikas herstellen zu können. Die Präparate wurden mit einer niedrigviskösen Zweikomponentenmasse (Coltene[®] PRESIDENT lightbody, ISO 4823, Type 3, low consistency, Altstätten, Schweiz) abgeformt. Dazu wurde jeweils nur eine Seite (mesial oder distal) benetzt und in eine ebenfalls mit lightbody gefüllte Form gesetzt.

Die so angefertigten Abformungen wurden mit einem Zweikomponenten-Epoxidharz (Stycast[®], T-E-Klebetchnik, Hannover) ausgegossen. Damit das Epoxidharz in alle Bereiche der abgeformten Präparate vordringen konnte, wurden die Abdrücke vor dem Ausgießen mit oberflächenentspannenden Tensiden benetzt und getrocknet.

Nach der Erhärtung des Epoxidharzes konnten die Replikas dann vorsichtig aus ihren Formen entnommen werden. Anschließend wurden sie auf einen speziellen Trägerteller für das REM fixiert. Dabei wurde darauf geachtet die Restauration

möglichst parallel zur Trägeroberfläche auszurichten um ein möglichst senkrechtes Auftreffen des Elektronenstrahls auf die zu untersuchende Fläche zu erreichen.

Schließlich wurden die Präparate noch einem Vorgang namens „sputtern“ unterzogen. Dabei wurden die Präparate mit einer dünnen leitenden Metallschicht überzogen, die eine Aufladung der Präparate bei der Anwendung des REM verhindern soll. Es wurde eine feinkörnige Gold-Palladium-Legierung verwendet. Das „sputtern“ erfolgte mit dem Gerät Scancoat Six, Pirani 501 (Boc Edwards, West Sussex, UK) mit folgenden Einstellungen: KV 15, mA 20, Zeit: 48 sec., 2 mbar.

2.7. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

Die Präparate wurden mit dem REM (XL Series 30 W/TMP Package, PW 6635/15, Philips Electronics N.Y., Eindhoven, NL) untersucht.

Um reproduzierbare Areale zu beurteilen wurden jeweils drei Bereiche betrachtet, die bei einer 20fachen Vergrößerung zur besseren Orientierung nacheinander eingestellt wurden. Diese drei Bereiche ergaben sich zum einen aus dem tiefsten Punkt der Restauration cervical und zum anderen aus zwei Bereichen jeweils in Richtung oral und buccal der Restauration, auf einer Linie etwa 1mm vom tiefsten Punkt der Restauration entfernt.

So konnte die Randsituation der Präparate an drei Bereichen pro Kavität rasterelektronenmikroskopisch bei einer 100fachen Vergrößerung untersucht werden (siehe Abb. 6). Von jedem Präparat wurde eine Übersichtsaufnahme angefertigt, zu dem wurde von jedem untersuchten Areal je eine Aufnahme erstellt und elektronisch gespeichert (siehe Abb. 7-9)

Der Beurteilung der Randsituation wurden folgende Kriterien zugrunde gelegt:

- Perfekter Rand
- Randspalt
- Füllungsüberschuss
- Füllungsunterschuss
- Füllungsrandfraktur
- Schmelzrandfraktur

Die Ergebnisse wurden in Tabellen notiert (siehe Tab. 19-21) und in Histogrammen graphisch dargestellt (siehe Abb. 13-15).

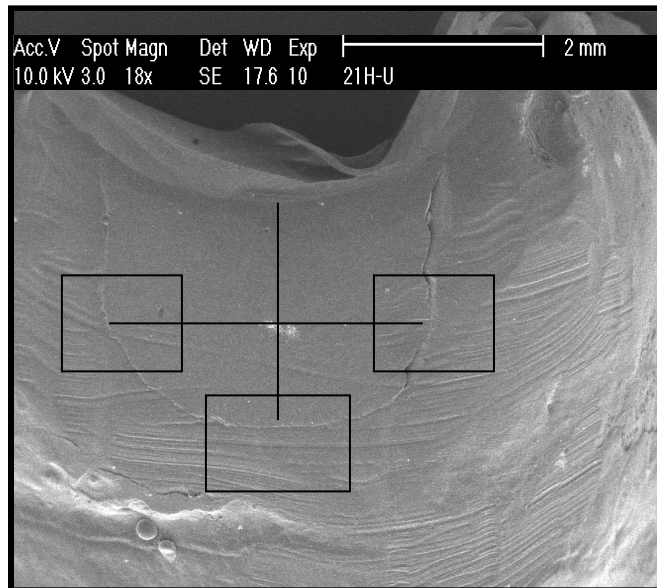
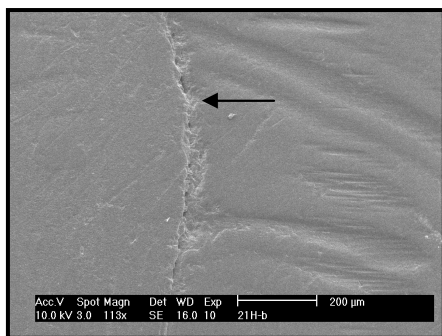
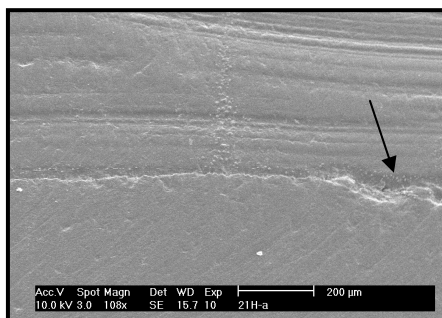


Abb. 6: Skizze der untersuchten Areale der REM-Aufnahmen in 20facher Vergrößerung

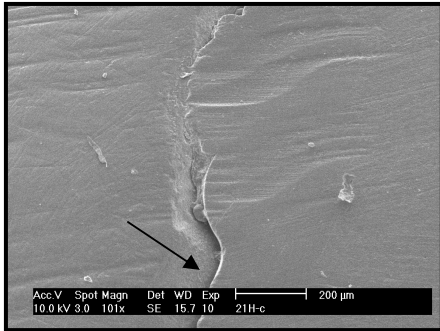
Pro Kavität wurden 3 Bereiche des Restaurationsrandes rasterelektronenmikroskopisch untersucht.



**Abb. 7: REM-Aufnahme in 100facher Vergrößerung:
leichter Füllungsüberschuss**



**Abb. 8: REM-Aufnahme in 100facher Vergrößerung:
Füllungsrandfraktur**



**Abb. 9: REM-Aufnahme in 100facher
Vergrößerung:
Randspalt**

2.8. Farbbestimmung mit Spectro Shade von MHT

Zur Untersuchung der Farbbeständigkeit nach der Polymerisation mit LED oder Halogenlampe wurde der Farbscanner „Spectro Shade“ von MHT benutzt. Die Farbbestimmung erfolgte auf der Basis des Vita Classical Ring.

Die Zähne mit den Restaurationen wurden aus der Lagerungsflüssigkeit (0,9 % Natriumchlorid + 0,001 % Natriumazid) entnommen, getrocknet und mittig in eine schwarze Box plaziert, sodass einmal die okklusale Fläche eingescannt und jeweils einmal die Approximalflächen eingescannt werden konnten. Anschließend wurden die Zähne sofort wieder in die Lagerflüssigkeit gegeben um ein Austrocknen zu vermeiden. Es wurde darauf geachtet, dass der Scanner möglichst parallel zur untersuchenden Fläche ausgerichtet wurde, um Verzerrungen mit einer möglichen Auswirkung auf die Farbe zu verhindern. Die schwarze Box absorbierte dabei wechselnde äußere Lichtverhältnisse, die die Farbauswertung hätten beeinflussen können.

Am Computer konnten die mittels Scanner erfassten Flächen dargestellt werden. Die Restaurationen wurden schließlich in der digitalen Darstellung markiert und ihre Farbe mit Hilfe der Computersoftware ausgewertet.

Die Ergebnisse wurden in Tabellen notiert (siehe Tab. 22 u 23) und in Histodiagrammen graphisch dargestellt (siehe Abb. 16-23).

2.9. Statistische Auswertung

Die im Rahmen der histologischen und raster-elektronen-mikroskopischen Untersuchung erhobenen Daten, sowie die Daten der Farbbestimmung wurden zur deskriptiven Betrachtung in Excel-Dateien zusammengestellt. Die statistische Auswertung der Befunde erfolgte mit Hilfe des Chi-Quadrat-Unabhängigkeitstestes unter Bestimmung des Kontingenzkoeffizienten C. Als Signifikanzniveau wurde $P < 0.05$ angenommen.

Nach Benninghaus (1985) liegt der Berechnung des Chi-Quadrates folgende Annahme zugrunde. Man kann die "vorgefundene Besetzung der Zellen mit einer Besetzung vergleichen, die man erwarten würde, wenn keine Beziehung zwischen den Variablen bestünde". Dabei ist von folgenden Arbeitshypothesen auszugehen:

H₀= Zwischen der Zufallsvariablen "Polymerisationsart" (gemeint sind die Kategorien "LED" oder "Halogen") und den Testaten besteht kein Zusammenhang. Die Wahrscheinlichkeit entweder mit LED oder Halogen z.B. einen fehlenden Verbund nachzuweisen ist messbar größer bzw. kleiner.

H₁= Zwischen den Zufallsvariablen "Polymerisationsart" (gemeint sind die Kategorien "LED" oder "Halogen") und den Testaten besteht ein (signifikanter) Zusammenhang. Die Wahrscheinlichkeit entweder mit LED oder Halogen z.B. einen fehlenden Verbund nachzuweisen ist messbar größer bzw. kleiner.

Nach Ebner (1985) beruhen die traditionellen chi-quadrat-basierenden Assoziationsmaße auf Vergleich der absoluten Häufigkeiten der sogenannten Kontingenztabelle (fb) mit den absoluten Häufigkeiten der sogenannten Indifferenztabelle (fe).

Zur Interpretation des Kontingenzkoeffizienten C haben nach Benninghaus (1985) alle Assoziationskoeffizienten "den Wert 0, wenn keine Beziehung zwischen den Variablen besteht. Im Übrigen variieren die Zahlenwerte zwischen 0 und 1".

3. Ergebnisse

3.1. Verbundanalyse im Lichtmikroskop

Zur Analyse des Verbundes der Restaurationsmaterialien an den Kavitätenwänden im Lichtmikroskop wurde in 5 Abschnitten ermittelt, ob ein mikroskopischer Spalt vorhanden war oder nicht. Hierzu wurden zunächst alle Ergebnisse der verschiedenen getesteten Materialien (Arabesk[®] A 2, Arabesk[®] A 3, Tetric[®] A 2, Tetric[®] A2) pro Verbundzonenabschnitt nebeneinander gestellt und schließlich noch nach Polymerisationsart (Halogen oder LED) unterschieden (siehe Tab. 1-8 u. Abb. 10 u 11).

Eine statistische Auswertung erfolgte ebenfalls für die einzelnen Verbundzonen. Zudem wurden Auswertungen der Verbundzonen insgesamt vorgenommen in Abhängigkeit von Material und Farbe sowie in Unabhängigkeit von Material und Farbe (siehe stat. Auswertung 1-10; Kap. 7.3.).

Es zeigte sich, dass in Abschnitt 1, der cervikalen Ansträgung, bei der Polymerisation mit der Halogenlampe bei Arabesk[®] A 2 und Tetric[®] A 3 in 10 von 10 Proben ein Verbund vorhanden war. Bei den Materialien Arabesk[®] A 2 und Tetric[®] A 2 zeigte jeweils 1 Probe von 10 einen fehlenden Verbund. Im Vergleich dazu ergab die Verbundanalyse für die Polymerisation mit der LED-Lampe einen Verbund für alle 4 Materialien bei 10 von 10 Proben (siehe Abb. 10 u. 11).

In der statistischen Auswertung ergab die Chi-Quadrat-Berechnung einen Wert von 0,07, der Kontingenzkoeffizient C beträgt 0,1 (siehe stat. Auswertung 1; Kap. 7.3.).

In Abschnitt 2, dem cervikalen Schmelz-Dentin-Areal, ergab sich für Arabesk[®] A 2 und Arabesk[®] A 3 sowohl bei der Polymerisation mit der Halogenlampe als auch mit der LED-Lampe ein Verbund in 10 von 10 Proben. Bei Tetric[®] A 2 zeigte sich jedoch bei der Polymerisation mit der Halogenlampe nur ein Verbund in jeweils 7 von 10 Proben, bei der LED-Lampe in jeweils 9 von 10 Proben. Tetric[®] A 3 zeigte einen Verbund bei der Halogenlampen-Polymerisation in jeweils 8 von 10 Proben, bei der LED-Lampen-Polymerisation in jeweils 7 von 10 Proben (siehe Abb. 10 u. 11).

In der statistischen Auswertung ergab die Chi-Quadrat-Berechnung einen Wert von 0,3. Die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab einen Wert von 0,19 (siehe stat. Auswertung 2; Kap. 7.3.).

Abschnitt 3, das reine Dentin-Areal, zeigte einen Verbund von Arabesk[®] A 2 in 10 von 10 Proben bei der Polymerisation mit der Halogenlampe und einen Verbund von jeweils 9 von 10 Proben mit der LED-Lampe. Arabesk[®] A 3 zeigte bei jeweils 2 von 10 Proben keinen Verbund bei der Polymerisation mit der Halogenlampe. Bei der Polymerisation mit der LED-Lampe bestand ein Verbund für dieses Material in 10 von 10 Proben. Tetric[®] A 2 und Tetric[®] A 3 zeigte für beide Polymerisationslampen einen Verbund für Tetric[®] A 2 bei jeweils 9 von 10 Proben, für Tetric[®] A 3 bei jeweils 7 von 10 Proben (siehe Abb. 10 u. 11).

In der statistischen Auswertung ergab die Chi-Quadrat-Berechnung einen Wert von 0,26. Die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab einen Wert von 0,18 (siehe stat. Auswertung 3; Kap. 7.3.).

.

Im koronalen Schmelz-Dentin-Areal, Abschnitt 4, ergab sich ein Verbund für Arabesk[®] A 2, Arabesk[®] A 3 und Tetric[®] A 2 bei beiden Polymerisationslampen, zum einen ein Verbund in jeweils 9 von 10 Proben für Arabesk[®] A 2, in 10 von 10 Proben für Arabesk[®] A 3, und ein Verbund in jeweils 8 von 10 Proben bei Tetric[®] A 2. Tetric[®] A 3 zeigte einen Verbund in jeweils 9 von 10 Proben bei der Polymerisation mit der Halogenlampe und einen Verbund in jeweils 7 von 10 Proben bei der Polymerisation mit der LED-Lampe (siehe Abb. 10 u. 11).

In der statistischen Auswertung ergab die Chi-Quadrat-Berechnung einen Wert von 0,21. Die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab einen Wert von 0,16 (siehe stat. Auswertung 4; Kap. 7.3.).

In der letzten Verbundzone, Verbundzone 5, die in der koronalen Schmelzanschrägung liegt, zeigte Arabesk[®] A 2 einen vorhandenen Verbund in jeweils 6 von 10 Proben bei Halogenlampen-Polymerisation und einen vorhandenen Verbund in jeweils 8 von 10 Proben bei LED-Lampen-Polymerisation. Arabesk[®] A 3

wies einen Verbund in jeweils 7 von 10 Proben bei der Polymerisation mit der Halogenlampe und einen Verbund in jeweils 8 von 10 Proben bei der Polymerisation mit der LED-Lampe auf. In 10 von 10 Proben erreichte Tetric[®] A 2 einen Verbund bei Halogenlampen-Polymerisation, in jeweils 6 von 10 Proben einen Verbund bei LED-Lampen-Polymerisation. Tetric[®] A 3 zeigte in der Polymerisation mit der Halogenlampe einen Verbund in jeweils 8 von 10 Proben, während in der Polymerisation mit der LED-Lampe ein Verbund in jeweils 6 von 10 Proben vorlag (siehe Abb. 10 u. 11).

In der statistischen Auswertung ergab die Chi-Quadrat-Berechnung einen Wert von 1,52. Die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab einen Wert von 0,4 (siehe stat. Auswertung 5; Kap. 7.3.).

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten für die Verbundzonen, abhängig vom Material, aber unabhängig von der Farbe, ergab für Arabesk[®] einen Chi-Quadrat-Wert von 0,15, der Kontingenzkoeffizienten C betrug 0,12 (siehe stat. Auswertung 6; Kap. 7.3.).

In Abhängigkeit vom Material für Tetric[®] ergab der Chi-Quadrat-Test einen Wert von 1,16, als Kontingenzkoeffizienten C wurde 0,32 ermittelt (siehe stat. Auswertung 7; Kap. 7.3.).

In Abhängigkeit der Farbe A2, aber unabhängig vom Material, ergab der Chi-Quadrat-Test einen Wert von 0,3, der Kontingenzkoeffizient C betrug 0,17 (siehe stat. Auswertung 8; Kap. 7.3.).

In Abhängigkeit der Farbe A3, ergaben sich die Werte 0,28 für Chi-Quadrat und 0,17 für den Kontingenzkoeffizienten C (siehe stat. Auswertung 9; Kap. 7.3.).

Unabhängig von Material und Farbe ergab die Chi-Quadrat-Berechnung einen Wert von 0,28, als Kontingenzkoeffizient C wurde der Wert 0,17 ermittelt (siehe stat. Auswertung 10; Kap. 7.3.).

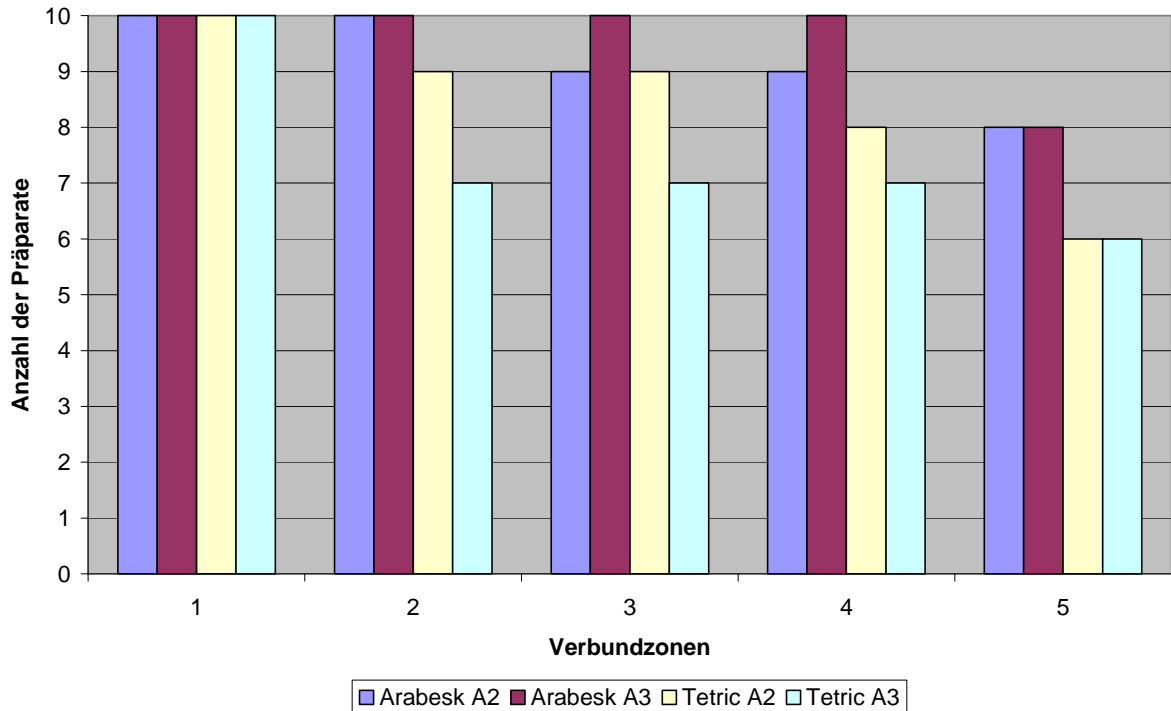


Abb. 10: Verbund des Restaurationsmaterials an den Kavitätenwänden in den 5 Verbundzonen

Arabesk® A2: n=10

Arabesk® A3: n=10

Tetric® A2: n=10

Tetric® A3: n= 10

In der Graphik wird der Verbund nach Polymerisation mit der LED-Lampe dargestellt.

Verbundzoneneinteilung:

- 1 = zervikale Schmelzanschrägung
- 2 = zervikales Schmelz-Dentinareal
- 3 = Dentinareal
- 4 = koronales Schmelz-Dentinareal
- 5 = koronale Schmelzanschrägung

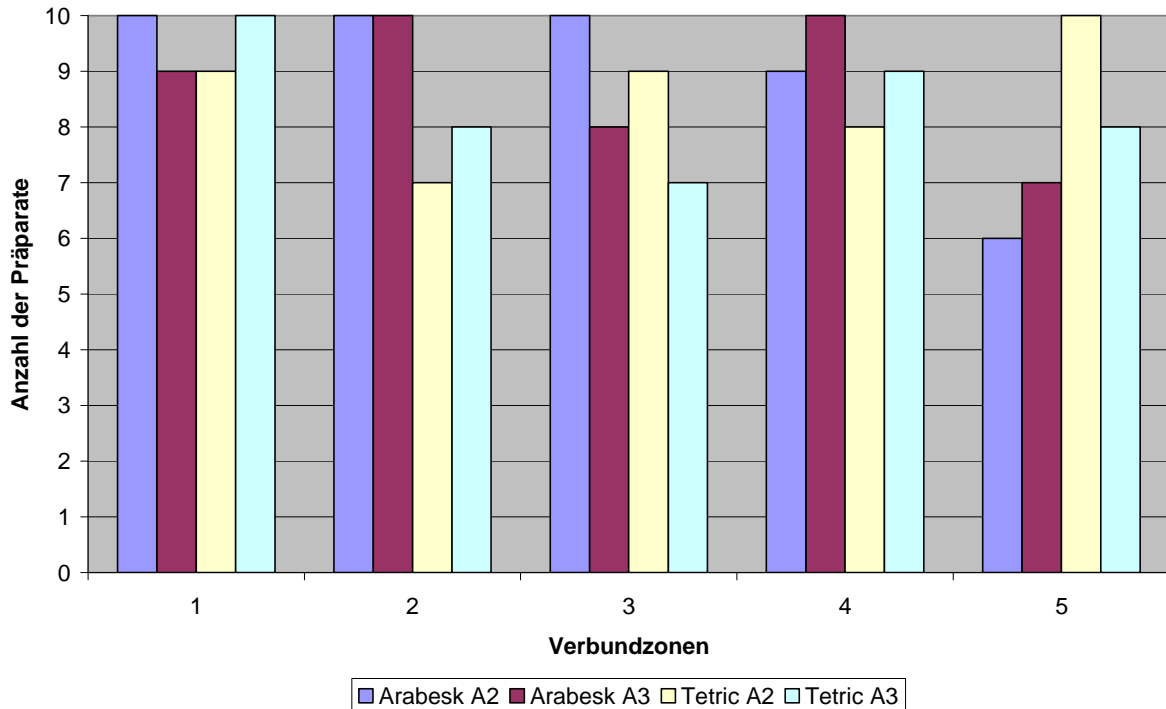


Abb. 11: Verbund des Restaurationsmaterials an den Kavitätenwänden in den 5 Verbundzonen

Arabesk[®] A2: n=10

Arabesk[®] A3: n=10

Tetric[®] A2: n=10

Tetric[®] A3: n= 10

In der Graphik wird der Verbund nach Polymerisation mit der Halogen-Lampe dargestellt.

Verbundzoneneinteilung:

- 1 = zervikale Schmelzanschrägung
- 2 = zervikales Schmelz-Dentinareal
- 3 = Dentinareal
- 4 = koronales Schmelz-Dentinareal
- 5 = koronale Schmelzanschrägung

3.2. Homogenität des Füllungswerkstoffes

Die qualitative Betrachtung der Restaurationen erfolgte nach den Kriterien der Homogenität der Restaurationen, dem Vorhandensein von Lufteinschlüssen, solitäre oder multiple und ob die Lufteinschlüsse mit einer Inhomogenität in Verbindung standen (siehe Tab. 9-18). Schließlich wurden die Ergebnisse in ein Histodiagramm übertragen, welches die verschiedenen Materialien (Arabesk[®] A 2, Arabesk[®] A 3, Tetric[®] A 2, Tetric[®] A 3) nebeneinander, bezüglich der jeweiligen qualitativen Betrachtung, darstellt (siehe Abb. 12 u. 13). Auch hier wurde nach der jeweiligen Polymerisationslampe (Halogen, LED) unterschieden.

Die Daten zur Homogenität und dem Vorhandensein von Lufteinschlüssen wurden ebenfalls statistisch untersucht. Dazu wurden alle Restaurationen entsprechend dem Grad der Homogenität zusammengefasst und jeweils in Abhängig vom Material und der Farbe einem Chi-Quadrat-Test unterzogen, der auch die Grundlage zur Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab. Ebenso wurde mit den Lufteinschlüssen verfahren (siehe stat. Auswertung 11-14; Kap. 7.3.).

Die Restauration mit Arabesk[®] A 2 zeigte mit der Halogen-Polymerisationslampe keine Inhomogenität (siehe Abb. 13). Mit LED polymerisiert wies die Restauration in einem Fall eine Inhomogenität auf, also in einem Anteil von 10 % der Fälle (siehe Abb. 12).

Die Restauration mit Arabesk[®] A 3 zeigte bei der Halogenpolymerisation in 20 % eine Inhomogenität (siehe Abb. 13). Das gleiche Material mit LED-Polymerisation wies in 30 % der Fälle eine Inhomogenität auf (siehe Abb. 12).

Tetric[®] A 2 zeigte in seiner Restauration keine Inhomogenität bei der Polymerisation mit Halogen (siehe Abb. 13) und in 20 % der Fälle eine Inhomogenität bei der Polymerisation mit LED (siehe Abb. 12).

Tetric[®] A 3 wies in seiner Restauration in 40 % der Fälle eine Inhomogenität bei der Halogenpolymerisation (siehe Abb. 13) und in 70 % der Fälle bei der LED-Polymerisation auf (siehe Abb. 12).

Die statistische Auswertung der Daten zur Homogenität insgesamt abhängig vom Material, aber unabhängig von der Farbe, ergab für Arabesk[®] und Tetric[®] im Chi-

Quadrat-Test einen Wert von 0,24, als Kontingenzkoeffizient C wurde ebenfalls der Wert 0,24 ermittelt (siehe stat. Auswertung 11; Kap. 7.3.). Die Untersuchung "abhängig von der Farbe A2 und A3, aber unabhängig vom Material", ergab einen Chi-Quadrat-Wert von 0,11, der Kontingenzkoeffizient C betrug 0,16 (siehe stat. Auswertung 12; Kap. 7.3.).

Bei der Polymerisation mit Halogen-Licht zeigten sich in der Arabesk[®] A 2-Restauration zu 50 % solitäre und in 50 % multiple Lufteinschlüsse (siehe Abb. 12).

Bei der Polymerisation mit LED zeigten sich in 30 % der Restaurationen keine Lufteinschlüsse, 50 % wiesen solitäre Lufteinschlüsse auf und 20 % multiple (siehe Abb. 12). Die Restaurationen in Arabesk[®] A 3 zeigten in 40 % keine Lufteinschlüsse, in 10 % solitär und in 50 % multiple Lufteinschlüsse bei der Polymerisation mit Halogen (siehe Abb. 13).

Bei der Polymerisation mit LED zeigten 40 % der Restaurationen keine Lufteinschlüsse, 10 % solitäre und 50 % multiple (siehe Abb. 12).

In der aus Tetric[®] A 2 hergestellten Restauration zeigten sich in 60 % der Fälle keine Lufteinschlüsse, jeweils in 20 % solitäre und multiple Lufteinschlüsse, bei der Polymerisation mit Halogenlicht (siehe Abb. 13). In der Aushärtung mit LED-Licht wies die Restauration in 50 % der Fälle keine Lufteinschlüsse auf, in 20 % zeigten sich solitäre und 30 % multiple Lufteinschlüsse (siehe Abb. 12).

In der Restauration mit Tetric[®] A 3 zeigten sich bei der Polymerisation mit Halogen in 50 % der Fälle keine Lufteinschlüsse, in 20 % solitäre und in 30 % multiple Lufteinschlüsse (siehe Abb. 13).

Bei der Polymerisation mit LED lagen in 40 % der Fälle keine Lufteinschlüsse vor, in jeweils 30 % gab es solitäre und multiple Lufteinschlüsse (siehe Abb. 12).

Bei der Auswertung der Lufteinschlüsse die im Bezug zu einer Inkrementgrenze stehen wurden die Ergebnisse unter zwei Gesichtspunkten erzielt. Bei der ersten Auswertung wurde ermittelt wie oft Lufteinschlüsse im Bezug zu wievielen vorhandenen Inkrementgrenzen stehen sind (siehe Tab. 17). Die zweite Auswertung fragt nach dem Anteil der Restaurationen an der Gesamtzahl der hergestellten Restaurationen, die beide Parameter, also Inkrement-Grenzen und Lufteinschlüsse, zeigen (siehe Tab. 18 u. Abb. 14).

Die Auswertung der Lufteinschlüsse die mit Inkrementgrenzen im Bezug stehen zeigte, dass bei Arabesk® A 2 in den mit Halogenlicht polymerisierten Restaurationen keine Inhomogenitäten gefunden wurden und somit auch keine Lufteinschlüsse damit in Verbindung stehen können. Das gleiche Ergebnis gab es bei Tetric® A 2. Die LED-Licht-gehärteten Restaurationen zeigten bei Arabesk® A 2, wie auch bei Tetric® A 2 jeweils eine Inkrementgrenze auf, die einmal mit Bezug zu einem Lufteinschluss (Tetric® A 2) und einmal ohne Bezug zu einem Lufteinschluss (Arabesk® A 2) vorhanden war (siehe Abb. 14).

Bei dem Restaurationsmaterial Arabesk® A 3 zeigten LED und Halogen dasselbe Ergebnis. Es gab jeweils 2 Restaurationen in den sowohl Inkrementgrenzen als auch Lufteinschlüsse zu finden waren. Jeweils lagen die Lufteinschlüsse einmal mit Bezug und einmal ohne Bezug zu dieser Inhomogenität vor (siehe Abb. 14).

Bei Tetric® A 3 variierte das Ergebnis im Vergleich zwischen Halogen- und LED-polymerisierten Restaurationen. Bei LED-Licht lagen 4 Restaurationen vor mit beiden Parametern. Jeweils zweimal gab es Lufteinschlüsse mit und ohne Bezug zur Inkrementgrenze (siehe Abb. 14).

Bei Halogenlicht-gehärteten Restaurationen gab es 2 Restaurationen mit Inhomogenitäten und Lufteinschlüssen. In beiden Fällen lagen Lufteinschlüsse und Inkrementgrenze im Bezug zueinander (siehe Abb. 14).

Insgesamt zeigten 20 % der mit LED-Licht gehärteten Restaurationen sowohl Inhomogenitäten als auch Lufteinschlüsse. Bei den mit Halogen-Licht polymerisierten Restaurationen waren es 10 % die beide Parameter aufwiesen.

In der statistischen Auswertung der Daten zu den Lufteinschlüssen insgesamt ergab sich in der Berechnung abhängig vom Material, Arabesk® und Tetric®, aber unabhängig von der Farbe, ein Chi-Quadrat-Wert von 0,49 und ein Kontingenzkoeffizient C von 0,33 (siehe stat. Auswertung 13; Kap. 7.3.).

In Abhängigkeit der Farbe A2 und A3, aber unabhängig vom Material, wurde ein Chi-Quadrat-Wert von 0,18 errechnet und der Kontingenzkoeffizient C 0,21 (siehe stat. Auswertung 14; Kap. 7.3.).

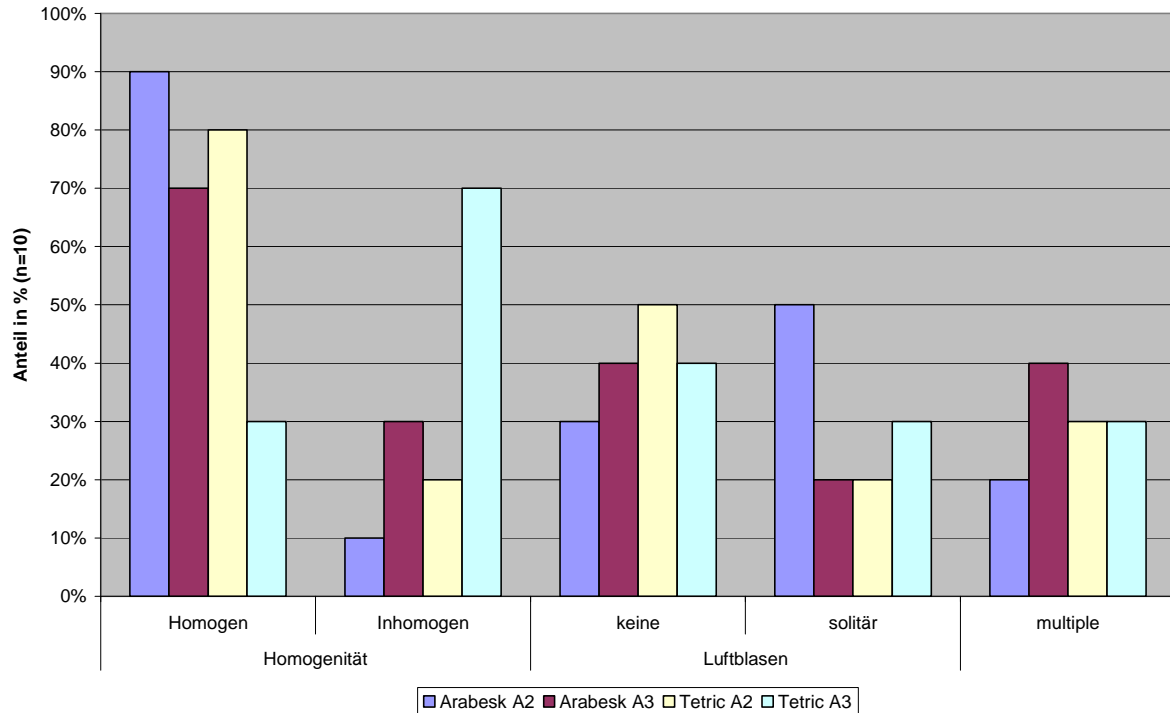


Abb. 12: Homogenität der Restaurationen mit Beurteilung des Vorhandenseins von Inkrementgrenzen (Inhomogenitäten) und Lufteinschlüsse

Arabesk® A2: n=10

Arabesk® A3: n=10

Tetric® A2: n=10

Tetric® A3: n= 10

In der Graphik wird die Qualität nach Polymerisation mit der LED-Lampe dargestellt.

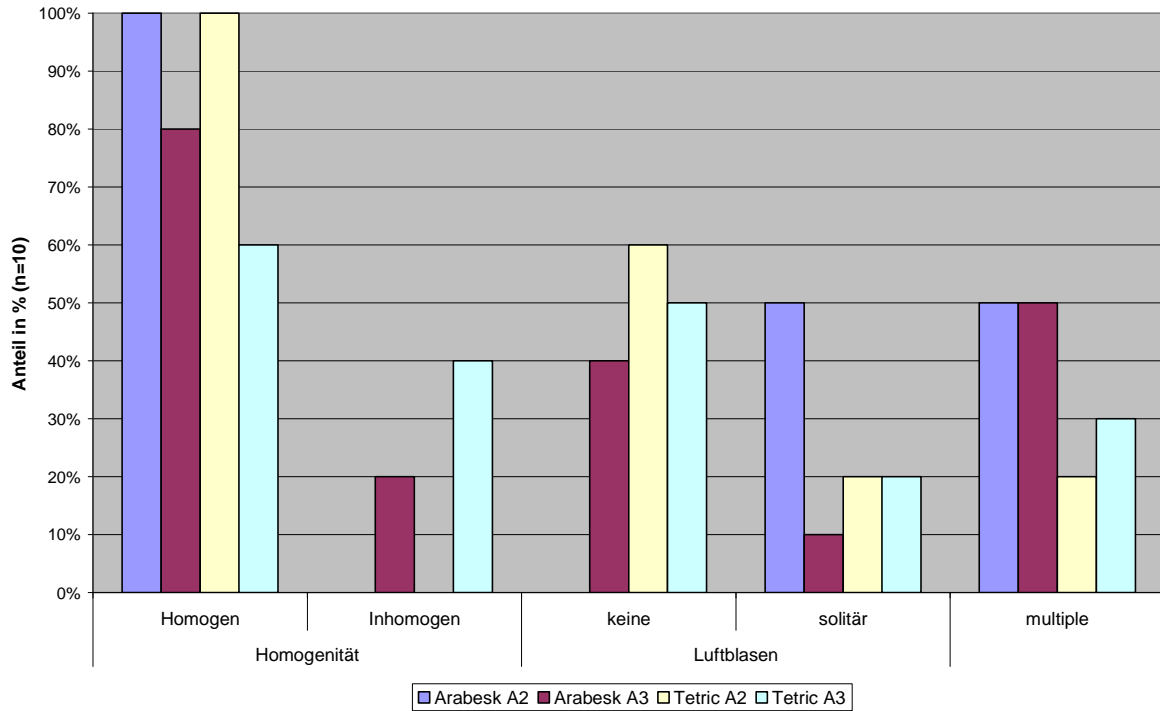


Abb. 13: Homogenität der Restaurationen mit Beurteilung des Vorhandenseins von Inkrementgrenzen (Inhomogenitäten) und Lufteinschlüsse

Arabesk® A2: n=10

Arabesk® A3: n=10

Tetric® A2: n=10

Tetric® A3: n= 10

In der Graphik wird die Qualität nach Polymerisation mit der Halogen-Lampe dargestellt.

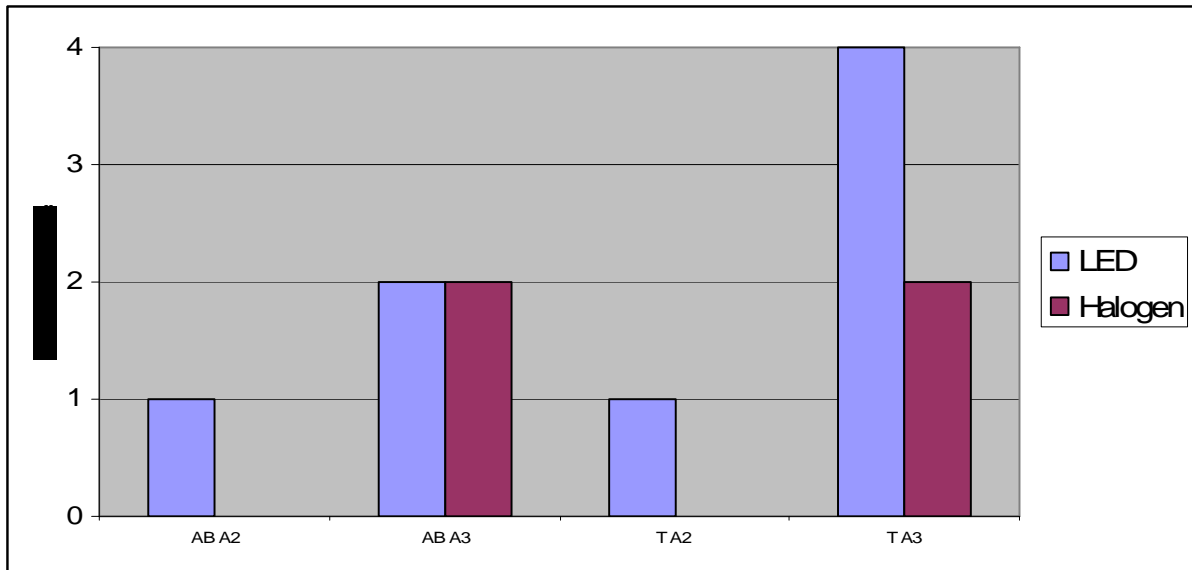


Abb. 14: Inhomogenitäten und Lufteinschlüsse

Dargestellt wird die Anzahl der Restaurationen mit Inhomogenitäten und Lufteinschlüssen.

AB A2 = Arabesk[®] A2 (n=10)

AB A3 = Arabesk[®] A3 (n=10)

T A2 = Tetric[®] A2 (n=10)

T A3 = Tetric[®] A3 (n=10)

3.3. Randqualitätenbeurteilung mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskop

Zur Randqualitätenbeurteilung mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops wurden stichprobenartig jeweils 10 Replikas der mit Halogenlicht polymerisierten Restaurationen ausgewertet, ebenso wurde mit LED-Licht polymerisierten Restaurationen verfahren.

Von jeder Restauration wurde an 3 definierten Punkten eine Beurteilung vorgenommen (siehe Abb. 6). Die Beurteilungen erstreckten sich über die Qualitäten:

- Perfekter Rand
- Randspalt
- Unterschuss
- Überschuss
- Schmelzfraktur
- Füllungsrandfraktur (siehe Abb. 6-9).

Der prozentuale Anteil in den Ergebnissen bezieht sich auf die Anzahl der untersuchten Flächen. Zur besseren Übersicht wurden die Ergebnisse unter verschiedenen Gesichtspunkten in Tabellen übertragen. Zum einen wurden die Ergebnisse unabhängig von Farbe und Material nur nach der Aushärtungsart (mit Halogen- oder LED-Licht) ausgewertet (siehe Tab. 19). Dann wurden die Ergebnisse aufgesplittet. Einmal in die Betrachtung in Abhängigkeit vom Material (Arabesk[®], Tetric[®]) (siehe Tab. 20) und schließlich die Betrachtung in Abhängigkeit der Farbe (A 2, A 3) (siehe Tab. 21). Für die graphische Darstellung wurden Balkendiagramme gewählt, die die Ergebnisse für Halogen und LED jeweils vergleichend präsentieren (siehe Abb. 15 - 19).

Auch in der statistischen Auswertung erfolgten die Berechnungen von Chi-Quadrat und des Kontingenzkoeffizienten C einmal im Vergleich in Unabhängigkeit von Material und Farbe (siehe stat. Auswertung 15), sowie jeweils einmal im Vergleich abhängig vom Material (Arabesk[®], Tetric[®]) (siehe stat. Auswertung 16 u 17; Kap. 7.3.) und im Vergleich abhängig von der Farbe (A 2, A 3) (siehe stat. Auswertung 18 u 19; Kap. 7.3.).

Im direkten Vergleich der Polymerisation mit LED und Halogen, ohne Abhängigkeit vom Composite-Material und der Farbe, zeigte sich in 50 % der Fälle ein perfekter Rand bei Halogenlicht und in 36,7 % ein perfekter Rand bei LED-Licht. Randspalten

zeigten sich in 20 % bei Halogenpolymerisation, 33,3 % bei LED-Polymerisation. Ein Unterschuss der Restauration wurde bei beiden in 6,7 % gefunden. Ein Überschuss lag in 16,7 % bei Restaurationen mit Halogenlicht-Polymerisation vor, in 23,3 % bei Restaurationen mit LED-Licht-Polymerisation. Schmelzfrakturen wurden bei keiner der Proben gefunden. Eine Füllungsrandfraktur zeigte sich nur bei Halogen mit 6,7 % (siehe Abb. 15).

Im Vergleich der Polymerisation mit LED-Licht zu Halogenlicht in Abhängigkeit vom Composite-Material (Arabesk[®], Tetric[®]), zeigte sich ein perfekter Rand in 46 % der Restaurationen bei Halogenlicht-Polymerisation im Composite-Material Arabesk[®] und in 53% im Composite-Material Tetric[®]. Bei LED-Licht-Polymerisation lag der Anteil der Restaurationen mit perfektem Rand bei 40 % in Arabesk[®] und 33,3 % in Tetric[®]. Eine Randspaltbildung war in 13,3 % der Fälle in Arabesk[®]-Restaurationen zu finden bei Polymerisation mit Halogen, in 26,7 % in Tetric[®]-Restaurationen. 33 % zeigten in Arabesk[®]-Restaurationen einen Randspalt bei der Polymerisation mit LED, 33,3 % eine Randspaltbildung in Tetric[®]-Restaurationen. Ein Unterschuss in der Restauration lag sowohl in Arabesk[®] als auch in Tetric[®] bei 6,7 % vor bei Halogen. Die LED-gehärteten Restaurationen wiesen in 13 % einen Unterschuss auf in Arabesk[®], 0 % in Tetric[®]. Ein Restaurationsüberschuss gab es in 20 % der Fälle bei Halogen in Arabesk[®]-Restaurationen, in 13,3 % in Tetric[®]-Restaurationen. Bei der Polymerisation mit LED lag der Anteil bei 13 % in Arabesk[®] und 33,3 % in Tetric[®]. Schmelzfrakturen lagen keine vor. Füllungsrandfrakturen wurden nur in Arabesk[®] bei der Polymerisation mit Halogenlicht in 13,3 % gefunden (siehe Abb. 16 u. 17).

Bei der Betrachtung der Restaurationen mit der Polymerisation mit Halogen und LED in Abhängigkeit der Farbe ergab sich ein perfekter Rand jeweils in 50 % in der Farbe A 2 und A 3 bei Halogenlicht-Polymerisation. Die LED-Licht-gehärteten Restaurationen wiesen in der Farbe A 2 zu 50 % einen perfekten Rand auf und zu 27,8 % in der Farbe A 3. Ein Randspalt zeigte sich in A 2 in 16,7 % der Fälle bei Polymerisation mit Halogenlicht, in A 3 in 25 %. Bei der Polymerisation mit LED wiesen 8,3 % einen Randspalt in den Restaurationen der Farbe A 2 auf, in 50 % einen Randspalt in den Restaurationen der Farbe A 3. Ein Restaurationsunterschuss lag in 5,6 % in der Farbe A 2, in 8,3 % in der Farbe A3 bei der Polymerisation mit Halogenlicht. Die mit LED-Licht polymerisierten Restaurationen der Farbe A 2 wiesen in 0 % einen Restaurationsunterschuss auf, in der Farbe A 3 in 11,1 %. Ein Restaurationsüberschuss gab es in 27,8 % der Fälle bei A 2-Restaurationen die mit

Halogenlicht polymerisiert wurden, in 0 % bei A 3-Restaurationen. In A 2-Restaurationen, die mit LED-Licht polymerisiert wurden, zeigte sich in 41,7 % ein Restauraionsüberschuss, in 11,1 % in A 3-Restaurationen. Schmelzfrakturen lagen keine vor. Füllungsrandfrakturen wurden nur in der Farbe A 3 mit 16,7 % gefunden, deren Restauration mit Halogenlicht polymerisiert wurde (siehe Abb. 18 u. 19).

Die statistische Auswertung der Daten ergab für den Vergleich unabhängig von Material und Farbe einen Chi-Quadrat-Wert von 13,18 und einen Kontingenzkoeffizienten C von 0,72 (siehe stat. Auswertung 15; Kap. 7.3.).

Für den Vergleich in Abhängigkeit vom Material wurde ein Chi-Quadrat-Wert von 25,80 und ein Kontingenzkoeffizient C von 0,83 für Arabesk[®] ermittelt (siehe stat. Auswertung 16). Für Tetric[®] ergab der Chi-Quadrat-Test einen Wert von 20,63, die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab 0,8 (siehe stat. Auswertung 17; Kap. 7.3.).

Im Vergleich in Abhängigkeit von der Farbe ergab Chi-Quadrat bei A2 einen Wert von 11,25, als Kontingenzkoeffizient C wurde 0,69 errechnet (siehe stat. Auswertung 18). Für A3 lautet der Chi-Quadrat-Wert 42,87, der Kontingenzkoeffizient C ergab 0,88 (siehe stat. Auswertung 19; Kap. 7.3.).

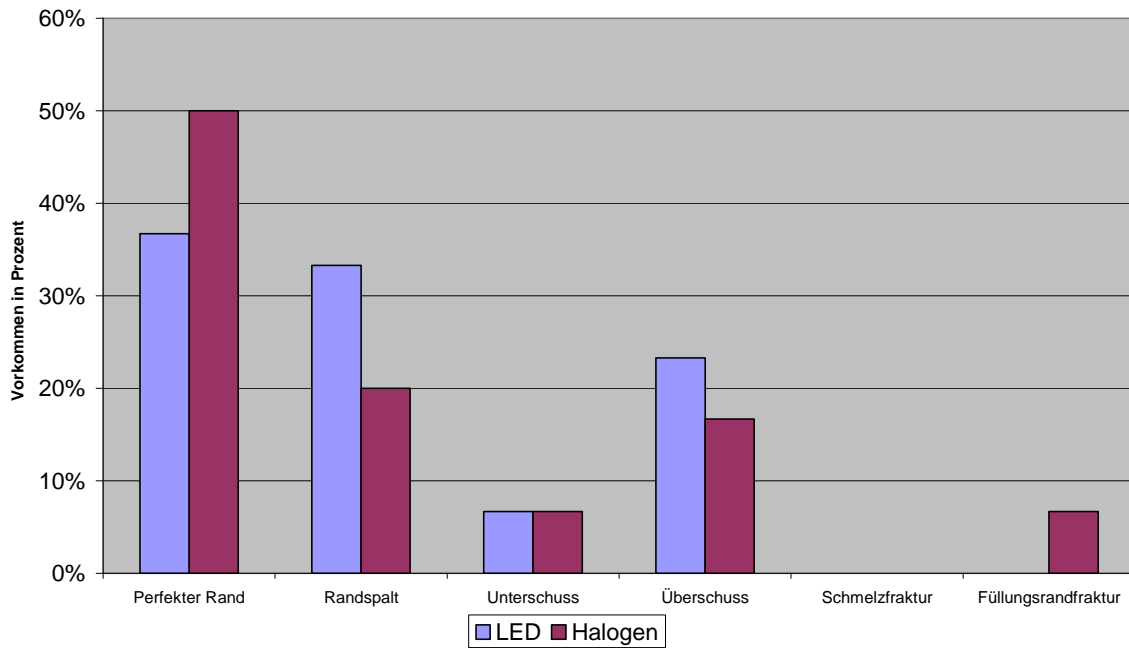


Abb. 15: Beurteilung der Randqualität mit dem REM unabhängig von Material und Farbe

Die Graphik zeigt die REM-Auswertung aller Restaurationen, die mit Arabesk[®] A2 und A3, sowie mit Tetric[®] A2 und A3 hergestellt wurden.

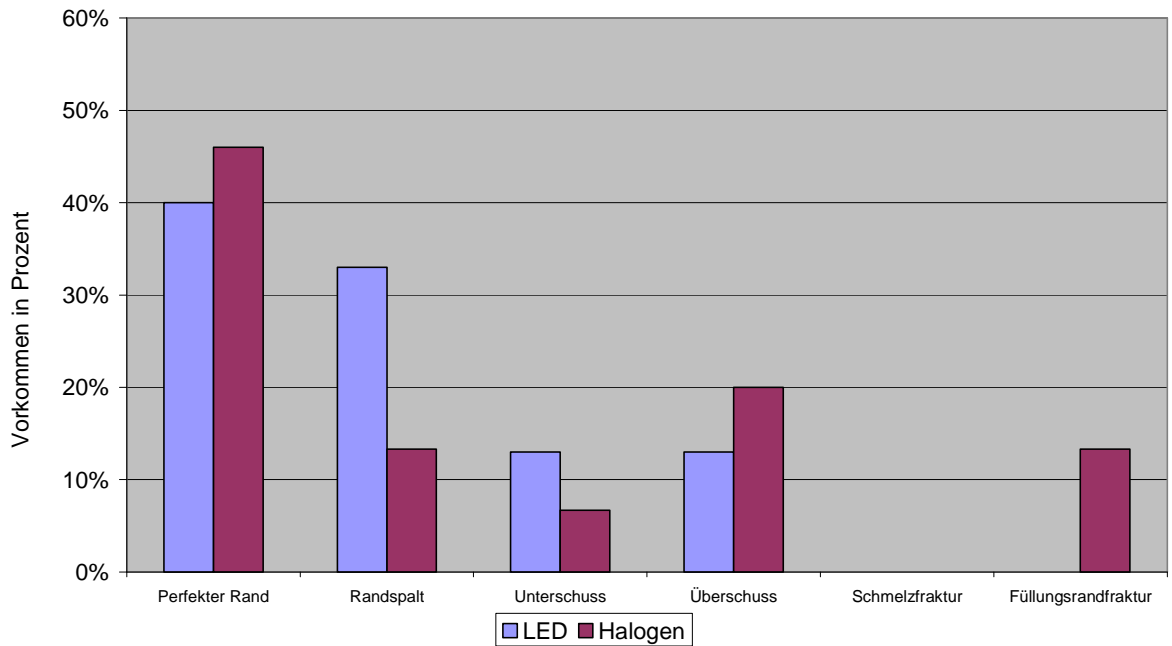


Abb. 16: Beurteilung der Randqualität mit dem REM abhängig vom Material

Die Graphik zeigt die REM-Auswertung der Restaurationen mit Arabesk[®], unabhängig von der Farbe.

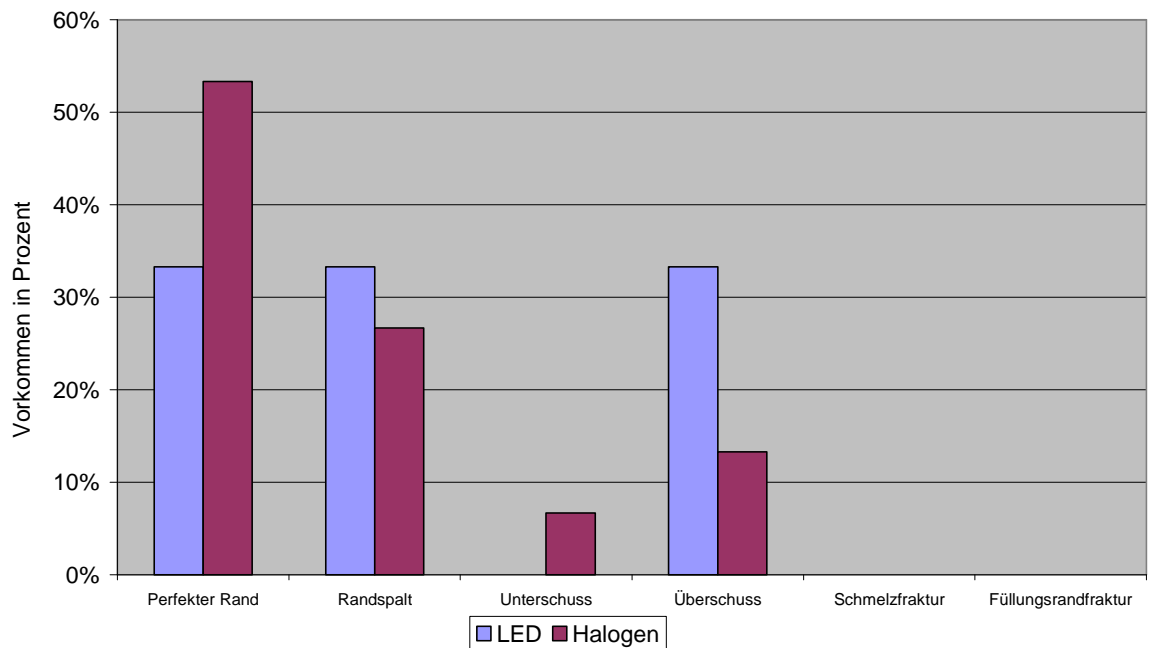


Abb. 17: Beurteilung der Randqualität mit dem REM abhängig vom Material

Die Graphik zeigt die REM-Auswertung der Restaurationen mit Tetric[®], unabhängig von der Farbe.

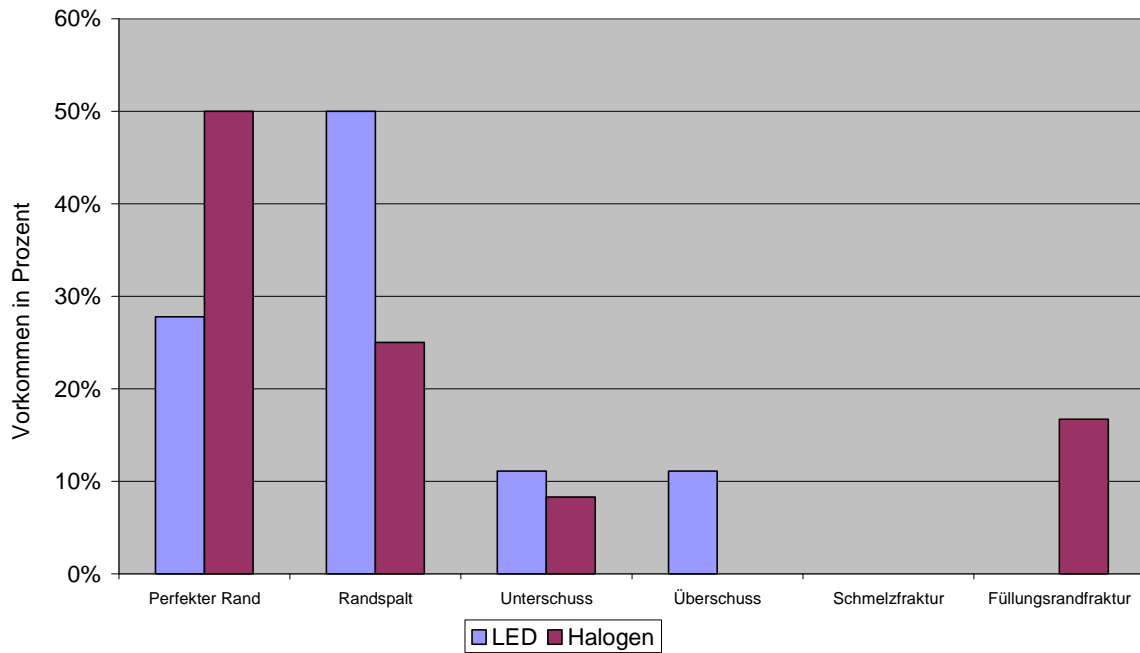


Abb. 18: Beurteilung der Randqualität mit dem REM abhängig von der Farbe
Die Graphik zeigt die REM-Auswertung der Restaurationen mit der Farbe A3, unabhängig vom Material.

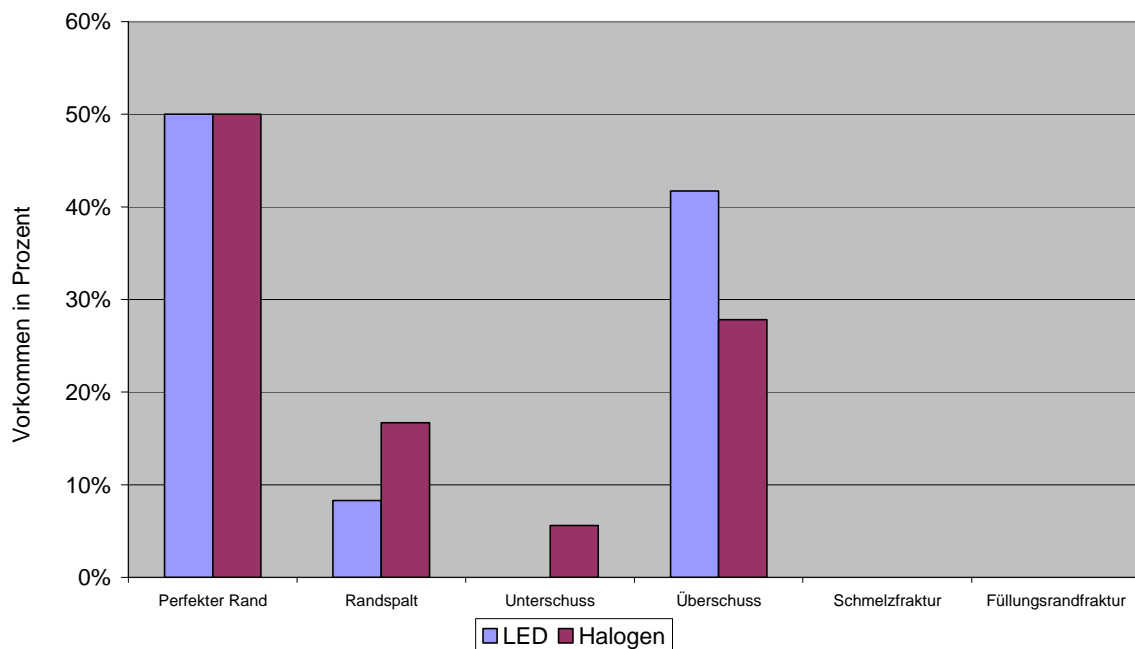


Abb. 19: Beurteilung der Randqualität mit dem REM abhängig von der Farbe
Die Graphik zeigt die REM-Auswertung der Restaurationen mit der Farbe A2, unabhängig vom Material.

3.4. Farbbestimmung

Die Farbbestimmung wurde einmal pro Restauration von Okklusal und Approximal vorgenommen (siehe Tab. 22 und 23).

In der Auswertung wurden die ermittelten Farben in Balkendiagrammen festgehalten pro Composite-Material und Ausgangsfarbe jeweils für die Restaurationen von okklusal und approximal. Die Polymerisationsart mit Halogen- bzw. LED-Licht wurde nebeneinander aufgestellt. Zum Vergleich der Ausgangsfarbe A 2 und A 3 wurden zusätzlich die Ergebnisse für die verschiedenen Materialien untereinander gestellt (siehe Abb. 20-27).

Auch für die statistische Auswertung wurden die Daten jeweils für den Farbvergleich von okklusal und von approximal bearbeitet. Hier wurden jedoch nicht die einzelnen erreichten Farben beurteilt, sondern eine Beurteilung nach Erreichen der einzelnen Farbstufen (nach Vita-Farbskala in A, B, C, D) vorgenommen. Chi-Quadrat und Kontingenzkoeffizient C wurden dann jeweils einmal für die einzelnen verwendeten Materialien in der verwendeten Farbe errechnet (siehe stat. Auswertung 20-23 u 29-32; Kap. 7.3.).

Außerdem wurde die Unabhängigkeit von Material und Farbe im Vergleich statistisch berechnet (siehe stat. Auswertung 24 u 33; Kap. 7.3.).

Abschließend wurde noch jeweils ein Vergleich einmal in Abhängigkeit der Farbe (A2, A3) (siehe stat. Auswertung 25, 26 u 34, 35; Kap. 7.3.) und ein Vergleich in Abhängigkeit des Materials (Arabesk[®], Tetric[®]) vorgenommen (siehe stat. Auswertung 27, 28 u 36, 37; Kap. 7.3.).

In der Auswertung der Farbbestimmung der Okklusalflächen ergab sich für die Farbe A 2, dass sie in keiner Restauration als A 2 bestimmt werden konnte. In Arabesk[®] wurde sie in vier Proben als Farbe A 3 ermittelt, in drei Proben als Farbe A 3,5, in einer Probe als Farbe A 4, C 3 und D 3 bei der Polymerisation mit Halogenlicht (siehe Abb. 20). In Tetric[®] fanden sich drei Proben in der Farbe A 3, eine in der Farbe A 3,5 und jeweils zwei in den Farben B 3, C 2 und D 4 (siehe Abb. 21). Bei der Polymerisation mit LED-Licht ergaben sich für Arabesk[®] zwei Proben in der Farbe A 3, A 3,5 und B 3. A 4, B 2, C 2 und D 4 wurden jeweils einmal ermittelt (siehe Abb.

20). In den Restaurationen mit Tetric[®] ergaben fünf Proben die Farbe A 3, 2 Proben die Farbe B 3 und jeweils eine Probe die Farben A 3,5, B 4 und C 3 (siehe Abb. 21). Im Vergleich der Farbe A 3 konnten für Arabesk[®] dreimal die Farbe D 4 ermittelt werden, jeweils zweimal A 3,5 und B 3 und jeweils einmal A 3, C 2 und C 3, bei der Polymerisation mit Halogenlicht. Die LED polymerisierten Restaurationen ergaben dreimal die Farbe C 3, jeweils zweimal A 3,5 und A 4 und jeweils einmal die Farben B 4, C 4 und D 4 (siehe Abb. 22). In den Tetric[®] A 3-Restaurationen konnten für die halogenlichtpolymerisierten Restaurationen in fünf Fällen A 4 ermittelt werden. zweimal ergab die Messung C 4 und jeweils einmal die Farben A 3,5, B 4 und C 3. Bei der Polymerisation mit LED wurden sechsmal die Farbe B 4 ermittelt, zweimal die Farbe A 3,5 und jeweils einmal die Farbe B 3 und D4 (siehe Abb. 23).

Im Farbvergleich der Approximalflächen zeigten sich in der Farbe A 2 in den Halogenlicht polymerisierten Restaurationen aus Arabesk[®] viermal die Farbe A 3,5, dreimal die Farbe D 4 und jeweils einmal die Farben B 3, B 4 und C 3 (siehe Abb. 24). In den LED polymerisierten Restaurationen zeigten zweimal drei Proben die Farben B 3 und D 4, jeweils einmal wurden die Farben A 3,5, A 4, B 4 und C 3 ermittelt (siehe Abb. 24). In den aus Tetric[®] gefertigten Restaurationen ergaben fünf Proben die Farbe D4, drei Proben konnten mit der Farbe A 3,5 bestimmt werden, jeweils eine Probe ergab die Farbe A 4 und B 3 bei der Polymerisation mit Halogen. Die Ergebnisse bei der Polymerisation mit LED ergaben sechsmal die Farbe D 4, dreimal die Farbe A 3,5 und einmal die Farbe C 3 (siehe Abb. 25).

Im Vergleich der Farbe A 3 konnten für mit Halogenlicht polymerisierte Restaurationen in Arabesk[®] viermal die Farbe D 4 ermittelt werden, jeweils zweimal die Farbe A 3,5, A 4 und B 4. Mit LED-Licht polymerisierte Restaurationen zeigten in jeweils drei Proben die Farben A 4 und B 4 und in jeweils 1 Probe die Farbe A 3,5, B 3, C 3 und D 4 (siehe Abb. 26). In aus Tetric[®] gefertigten Restaurationen zeigten sich jeweils drei Proben in A 3,5 und B 4, 2 Proben in A 4 und jeweils eine Probe in C 3 und C 4, bei der Polymerisation mit Halogenlicht. Bei der Polymerisation mit der LED-Lampe wurde fünfmal die Farbe A 4 ermittelt, vier Proben mit der Farbe B 4 und eine Probe mit der Farbe D 4 (siehe Abb. 27).

In der statistischen Auswertung ergab sich für die einzelnen Materialien in den jeweiligen Farben für Arabesk[®] A2 ein Chi-Quadrat-Wert von 3,69 für okklusal und ein Wert von 1,33 für approximal, die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

ergab einen Wert von 0,56 für okklusal und 0,38 für approximal (siehe stat. Auswertung 20 u 29; Kap. 7.3.).

Für Arabesk[®] A3 wurden die Werte 2,14 von okklusal und 3,47 von approximal errechnet, die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab die Werte 0,46 von okklusal und 0,55 von approximal (siehe stat. Auswertung 21 u 30; Kap. 7.3.).

Für Tetric[®] A2 wurde der Chi-Quadrat-Wert von 2,93 für okklusal und 2,23 für approximal errechnet, der Kontingenzkoeffizient C ergab einen Wert von 0,52 für okklusal und 0,47 für approximal (siehe stat. Auswertung 22 u 31; Kap. 7.3.).

Für Tetric[®] A3 lauteten die ermittelten Chi-Quadrat-Werte 10,5 von okklusal und 3,14 von approximal, die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab die Werte 0,75 von okklusal und 0,53 von approximal (siehe stat. Auswertung 23 u 32; Kap. 7.3.).

Im Farbvergleich unabhängig von Material und Farbe ergab die Chi-Quadrat-Berechnung 5,97 für okklusal, 1,13 für approximal. Die Kontingenzkoeffizienten-C-Berechnung ergab die Werte 0,65 für okklusal und 0,35 für approximal (siehe stat. Auswertung 24 u 33; Kap. 7.3.).

Im Farbvergleich in Abhängigkeit der Farbe ermittelte der Chi-Quadrat-Test für die Farbe A2 die Werte 3,24 für okklusal und 1,23 für approximal. Die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab den Wert 0,53 für okklusal und den Wert 0,36 für approximal (siehe stat. Auswertung 25 u 34; Kap. 7.3.).

Für die Farbe A3 ergab die Chi-Quadrat-Berechnung ein Wert von 3,18 für okklusal und 1,69 für approximal. Der Kontingenzkoeffizient C ergab 0,53 für okklusal, 0,42 für approximal (siehe stat. Auswertung 26 u 35; Kap. 7.3.).

Im Farbvergleich in Abhängigkeit des Materials ergab sich für Arabesk[®] der Chi-Quadrat-Wert 2,03 für okklusal und 2,77 von approximal. Die Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C ergab den Wert 0,45 für okklusal und den Wert 0,51 für approximal (siehe stat. Auswertung 27 u 36; Kap. 7.3.).

Für Tetric[®] ergab die Chi-Quadrat-Berechnung den Wert 0,68 für okklusal und 0,73 für approximal. Der Kontingenzkoeffizient C ergab die Werte 0,68 von okklusal und 0,29 für approximal (siehe stat. Auswertung 28 u 37; Kap. 7.3.).

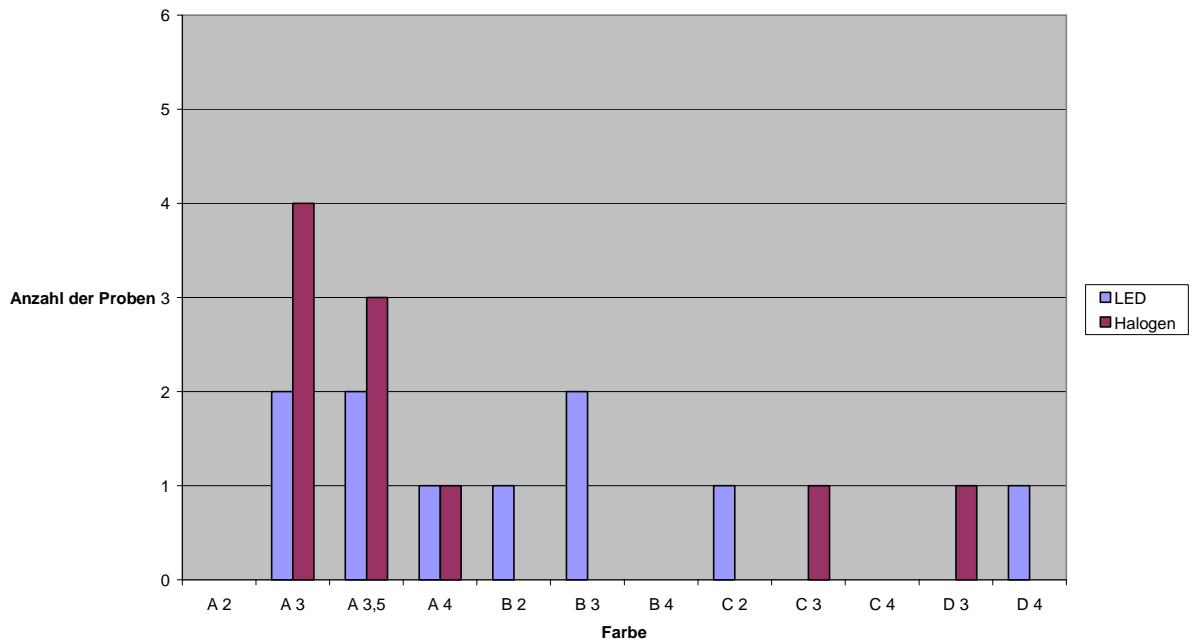


Abb. 20: Farbvergleich der Restaurationen von okklusal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Arabesk[®] A2 hergestellt wurden.

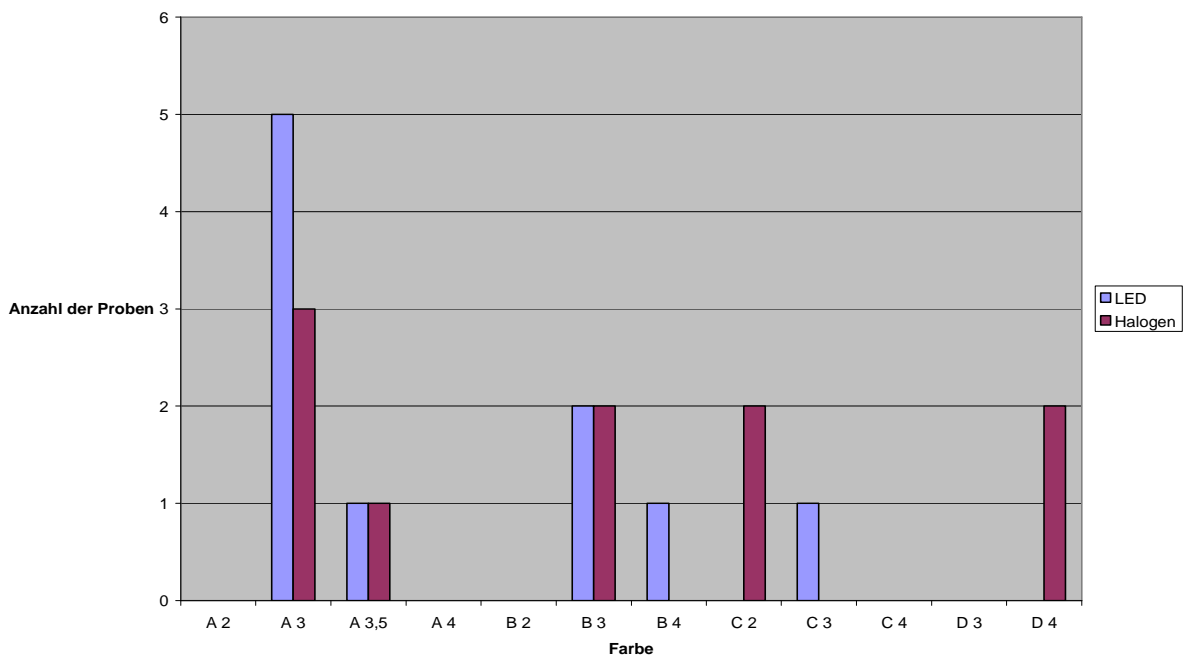


Abb. 21: Farbvergleich der Restaurationen von okklusal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Tetric[®] A2 hergestellt wurden.

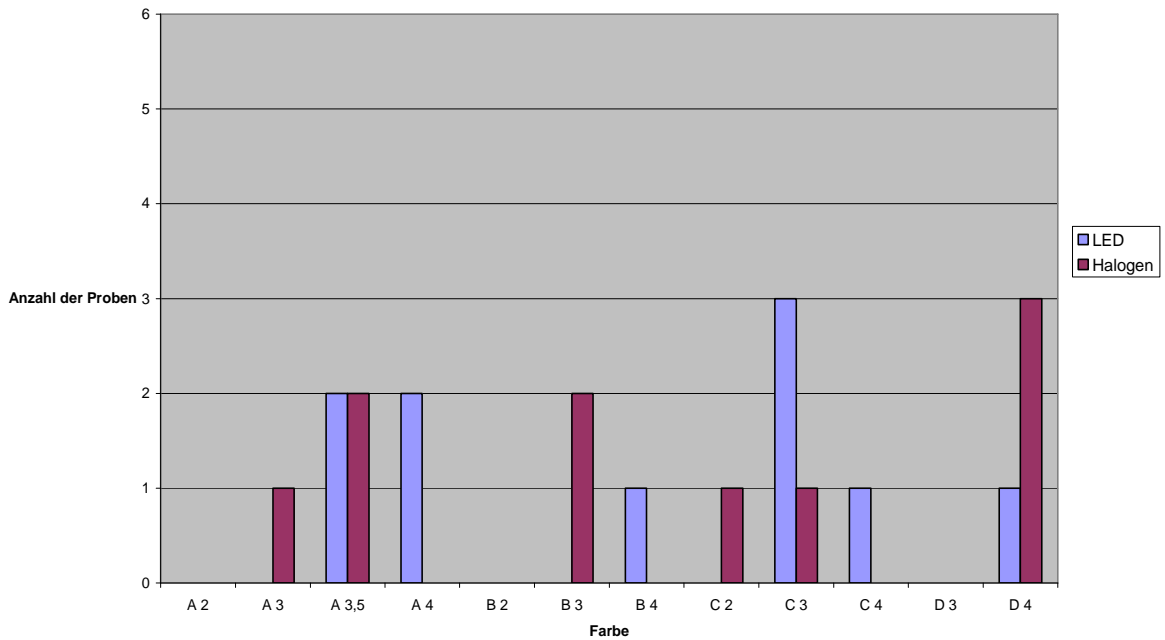


Abb. 22: Farbvergleich der Restaurationen von okklusal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Arabesk[®] A3 hergestellt wurden.

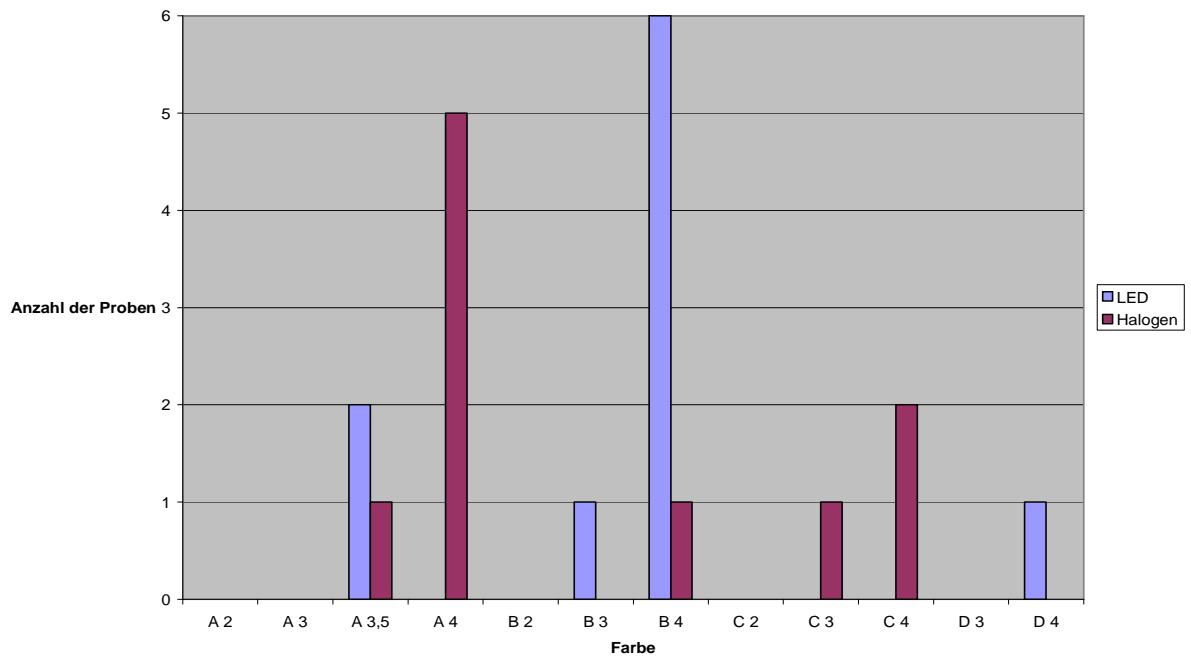


Abb. 23: Farbvergleich der Restaurationen von okklusal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Tetric[®] A3 hergestellt wurden.

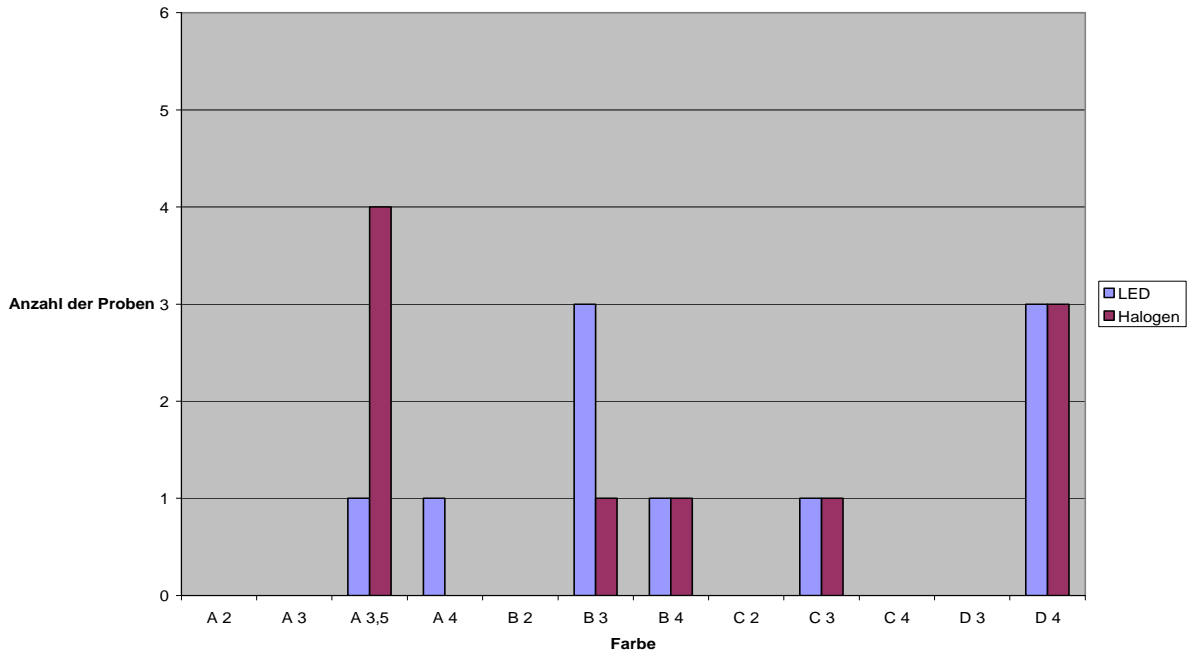


Abb. 24: Farbvergleich der Restaurationen von approximal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Arabesk® A2 hergestellt wurden.

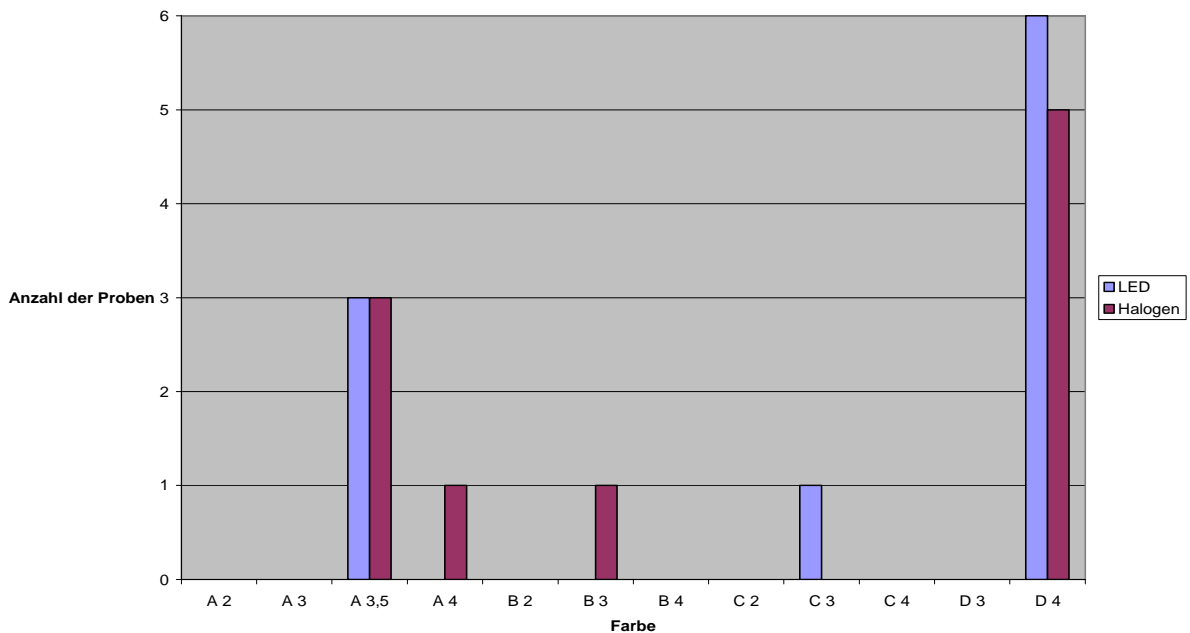


Abb. 25: Farbvergleich der Restaurationen von approximal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Tetric® A2 hergestellt wurden.

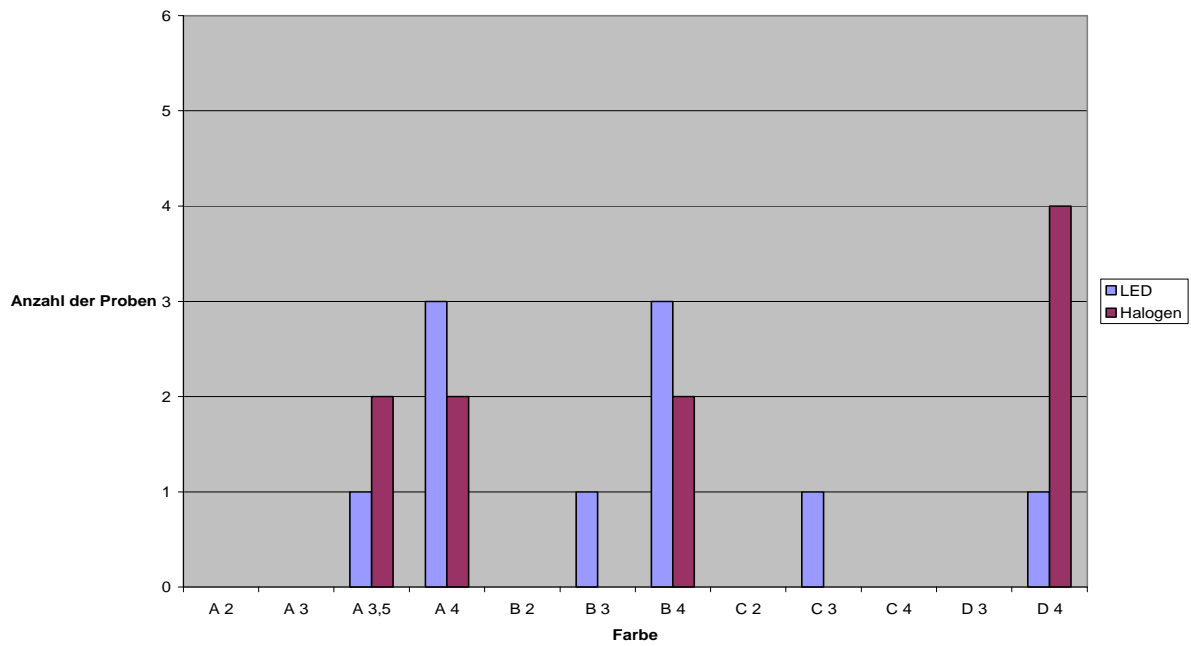


Abb. 26: Farbvergleich der Restaurationen von approximal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Arabesk® A3 hergestellt wurden.

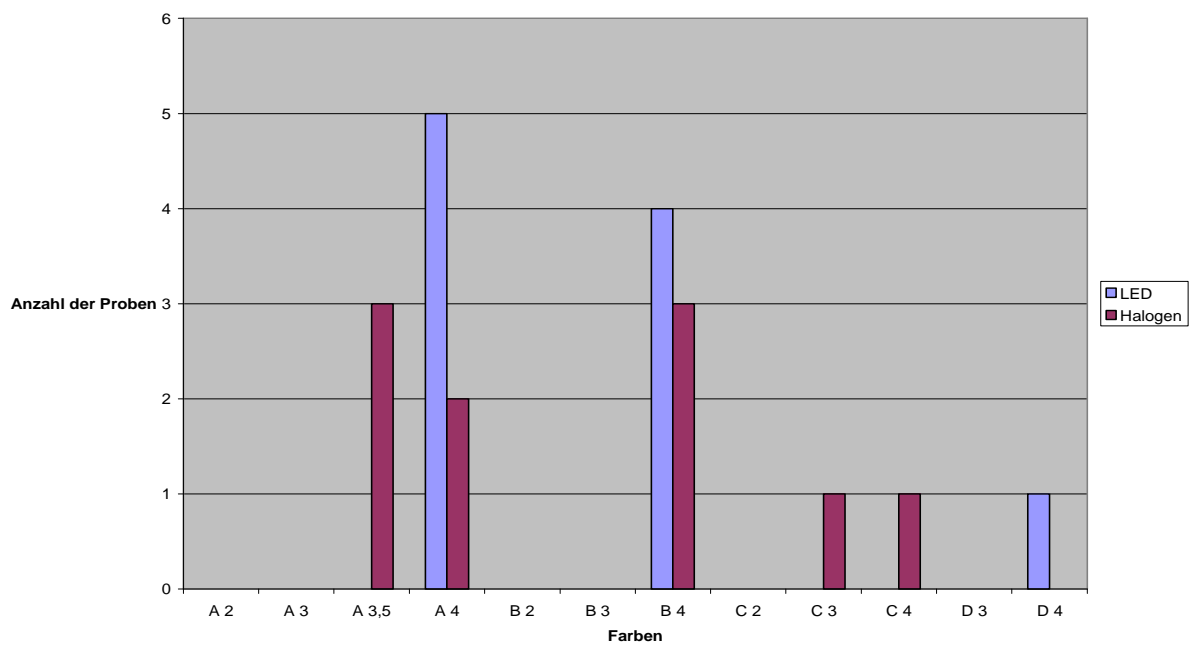


Abb. 27: Farbvergleich der Restaurationen von approximal

Dargestellt wird die Verteilung der ermittelten Farben in den Restaurationen die mit Tetric® A3 hergestellt wurden.

4. Diskussion

In dieser In-vitro-Untersuchung sollen die Füllungsqualitäten, die Verbundzonen, das Randschlussverhalten und die Auswirkung auf die Restaurationsfarbe nach der Polymerisation mit Halogenpolymerisationsgeräten und LED-Polymerisationsgeräten untersucht werden.

Die Polymerisation von lichthärtenden Compositen hängt von verschiedenen Einflussfaktoren wie Art, Dicke und Farbe der Restauration ab (Blackmann et al., 1990; Kawaguchi et al., 1990; Chan und Boger et al., 1989). Es ist wichtig dabei zu unterscheiden in welchem Ausmaß diese Faktoren die Polymerisation beeinflussen, und ob und welche Rolle die Polymerisationslampe dabei spielt.

Für die vorliegende Studie wurden 40 extrahierte, menschliche, kariesfreie Molaren nach randomisierendem Verfahren in 4 Gruppen unterteilt. In jedem Zahn wurden jeweils mesio-okklusal und disto-okklusal eine klinisch häufig vorkommende Klasse II-Kavität mit etwa gleichem Umriss präpariert. Diese wurden mit zwei verschiedenen Composite-Materialien in jeweils zwei verschiedenen Materialfarben gefüllt. Nach Immisch (1974) können Unterschiede in der Vorgeschichte und der Alteration der Zahnhartgewebe wegen der randomisierten Aufteilung vernachlässigt werden.

Die Präparate wurden permanent in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung gelagert.

Der klinische Präparationsvorgang mit konventionellen Techniken wird allgemein als technisch anspruchsvoll eingestuft, wenn nicht gleichzeitig der Nachbarzahn präpariert wird oder ein weit geöffneter Interdentalraum vorliegt. Die Übertragung von In-vitro-Resultaten auf klinische Situationen ist daher nur eingeschränkt möglich, da wie erwähnt, besonders für approximal klinisch schwierigere Bedingungen wegen eingeschränkter Zugänglichkeit und Trockenlegung und chemischer Degradation, sowie mechanischer Belastung zu einer Diskrepanz zwischen In-vitro- und In-vivo-Ergebnissen (Haller et al., 1991) führen. Nach Pashley et al. (1995) kann auch der klinisch vorhandene, verstärkte Ausfluss von Dentinliquor nach der SÄT in der In-vitro-Untersuchung nicht berücksichtigt werden.

In der vorliegenden Studie wurde zur Beurteilung der Verbundzone lediglich lichtmikroskopisch eine "Spaltfreiheit" zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Composite-Material festgehalten. Hiermit sind keine Aussagen über die Haftkraft möglich.

Auf eine quantitative Analyse des Verbundes mittels Haftkraftbestimmung wurde verzichtet. Die lichtmikroskopische Untersuchung der Verbundzonen hinsichtlich des Verbundes zwischen Composite-Material und Zahnhartsubstanz ergab einen tendenziell schwächer werdenden Verbund von der zervikalen Schmelzanschrägung hin zur koronalen Schmelzanschrägung. Dies steht im Gegensatz zu anderen Untersuchungen, die die Desintegration von Composite-Füllungen am häufigsten im Approximalbereich der Klasse II-Kavitäten beobachtet haben (Glockner et al., 1998). Etwas deutlicher war der schwächere Verbund in der koronalen Schmelzanschrägung bei den Restaurationen zu erkennen, die mit LED-Licht polymerisiert wurden.

Statistisch ergab sich kein Unterschied zwischen Halogen und LED. Die Wahrscheinlichkeit in Verbundzone 5 einen fehlenden Verbund nachzuweisen ist etwas höher, jedoch nicht signifikant. Auch konnte kein Zusammenhang mit den einzelnen Materialien oder Farben nachgewiesen werden. Die Wahrscheinlichkeit bei Tetric® einen fehlenden Verbund nachzuweisen ist etwas erhöht, jedoch im Vergleich nicht signifikant.

Als Hauptgründe für Misserfolge bei direkten Compositefüllungen im Seitenzahnbereich werden Verschleiß und Randspaltbildung genannt.

Loesche et al. (1993) untersuchten Randqualitäten bei angeschrägten und nicht angeschrägten Klasse-II-Kavitäten, die in einfacher horizontaler Schichttechnik mit Composite versorgt wurden. Hierbei zeigten Füllungen in Kavitäten mit Randanschrägung bei Verwendung von Mikrofüllercompositen ebenso wie nach anschließender Lichtpolymerisation von okklusal signifikant bessere Randqualitäten als nicht abgeschrägte Kavitäten. Daher kann im Seitenzahnbereich die Schmelzabschrägung von kleinen oder mittleren Approximalkavitäten für die Adhäsiv-Versorgung qualitätssteigernd sein.

Klinisch ist die Ursache für die fehlende Abschrägung bei Verwendung rotierender Instrumente wohl auf die beschriebene Verletzungsgefahr für die Nachbarzahnflächen und das dadurch bedingte vorsichtige Vorgehen des Behandlers zurückzuführen.

Zur Beurteilung der Makrostruktur der Restauration wurde die Inhomogenität, sowie das Vorkommen von Lufteinschlüssen bewertet, die die Qualität einer Restauration mindern können. Auch wurde der Zusammenhang dieser Parameter zueinander

untersucht. Das Vorkommen von sichtbaren Inkrementgrenzen wurde in dieser Studie als Inhomogenität gewertet.

Es zeigten sich tendenziell öfter Inhomogenitäten bei der Polymerisation mit LED-Licht. Auch das Vorliegen der beiden Parameter, Inhomogenität und Lufteinschlüsse, waren tendenziell häufiger in LED polymerisierten Restaurationen zu finden, was allerdings auf das insgesamt häufigere Vorkommen von Inhomogenitäten in den LED-gehärteten Restaurationen zurückzuführen ist.

Insgesamt ergab sich statistisch aber kein signifikanter Zusammenhang zwischen den Halogen- und LED-gehärteten Restaurationen, weder in Abhängigkeit vom Material noch in Abhängigkeit von der Farbe.

Auch in den Lufteinschlüssen fanden sich zwischen den Polymerisationsarten keine deutlichen Unterschiede, ebenso wenig wie zwischen den verwendeten Composite-Materialien. Dies belegen auch die statistischen Daten, die keinen signifikanten Zusammenhang zwischen Halogen und LED aufweisen. Die Lufteinschlüsse könnten während der Kondensation des Composites in das Material „eingemischt“ werden und später als kleine Lufteinschlüsse in den Restaurationen erscheinen. Zusätzlich könnte das Porositätsverhalten von der Applikationsmethode resultieren. Opdam et al. (2002) fanden heraus, dass bei der Applikation von Composite-Materialien mit der Injektionsmethode weniger Porositäten innerhalb einer Füllung entstehen als bei der konventionellen Applikation.

Reinhardt (1991) registrierte eine vermehrte Lufteinschlussbildung bei der schichtweisen Applikation der festen stopfbaren Composite Materialien nur dann, wenn die Inhibitionsschicht vor der Applikation des nächsten Inkrementes entfernt wurde. Dies kann in der vorliegenden Studie nicht unterstützt werden. Um eine endgültige Entscheidung darüber treffen zu können, welche Parameter Einfluss auf die Bildung von Lufteinschlüssen nehmen, bedarf es weiterer Untersuchungen.

Das Hauptproblem der Randadaptation von Klasse-II-Compositeversorgungen liegt am Approximalbereich der Restauration (Roulet, 1994), da die belastungsinduzierte marginale Desintegration bevorzugt in diesem Bereich auftritt (Glockner et al., 1998). Aus diesem Grund wurde die Beurteilung der Randsituation in der vorliegenden Studie auf den Approximalbereich beschränkt.

Nach Noack (1988 a) ist hierbei die morphologische Beurteilung der Randqualität den funktionellen Prüfungen überlegen.

Mittels Untersuchungen mit Spiegel und Sonde können nach Birk et al. (1981) jedoch nur grobe Defekte aufgedeckt werden. Daher erfolgte die qualitative Randanalyse der Präparate nach der Temperaturwechselbelastung bei etwa 100-facher Vergrößerung mit dem hochauflösenden Verfahren der Rasterelektronenmikroskopie. Die Anwendung der Rasterelektronenmikroskopie bietet bei der Beurteilung von Replikas eine hinreichende Genauigkeit (Seichter und Herforth, 1980).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen das tendenziell häufigere Vorkommen eines perfekten Randes bei der Polymerisation mit Halogenpolymerisationsgeräten unabhängig vom verwendeten Composite-Material und von der Farbe.

Statistisch erreichen auch hier die Werte keine signifikante Ausprägung, belegen aber das Vorhandensein eines tendenziellen Zusammenhanges der Ergebnisse mit der Polymerisationslichttechnik.

Je höher die Ausgangsenergie der jeweiligen Polymerisationslampe ist, desto höher wird der Energiebetrag sein, der die Befestigungszementschicht erreicht, um die Polymerisationsreaktion zu initiieren. In der aktuellen Literatur gibt es jedoch keine genauen Angaben über die Mindestenergiemenge, die nötig ist, um die maximale Konversionsrate der verwendeten Composite zu erreichen.

Nach Ernst (1996) wird eine generelle Lichtintensität von mindestens 400 mW/cm² empfohlen. Jedoch ist die Effizienz der Polymerisationsstrahlung nicht nur von der Energiemenge sondern auch von der Spektralverteilung der Strahlung abhängig (Rueggeberg, 2002; Yearn, 1985).

Lichtquellen, die mit Halogenlampen arbeiten, erreichen inzwischen Lichtenergiewerte von über 1000 mW/cm², strahlen jedoch in einem sehr breiten Spektrum, das für die Initiierung des Campherchinon zum Teil weniger effektiv bis unnützlich ist. Das Ergebnis ist ein Verlust an Wärmeenergie. Die zum Teil hohe Wärmeabgabe und auch der schnelle Verschleiß der Halogenlampen sind häufig in der Literatur beschriebene Nachteile (Lee et al., 1993; Rueggeberg et al., 1996).

Auf LED-Technologie basierende Polymerisationslampen können ihre emittierte Strahlung auf ein schmaleres, dem Absorptionsspektrum des Campherchinon ähnliches Lichtspektrum fokussieren (Mills et al., 1999). Die dabei emittierte Energie wird somit effizienter genutzt. Weitere Vorteile der LED sind die niedrige Temperaturentwicklung und der im Vergleich zu den Halogenlampen niedrigere Verschleiß (Dunn und Bush, 2002). Als nachteilig kann sich die Verwendung von

LED auswirken, wenn Composite polymerisiert werden sollen, die andere Lichtinitiatoren als Campherchinon enthalten; dann ist die Wirksamkeit der LED herabgesetzt (Stansburg, 2002).

Die LED-Geräte der so genannten zweiten Generation erreichen inzwischen Energiewerte, die den Halogenlampen nahe kommen.

Die Tatsache der Randspaltbildung nach der thermischen Wechselbelastung ist, nach Kullmann und Pöttgers (1984), durch die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz erklärbar.

Opdam et al (1996) fand hierzu heraus, dass hochvisköse Composite-Materialien hinsichtlich der Wandadaption mehr Probleme bereiten als mittel- bzw. niedrigvisköse Materialien.

Untersuchungen von Swift et al. (1996) zeigten, dass der Einsatz von niedrigviskösem Composite-Material als erstes Inkrement bei der Versorgung von Klasse-II-Kavitäten die Randspaltbildung verringern.

Als limitierender Faktor der Verwendung von lichtinduzierten Polymerisationskunststoffen ist die begrenzte Durchdringungstiefe des Lichtes in Abhängigkeit von der Opazität, der Schichtstärke und der Zusammensetzung der Zahnhartsubstanz bzw. Restaurationsmaterialien anzusetzen (Blackman et al., 1990; Chan und Bayer, 1989; McCabe und Carrik, 1989; Strang et al., 1987).

In der Literatur beschrieben ist häufig der Effekt, dass je dunkler die verwendete Farbe ist, desto dünner ist die maximale Schichtstärke, die mit einem Polymerisationsgerät vollständig durchschienen werden kann, denn dunkle Farben, absorbieren mehr Lichtenergie als helle (Besek et al., 1995; Marmann und Bradestini, 1989).

Forsten (1984) stellte fest, dass makrogefüllte Compositezemente zu einem höheren Grad polymerisiert werden als mikrogefüllte, wobei die Farbe vorwiegend den Polymerisationsgrad der makrogefüllten Composite beeinflusst. In der vorliegenden Studie erschienen die LED-polymerisierten Restaurationen optisch zunächst dunkler als die gegenüber liegende Restauration, die mit Halogenlicht polymerisiert wurde. Dieser Eindruck ließ sich bei der Farbbestimmung im Spectro Shade (MHT) nicht nachweisen. Alle statistischen Auswertungen ergaben keine signifikanten Werte, die einen Zusammenhang zwischen Halogen- oder LED-gehärteten Restaurationen belegen würden. Hier könnten unterschiedliche Opazitäten und eine unterschiedliche

Zusammensetzung der die Restauration umgebenden Zahnhartsubstanzen die Ergebnisse verfälschen. Eine weitere Untersuchung, welche diese Fehlerquellen beseitigt, könnte reproduzierbarere Ergebnisse erbringen.

Häufig werden in der Literatur die Photoinitiatoren als eine Ursache für die Farbänderung von Composite-Füllungen über die Zeit verantwortlich gemacht.

Nach Da Costa et al. (2003) veränderte im Vergleich zwischen verschiedenen Photoinitiatoren das Composite seine Farbe unabhängig vom verwendeten Photoinitiator, wobei der Farbwechsel klinisch nicht wahrnehmbar war.

Insgesamt zeigten sich im Bezug auf Farbaspekte nach Polymerisation mit der Halogenlampe und nach Polymerisation mit der LED-Lampe in dieser Studie keine signifikanten Unterschiede.

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es zu untersuchen, ob Polymerisationslampen auf Halogen- und LED-Basis unterschiedliche Wirkung auf die Restaurationsqualität, die Randspaltbildung oder die Farbqualität haben.

Dazu wurde in 40 extrahierten, menschlichen, kariesfreien Molaren jeweils mesio-okklusal und disto-okklusal eine klinisch häufig vorkommende Kavität präpariert, die mit zwei verschiedenen Composite-Materialien in jeweils zwei verschiedenen Farben gefüllt wurde. In einem randomisiertem Verfahren wurde jeweils eine Restauration pro Zahn mit LED-Licht oder Halogen-Licht polymerisiert. Zum Restaurationsverfahren wurde die Mehrschicht-Fülltechnik mit drei Inkrementen angewendet. Vor der histologischen Beurteilung wurden die Restaurationen einer künstlichen Alterung unterzogen. Dabei wurden die restaurierten Zähne einer zyklischen Temperaturwechselbelastung mit 2000 Zyklen bei Temperaturen von 6°, 36° und 60° C (mit 60 s Eintauchzeit) ausgesetzt. Die Bewertung der Makrostruktur erfolgte anhand von 20 µm dicken histologischen Präparaten unter dem Lichtmikroskop im Bezug auf die Homogenität, Lufteinschlüsse und die Beurteilung der Verbundzone. Die Beurteilung der Randsituation erfolgte mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM). Der Farbvergleich wurde mittels des Spectro Shade System (MHT) durchgeführt.

Diese In-vitro-Untersuchungen ergaben für die Verbundzone, dass bei beiden Polymerisationslampen der Verbund zur koronalen Schmelzanschrägung hin abnahm. Ein relevanter Unterschied zwischen den getesteten Polymerisationslampen bestand nicht. Bei der Beurteilung der Homogenität der Restaurationen fiel eine etwas höhere Anzahl an Inhomogenitäten bei der Polymerisation mit LED im Vergleich zu den mit Halogenlicht polymerisierten Restaurationen auf, jedoch nicht auf signifikantem Niveau. Bei der Beurteilung der Randsituation mit dem Rasterelektronenmikroskop präsentierten sich die mit Halogenlicht polymerisierten Restaurationen häufiger mit einem perfekten Rand als die LED gehärteten Restaurationen. Ein signifikanter Unterschied konnte statistisch jedoch nicht nachgewiesen werden. Im Farbvergleich mit dem Spectro Shade System (MHT) von okklusal und approximal konnten keine relevanten Unterschiede zwischen den LED- und Halogen-polymerisierten Restaurationen festgestellt werden.

6. Literaturverzeichnis

Albers HF.

Resin polymerization.

Adept Report 1999; 6: 1 – 16

Assmussen E., Munksgaard E.C.

Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques.

Int Dent J 1988; 38: 97 - 104

Balkenhol M.

Lichtpolymerisation und Lichtmessung.

DS 3/99

Blackman R, Barghi N, Duke E.

Influence of ceramic thickness on the polymerization of light cured resin cement.

J Prosthet Dent 1990; 63: 295 - 300

Becker J, Geurtsen W, Hahn R, Heidemann D, Hellwig E, Hickel R.

Kariologie und Füllungstherapie

Praxis der Zahnheilkunde Band 2

München – Wien – Baltimore; Urban & Schwarzenberg, 1999

Benninghaus, H. (Mitverf.)

Deskriptive Statistik. Statistik für Soziologen

Scheuch, E.K. und Sahner H. (Hg):

Studienskript zur Soziologie Band 1

Stuttgart 1985

Besek M, Mörmann H, Persi C, Lutz F.

Die Aushärtung von Komposit unter Cerec-Inlays.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1995; 105:1123 - 1128

Birk G, Bombach B, Serney M, Triadan H.

Klinische Untersuchungen zweier Komposit-Füllungsmaterialien nach den Empfehlungen der ISO.

Dtsch Zahnärztl Z 1981; 36: 641 - 647

Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT.

Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser.

Am J Dent 1991; 4: 40 – 42

Blunck M.

Dentinhaftvermittler und Kompomere.

Quintessenz 1996 ; 4: 19 – 35

Bosch, K.

Elementare Einführung in die angewandte Statistik

vieweg studium

Wiesbaden, 2000

Brenneise CV, Blanenau RJ.

Response of associated oral soft tissues when exposed to argon laser during Polymerization of dental resins.

Laser Surg Med 1997; 20: 467 – 472

Buonacore MG, Davilla J.

Restoration of fractured anterior teeth with ultraviolet – light- polymerized bonding materials: a new technique.

J Am Dent Assoc 1973; 86: 1349 – 1354

Burgess JO, De Goes M, Walker R, Ripps HH.

An evaluation of four light curing units comparing soft and hard curing.

Pract Periodontics Aesthet Dent 1999; 11: 125 – 132

Cayless MA, Marsden AM.

Tungsten hologen lamps.

In: Cayless MA., Harsden AM., Hrsg. Lamps and Lightning. London:
Edward Arnold, 1993: 169 – 182

Cernavin J, Pugatschew A, de Boer T, Tyas MJ.

Laser applications in dentistry: a review of the literature.

Austr Dent J 1994; 39: 28 – 32

Chan KC, Boyer DB.

Curing light activated Composite through Porcelain.

J Dent Res 1989; 68: 476

Cook WD.

Spectral distributions of dental photopolymerization sources.

J Dent Res 1982; 61: 1436 – 1438

Clauß, G. und Ebner, X

Statistik für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner

Verlag Harri Deutsch, Thun u. Frankfurt am Main, 1985

Da Costa B, Powers JM, Strukowska A, Bouschlicher M, Vargas MA, Armstrong SR,
Dawson DV.

Color Stability of Resin Composites using different photoinitiators after accelerated
aging.

32nd Annual Meeting and Exhibition of the AADR, 2003: Abstract 0959

Danesh G, Davids H, Kaup M, Dammaschke K, Reinhardt KJ, Ott K.

Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma – und
Halogenlichtpolymerisation.

Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56: 161 – 164

Duke ES.

Light- emitted diodes in composite resin photopolymerization.

Compend Contin Educ Dent 2001; 22: 722 – 725

Dunn WJ, Bush AC.

A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units.

J Am Dent Assoc 2002; 133: 335 - 341

Duret F, Pellissier B, Noui H.

LED- Lampen der zweiten Generation.

Dtsch Zahnärztl Z : 51 – 58

Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ.

Current concepts on adhesion to dentin.

Crit Rev Oral Biol Med 1997; 8: 306 - 335

Ernst CP.

Licht ins Dunkel der Polymerisation.

ZWR 2002; 111: 309 – 318

Ernst CP, Schauer F, Willershausen B, Hickel.

Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten.

Acta Med Dent Helv 1996; 1: 58 – 69

Feilzer AJ, Gee AJ, Davidson CL.

Quantitative determination of stress reduction by flow in the composite restorations.

Dent Mater 1990; 6: 167 - 171

Forsten L.

Curing depth of visible light-activated composites.

Acta Odontol Scand 1984; 42: 23 - 28

Friedman J.

Variability in lamp characteristics in dental curing lights.

J Esthet Dent 1989, 189 - 190

Garacci G, Mori G, Casa de 'Martinis L.

Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations.

Quintessence Int 1996; 27 : 355 – 362

Gängler P.

Lehrbuch der konservierenden Zahnheilkunde

Berlin/Wiesbaden: Ullstein Mosby, 1995

Gente M, Sommer AP.

Light-induced control of polymerization shrinkage of dental composites by generating temporary hardness gradients

Berlin: Biomed Tech, 1999; 44: 290 - 293

Geurtsen W.

Klinik der Kompositfüllung.

München: Hanser, 1989

Glockner K, Reich ME, Kos S, Keil C, Ebeleseder K, Städtler P.

Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen. Eine in-vitro-Studie mit 10 verschiedenen Materialien.

Dtsch Zahnärztl Z. 1998; 53: 775 - 781

Haitz RH, Crawford MG, Weissmann RH.

Light Emitting Diodes.

In: Dass M., Hrsg. Handbook of optics.

New York: McGraw Hill Inc., 1995: 12.1 - 12.39

Haller B, Thull R, Klaiber B, Teuber M.

An extrusion test for determination of bond strength to dentin.

J Dent Res 1991; 70: 525 - 529

Harris DM, Dick RM.

Laser Physics In: Miserendino LJ and Pick RM: Lasers in Dentistry.

Chicago: Quintessence Publishing: 1995: 27 – 38

Hassan K, Dhuru V, List G, Monte F

A modified incremental filling technique for class II composite restorations.

J Prosthet Dent 1987; 58: 153 – 156

Hellwig Elmar, Klimek J, Attin T.

Einführung in die Zahnerhaltung

2. Auflage, Urban & Fischer, München/Jena 1999

Hofmann N, Hugo B, Klaiber B.

Effect of irradiation type (LED or OTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics temperature rise and hardness.

Eur J Oral Sci 2002; 110: 471 – 479

Hofmann N, Hugo B, Klaiber B,

Effect of irradiation type (LED or OTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness.

Eur J Oral Sci 2002; 110: 471 – 479

Immich H.

Medizinische Statistik.

Stuttgart: Schattauer, 1974

Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH

Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LED's).

Dent Mater 2000; 16: 41 – 47

Jujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A.

Newly developed curing unit using blue- light emitted diodes.

Dent Mat Japan 2002; 34: 49 - 57

Körber K, Ludwig K.
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie
2. überarbeitete Auflage, 1993
Thieme Verlag, Stuttgart

Kamann W, Gängler P.
Materialkunde der Kompositwerkstoffe.
Dental Magazin 1998; 11: 6 - 9

Kawaguchi M, Fukushima T, Horibe T.
Effect of Tiller Type on the Cure Depth of Light-cured Resin Composite.
J Dent Res 1990; Abstr Nr. 0992

Kelsey W, Blankenau R, Powell G, Barkmeier W, Cavel W, Whisemant B.
Enhancement of Physical Properties of Resin Restorative Materials by Laser
Polymerisation.
Laser Surg Med 1989; 9: 623 - 627

Kimmel K.
Die Lichtpolymerisation.
Zahnärztl Mitt 1999; 89: 84 – 86

Kimmel K.
Optimale Arbeitstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung.
Zahnärztl Mitt 2002; 92: 36 – 38

Kimmel K.
Die Lichtpolymerisation.
Zahnärztl Mitt 1999; 89: 2052 - 2053

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M.
Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin
samples with blue diodes.
J Oral Rehabil 2001; 28: 586 – 591

Kook K, Stoll R, Stachniss V.
Polymerisation mit Plasmalampen.
ZMK 2002; 18: 716 - 718

Kullmann W.
Atlas der Zahnerhaltung mit Glas- Ionomer Zement und Komposit – Kunststoffen.
Hanser, München 1990

Kullmann W.
Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen
Photopolymerisationsgeräten.
ZWR 1987; 96: 320 – 330

Kullmann W.
Grundlagen zahnärztlicher Restaurationskunststoffe.
In: Kullmann W, Hrsg.
Atlas der Zahnerhaltung mit Glas- Ionomer – Zementen und Komposit – Kunststoffen
München – Wien : Carl Hanser Verlag, 1990: 70 – 100

Kullmann W, Pöttgers G.
Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50
verschiedenen Kunststoff-Füllungsmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 1984; 39: 96 - 104

Lang H.
Lichthärtung von Kompositen mit „Plasmalampen“
Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 154 – 155

Lee SY, Chiu CH, Boghosian A.
Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-
curing units.
J Dent 1993; 21: 373 - 377

Lehmann KM, Hellwig E.

Einführung in die restaurative Zahnheilkunde

7. Auflage Urban & Schwarzenberg

Lovell LG, Newman SM, Bowman SN.

The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behaviour of dimethacrylate dental resins.

J Dent Res 1999; 78 : 1469 – 1476

Lösche AC, Lösche GM, Roulet JF.

Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse II – Kompositfüllungen.

Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 590 – 594

Lösche GM, Neuerburg CM, Roulet JF.

Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse II – Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 1992; 26: 48 - 52

Lösche GM, Schürg C, Roulet JF.

The influence of curing light intensity on marginal adaption of composite fillings.

J Dent Res 1993; 72: 264

Lutz F, Krejci I., Fischknecht A.

Lichtpolymerisation- Grundlagen und Praxistip für die korrekte Anwendung.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992 a; 102: 575 – 582

Lutz F, Krejci I, Fischknecht A.

Lichtpolymerisationsgeräte- Gerätetypen, Funktionsweise, Desinfektion und techn. Unterhalt.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992 b; 102: 565 – 572

Lutz F, Besek M, Göhring T, Krejci I.

Amalgamersatz – klinisches Potential.

Asta Med Helv 2000; 5: 21 – 31

Lutz F, Krejci I, Oldenburg Th.

Remination of polymerisation stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique.

Quintessence Int 1986, 17: 777 – 784

Martin FE.

A survey of the efficiency of visible light curing units.

J Dent 1998; 26: 239 – 243

Masutani S, Arai S, Hinoura K, Takigama T, Onase H.

Influence of Ar – laser curing technique on resin hardness and shrinkage.

J Dent Res 1990; Abstract 1604

McCabe JF, Carrick TE.

Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites.

J Dent Res 1989; 68: 1534

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH.

Physical properties and gap formation of light – cured composites with and without „Softstart – polymerization“.

J Dent 1997; 25: 231 – 330

Meyer GR, Ernst CP, Willershauen B.

Decrease in power output of new light – emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface.

J Adhes Dent 2002; 4: 197 – 204

Mills RW.

Blue Light emitting diodes – an alternative method of light curing?

Br Dent J. 1995; 178:169

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH.

Dental Composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology.

Br Dent J 1999; 186: 388 – 391

Miserendino L, Pick RM, Blankenau R.

Laser safety in dental practice.

In: Miserendino LJ, Pick RM.

Hrsg. Lasers in Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing, 1995: 85 – 101

Mitchell L, Mitchell DA,

Oxford Kompendium der Zahnheilkunde 1995

Carl Hanser Verlag, München/Wien

Miyazaki M, Hattai T, Ischiishi Y, Kondo M, Onase H, Moore BK.

Evaluation of curing units used in private dental offices.

Oper Dent 1998; 23: 50 – 54

Mörmann W, Bradestini M.

Die Cerec Computer Reconstruction: Inlays, Onlays und Veneers.

Berlin: Quintessenz, 1989

Noack V.

Der Einfluss von konfektionierter Glaskeramikanisätzen auf die Randqualität von kleinen Klasse - II – Füllungen von unterschiedlicher Schmelzqualität in vitro.

Med Diss. : Berlin 1994

Noack MJ.

Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung.

Dtsch Zahnärztl Z 1988 a; 43: 295 - 299

Opdam NJ, Roeters JJ, Peters TC, Burgersdijk RC, Teunis M.

Cavity wall adaptation and voids in adhesive class I resin composite restorations.

Dent Mater 1996; 12: 230 - 235

Opdam NJ, Roeters JJ, Joosten M, Veeke O.

Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite.

Dent Mater 2002; 18: 58 - 63

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM.

Adhesion testing of dentin bondings agents: a review.

Dent Mater 1995; 11:117 - 125

Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS.

A survey of output intensity and potential for depth of cure among light- curing units in clinical use.

J Dent 1999; 27: 235 – 241

Potts T, Petrou A.

Laser Polymerization of dental Materials with Potential Endodontic Applications.

J Endod 1990; 16: 265

Reinhard K-J.

Die Schrumpfrichtung von Photopolymerisaten und ihre Wechselwirkung mit Unterfüllungsmaterialien.

Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44 : 165 - 168

Reinhard K-J.

Zum Verbund mehrschichtig polymerisierter Komposite.

Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 529 - 532

Roulet JF

Zahnfarbene Restaurationen als Amalgamalternativen

Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 859 - 866

Rueggeberg F.

Evaluation of the Ultralume 2 LED Curing Light.

Augusta: The Medical College of Georgia, 2002

Rueggeberg FA, Twiggs SW, Caugham WF, Khajotia S.

Lifetime intensity profiles of 11 light curing units.

J Dent Res 1996; 75: 380 - 397

Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann KH, Kremers C, Benz C, Hickel R.

One year clinical evaluation of composite filling and inlays in posterior teeth.

Clin Oral Invest 1997; 1: 65 - 70

Schmidseder J.

Ästhetische Zahnmedizin

Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1998

Seichter U, Herforth A.

Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen über die

Randspaltbreite verschiedener Composites und über diesbezügliche

Wiedergabeungenaugigkeit unterschiedlicher Replicas.

Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 511 - 515

Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW.

Lightemitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential.

Biomaterials 2000; 21: 1379 - 1385

Stansbury JW.

Curing dental resins and composites by photopolymerization.

J Esthet Dent 2002; 12: 300 - 308

Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA.

The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers.

Br Dent J 1987; 163: 149 - 151

Swift EJ jr, Triolo PT jr, Barkmeier WW, Bird JL, Bounds SJ.
Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives.
Am J Dent 1996; 9: 100 - 104

Thormann J, Lutz F,
Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I : Prüfprotokoll
Schweiz Monatsschr. Zahnmed 1999; 109: 1191 – 1197

Typas MJ
Dental amalgam – what are the alternatives?
Int Dent J 1994; 44: 303 - 308

Unterbrink GL, Muessmer R.
Influence of light intensity on two restorative systems.
J Dent 1995; 23: 183 - 190

Van Meerbeek B, Braem M, Inokoshi S, Lambrechts P, Vanherle G.
Factors affecting adhesion to mineralized tissues.
Oper Dent 1992; 5 Suppl.: 111 – 124

Vargs MA, Cobb DS, Schmit JL.
Polymerization of composite resins: argon laser vs. conventional light.
Oper Dent 1998; 23: 87 – 93

Yearn JA.
Factors affecting cure of visible light activated composites.
Int Dent J 1985; 35: 218 - 225

Zachrisson BJ.
A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics.
Am J Orthod 1977; 71: 173 – 189

7. Anhang

7.1. Herstellerverzeichnis

Boc Edwards	West Sussex	Groß Britannien
Coltene	Altstätten	Schweiz
Dentsply	Caulk	USA
Espe	Seefeld	Deutschland
Exakt-Apparatebau	Norderstedt	Deutschland
Heraeus Kulzer	Hanau	Deutschland
Ivoclar Vivadent	Neunstadt	Deutschland
Komet	Lemgo	Deutschland
Kulzer	Wehrheim	Deutschland
Leica	Wetzlar	Deutschland
orbis dental	Offenbach	Deutschland
Philips Electronics NY	Eindhoven	Niederlande
Shofu dental	Ratingen	Deutschland
Sirona	Bensheim	Deutschland
Stycast	Hannover	Deutschland
voco	Cuxhaven	Deutschland
Wild	Heerbrug	Schweiz

7.2. Tabellen

Betrachtung der Verbundzonen in 5 Abschnitten bei 16facher Vergrößerung

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	10/10	0/10
2	10/10	0/10
3	9/10	1/10
4	9/10	1/10
5	8/10	2/10

Tab. 1: Proben 1-10, Polymerisationsart: LED, Material: Arabesk® A2

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	10/10	0/10
2	10/10	0/10
3	10/10	0/10
4	9/10	1/10
5	6/10	4/10

Tab. 2: Proben 1-10, Polymerisationsart: Halogen, Material: Arabesk® A2

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	10/10	0/10
2	10/10	0/10
3	10/10	0/10
4	10/10	0/10
5	8/10	2/10

Tab. 3: Proben 11-20, Polymerisationsart: LED, Material: Arabesk® A3

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	9/10	1/10
2	10/10	0/10
3	8/10	2/10
4	10/10	0/10
5	7/10	3/10

Tab. 4: Proben 11-20, Polymerisationsart: Halogen, Material: Arabesk® A3

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	10/10	0/10
2	9/10	1/10
3	9/10	1/10
4	8/10	2/10
5	6/10	4/10

Tab. 5: Proben 21-30, Polymerisationsart: LED, Material: Tetric® A2

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	9/10	1/10
2	7/10	3/10
3	9/10	1/10
4	8/10	2/10
5	10/10	0/10

Tab. 6: Proben 21-30, Polymerisationsart: Halogen, Material: Tetric® A2

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	10/10	0/10
2	7/10	3/10
3	7/10	3/10
4	7/10	3/10
5	6/10	4/10

Tab. 7: Proben 31-40, Polymerisationsart: LED, Material: Tetric® A3

Abschnitt	Verbund	
	vorhanden	nicht vorh.
1	10/10	0/10
2	8/10	2/10
3	7/10	3/10
4	9/10	1/10
5	8/10	2/10

Tab. 8: Proben 31-40, Polymerisationsart: Halogen, Material: Tetric® A3

Qualitative Betrachtung der Restaurationen im Lichtmikroskop

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	Solitär	multiple
1	X				X
2	X		X		
3	X			X	
4	X			X	
5	X		X		
6		X		X	
7	X			X	
8	X			X	
9	X				X
10	X		X		
Anteil:	9/10	1/10	3/10	5/10	2/10
Prozent:	90%	10%	30%	50%	20%

Tab. 9: Proben 1-10, Polymerisationsart: LED, Material: Arabesk® A2

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	Solitär	multiple
1	X				X
2	X				X
3	X			X	
4	X				X
5	X				X
6	X			X	
7	X			X	
8	X			X	
9	X				X
10	X			X	
Anteil:	10/10	0/10	0/10	5/10	5/10
Prozent:	100%	0%	0%	50%	50%

Tab. 10: Proben 1-10, Polymerisationsart: Halogen, Material: Arabesk® A2

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	Solitär	multiple
1	X				X
2	X		X		
3		X		X	
4		X		X	
5	X		X		
6	X				X
7	X				X
8		X	X		
9	X				X
10	X		X		
Anteil:	7/10	3/10	4/10	2/10	4/10
Prozent:	70%	30%	40%	20%	40%

Tab. 11: Proben 11-20, Polymerisationsart: LED, Material: Arabesk® A3

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	Solitär	multiple
1	X		X		
2	X		X		
3		X		X	
4	X				X
5	X				X
6	X				X
7	X				X
8	X		X		
9	X		X		
10		X			X
Anteil:	8/10	2/10	4/10	1/10	5/10
Prozent:	80%	20%	40%	10%	50%

Tab. 12: Proben 11-20, Polymerisationsart: Halogen, Material: Arabesk® A3

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	Solitär	multiple
1	X				X
2	X			X	
3	X			X	
4	X		X		
5		X	X		
6	X		X		
7	X		X		
8		X			X
9	X				X
10	X		X		
Anteil:	8/10	2/10	5/10	2/10	3/10
Prozent:	80%	20%	50%	20%	30%

Tab. 13: Proben 21-30, Polymerisationsart: LED, Material: Tetric® A2

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	solitär	multiple
1	X		X		
2	X			X	
3	X				X
4	X		X		
5	X			X	
6	X		X		
7	X		X		
8	X		X		
9	X		X		
10	X				X
Anteil:	10/10	0/10	6/10	2/10	2/10
Prozent:	100%	0%	60%	20%	20%

Tab. 14: Proben 21-30, Polymerisationsart: Halogen, Material: Tetric® A2

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	solitär	multiple
1		X			X
2	X			X	
3		X		X	
4	X				X
5		X	X		
6		X			X
7	X		X		
8		X	X		
9		X	X		
10		X		X	
Anteil:	3/10	7/10	4/10	3/10	3/10
Prozent:	30%	70%	40%	30%	30%

Tab. 15: Proben 31-40, Polymerisationsart: LED, Material: Tetric® A3

Nummer	Homogenität		Lufteinschlüsse		
	Homogen	Inhomogen	keine	solitär	multiple
1	X				X
2		X			X
3	X			X	
4	X				X
5		X		X	
6	X		X		
7		X	X		
8	X		X		
9	X		X		
10		X	X		X
Anteil:	6/10	4/10	5/10	2/10	3/10
Prozent:	60%	40%	50%	20%	30%

Tab. 16: Proben 31-40, Polymerisationsart: Halogen, Material: Tetric® A3

LED	AB A2	AB A3	T A2	T A3
jeweils n=10	1	2	1	4
m. Bezug	0/1	1/2	1/1	2/4
o. Bezug	1/1	1/2	0/1	2/4

Halogen	AB A2	AB A3	T A2	T A3
jeweils n=10	0	2	0	2
m. Bezug	0/0	1/2	0/0	2/2
o. Bezug	0/0	1/2	0/0	0/2

Tab. 17: Lufteinschlüsse mit/ohne Bezug zu Inkrementgrenzen

	AB A2	AB A3	T A2	T A3
LED	1/10	2/10	1/10	4/10
Halogen	0/10	2/10	0/10	2/10

Tab. 18: Auftreten von Lufteinschlüssen und Inhomogenitäten

REM-Auswertung

	LED	Halogen
Perfekter Rand	36,7%	50%
Randspalt	33,3%	20%
Unterschuss	6,7%	6,7%
Überschuss	23,3%	16,7%
Schmelzfraktur	0%	0%
Füllungsrandfraktur	0%	6,7%

Tab. 19: Vergleich LED und Halogen (ohne Abhängigkeit vom Composite und Farbe)

Composite: Arabesk®	LED	Halogen
Perfekter Rand	40%	46%
Randspalt	33%	13,3%
Unterschuss	13%	6,7%
Überschuss	13%	20%
Schmelzfraktur	0%	0%
Füllungsrandfraktur	0%	13,3%

Composite: Tetric®	LED	Halogen
Perfekter Rand	33,3%	53,3%
Randspalt	33,3%	26,7%
Unterschuss	0%	6,7%
Überschuss	33,3%	13,3%
Schmelzfraktur	0%	0%
Füllungsrandfraktur	0%	0%

Tab. 20: Vergleich LED und Halogen

Untersuchung in Abhängigkeit vom Comosite-Material, unabhängig von der Farbe

Arabesk® + Tetric®, Farbe: A3	LED	Halogen
Perfekter Rand	27,8%	50%
Randspalt	50%	25%
Unterschuss	11,1%	8,3%
Überschuss	11,1%	0%
Schmelzfraktur	0%	0%
Füllungsrandfraktur	0%	16,7%

Arabesk® + Tetric®, Farbe: A2	LED	Halogen
Perfekter Rand	50%	50%
Randspalt	8,3%	16,7%
Unterschuss	0%	5,6%
Überschuss	41,7%	27,8%
Schmelzfraktur	0%	0%
Füllungsrandfraktur	0%	0%

Tab. 21: Vergleich LED und Halogen

Untersuchung in Abhängigkeit von der Farbe, unabhängig vom Composite

Farbvergleich mit Spectro Shade von MHT

Probe	Farbe (LED)	Farbe (Halogen)	Composite
1	A 3,5	A 3,5	Arabesk® Farbe: A 3
2	C 3	C 3	
3	C 4	B 3	
4	C 3	D 4	
5	A 4	D 4	
6	B 4	A 3,5	
7	A 3,5	D 4	
8	D 4	B 3	
9	C 3	A 3	
10	A 4	C 2	
11	A 3,5	A 3,5	Arabesk® Farbe: A 2
12	B 3	A 3,5	
13	D 4	A 3	
14	B 3	A 3	
15	A 4	A 4	
16	B 2	A 3	
17	A 3,5	A 3	
18	C 2	C 3	
19	A 3,5	A 3,5	
20	A 3,5	D 3	
21	B 4	C 4	Tetric® Farbe: A 3
22	B 3	C 3	
23	D 4	A 3,5	
24	B 4	C 4	
25	B 4	B 4	
26	B 4	A 4	
27	B 4	A 4	
28	B 4	A 4	
29	A 3,5	A 4	
30	A 3,5	A 4	
31	B 3	B 3	Tetric® Farbe: A 2
32	B 4	C 2	
33	A 3,5	D 4	
34	B 3	A 3,5	
35	A 3	C 2	
36	A 3	A 3	
37	A 3	D 4	
38	A 3,5	B 3	
39	A 3	A 3	
40	C 3	A 3	

Tab.22: Farbvergleich der Okklusalfächen der Restaurationen

Probe	Farbe (LED)	Farbe (Halogen)	Composite
1	A 4	B 4	Arabesk® Farbe: A 3
2	A 3,5	A 3,5	
3	C 3	D 4	
4	A 4	A 4	
5	A 4	D 4	
6	B 4	B 4	
7	B 4	A 4	
8	B 3	D 4	
9	D 4	D 4	
10	B 4	A 3,5	
11	C 3	C 3	Arabesk® Farbe: A 2
12	A 3,5	B 4	
13	B 3	D 4	
14	B 3	B 3	
15	A 4	A 3,5	
16	D 4	D 4	
17	B 3	A 3,5	
18	D 4	D 4	
19	B 4	A 3,5	
20	D 4	A 3,5	
21	B 4	B 4	Tetric® Farbe: A 3
22	B 4	B 4	
23	B 4	C 3	
24	A 4	A 3,5	
25	A 4	A 3,5	
26	D 4	B 4	
27	A 4	C 4	
28	A 4	A 4	
29	A 4	A 4	
30	B 4	A 3,5	
31	D 4	D 4	Tetric® Farbe: A 2
32	D 4	A 3,5	
33	D 4	D 4	
34	D 4	D 4	
35	A 3,5	A 3,5	
36	D 4	B 3	
37	C 3	D 4	
38	A 3,5	A 4	
39	D 4	A 3,5	
40	A 3,5	D 4	

Tab. 23: Farbvergleich der Approximalflächen der Restaurationen

7.3. Statistische Auswertung

Verbund des Restaurationsmaterials an den Kavitätenwänden in den 5 Verbundzonen

Die einzelnen Verbundzonen

Stat. Auswertung 1: Verbundzone 1

Materialien Polymerisationsart	Arabesk [®] A2	Arabesk [®] A3	Tetric [®] A2	Tetric [®] A3	Σ
LED	10	10	10	10	40
Halogen	10	9	9	10	38
Σ	20	19	19	20	78

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	10	10,3	-0,3	0,09	0,0087379
1	2	10	9,7	0,3	0,09	0,0092784
1	3	10	9,7	0,3	0,09	0,0092784
1	4	10	10,3	-0,3	0,09	0,0087379
2	1	10	9,7	0,3	0,09	0,0092784
2	2	9	9,3	-0,3	0,09	0,0096774
2	3	9	9,3	-0,3	0,09	0,0096774
2	4	10	9,7	0,3	0,09	0,0092784
Summe		78	78	0		0,073944

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,073944 / 0,073944 + 8} = \sqrt{0,0091583} =$$

0,1

Stat. Auswertung 2: Verbundzone 2

Materialien Polymerisationsart	Arabesk A2 [®]	Arabesk [®] A3	Tetric [®] A2	Tetric [®] A3	Σ
LED	10	10	9	7	36
Halogen	10	10	7	8	35
Σ	20	20	16	15	71

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	10	10,1	-0,1	0,01	0,00099
1	2	10	10,1	-0,1	0,01	0,00099
1	3	9	8,1	0,9	0,81	0,1
1	4	7	7,6	-0,6	0,36	0,0473684
2	1	10	9,9	0,1	0,01	0,0010101
2	2	10	9,9	0,1	0,01	0,0010101
2	3	7	7,9	-0,9	0,81	0,1025316
2	4	8	7,4	0,6	0,36	0,0486486
Summe		71	71	0		0,302549

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,302549 / 0,302549 + 10} = \sqrt{0,0364404} =$$

0,19

Stat. Auswertung 3: Verbundzone 3

Materialien Polymerisationsart	Arabesk [®] A2	Arabesk [®] A3	Tetric [®] A2	Tetric [®] A3	Σ
LED	9	10	9	7	35
Halogen	10	8	9	7	34
Σ	19	18	18	14	69

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	9	9,6	-0,6	0,36	0,0375
1	2	10	9,1	0,9	0,81	0,089011
1	3	9	9,1	-0,1	0,01	0,0010989
1	4	7	7,1	-0,1	0,01	0,0014089
2	1	10	9,4	0,6	0,36	0,0382979
2	2	8	8,9	-0,9	0,81	0,0910112
2	3	9	8,9	0,1	0,01	0,0011236
2	4	7	6,9	0,1	0,01	0,0014493
Summe		69	69	0		0,260901

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,260901 / 0,260901 + 8} = \sqrt{0,0315826} =$$

0,18

Stat. Auswertung 4: Verbundzone 4

Materialien Polymerisationsart	Arabesk [®] A2	Arabesk [®] A3	Tetric [®] A2	Tetric [®] A3	Σ
LED	9	10	8	7	34
Halogen	9	10	8	9	36
Σ	18	20	16	16	70

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	9	8,7	0,3	0,09	0,0103448
1	2	10	9,7	0,3	0,09	0,0092784
1	3	8	7,8	0,2	0,04	0,0051282
1	4	7	7,8	-0,8	0,64	0,0820513
2	1	9	9,3	-0,3	0,09	0,0096774
2	2	10	10,3	-0,3	0,09	0,0087379
2	3	8	8,2	-0,2	0,04	0,004878
2	4	9	8,2	0,8	0,64	0,0780488
Summe		70	70	0		0,208145

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,208145 / 0,208145 + 8} = \sqrt{0,0253583} =$$

0,16

Stat. Auswertung 5: Verbundzone 5

Materialien Polymerisationsart	Arabesk [®] A2	Arabesk [®] A3	Tetric [®] A2	Tetric [®] A3	Σ
LED	8	8	6	6	28
Halogen	6	7	10	8	31
Σ	14	15	16	14	59

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	8	6,6	1,4	1,96	0,2969697
1	2	8	7,1	0,9	0,81	0,1140845
1	3	6	7,6	-1,6	2,56	0,3368421
1	4	6	6,6	-0,6	0,36	0,0545455
2	1	6	7,4	-1,4	1,96	0,2648649
2	2	7	7,9	-0,9	0,81	0,1025317
2	3	10	8,4	1,6	2,56	0,3047619
2	4	8	7,4	0,6	0,36	0,0486486
Summe		59	59	0		1,523249

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{1,523249 / 1,523249 + 8} = \sqrt{0,1599506} =$$

0,4

Die Verbundzonen insgesamt (abhängig Material, unabhängig Farbe)

Stat. Auswertung 6: Verbundzonen insgesamt (abh. Mat. Arabesk[®], unabh. Farbe)

Verbundzonen Polymerisationsart	VZ 1	VZ 2	VZ 3	VZ 4	VZ 5	Summe
LED	20	20	19	19	16	94
Halogen	19	20	18	19	13	89
	39	40	37	38	29	183

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	20	20,03	-0,03	0,009	0,0004493
1	2	20	20,55	-0,55	0,303	0,0147445
1	3	19	19,01	-0,01	0,0001	0,0000052
1	4	19	19,52	-0,52	0,2704	0,0138524
1	5	16	14,9	1,1	1,21	0,0054362
2	1	19	18,97	0,03	0,0009	0,0000474
2	2	20	19,45	0,55	0,3023	0,0155526
2	3	18	17,99	0,01	0,0001	0,0000055
2	4	19	18,48	0,52	0,2704	0,014632
2	5	13	14,1	-1,1	1,21	0,0858156
Summe		183	183	0		0,1505407

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,1505407 / 0,1505407 + 10} = \sqrt{0,0148308} =$$

0,12

Stat. Auswertung 7: Verbundzonen insgesamt (abh. Mat. Tetric[®], unabh. Farbe)

Verbundzonen Polymerisationsart	VZ 1	VZ 2	VZ 3	VZ 4	VZ 5	Summe
LED	20	16	16	15	12	79
Halogen	19	15	16	17	18	85
	39	31	32	32	30	164

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	20	18,79	1,21	1,4641	0,0779191
1	2	16	14,93	1,07	1,1449	0,0766845
1	3	16	15,41	0,59	0,3481	0,0225892
1	4	15	15,41	-0,41	0,1681	0,0109085
1	5	12	14,45	-2,45	6,0025	0,4153979
2	1	19	20,21	-1,21	1,4641	0,0724443
2	2	15	16,07	-1,07	1,1449	0,0712445
2	3	16	16,59	-0,59	0,3481	0,0209825
2	4	17	16,59	0,41	0,1681	0,0101326
2	5	18	15,55	2,45	6,0025	0,3860128
Summe		164	164	0		1,1643159

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{1,1643159 / 11,1643159} = \sqrt{0,104289} =$$

0,32

Die Verbundzonen insgesamt (abhängig Farbe, unabhängig Material)

Stat. Auswertung 8: Verbundzonen insgesamt (abh. Farbe A2, unabh. Mat.)

Verbundzonen Polymerisationsart	VZ 1	VZ 2	VZ 3	VZ 4	VZ 5	Summe
LED	20	19	18	17	14	88
Halogen	19	17	19	17	16	88
	39	36	37	34	30	176

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	20	19,5	0,5	0,25	0,0128205
1	2	19	18	1	1	0,0555555
1	3	18	18,5	-0,5	0,25	0,0135135
1	4	17	17	0	0	0
1	5	14	15	-1	1	0,0666666
2	1	19	19,5	-0,5	0,25	0,0128205
2	2	17	18	-1	1	0,0555555
2	3	19	18,5	0,5	0,25	0,0135135
2	4	17	17	0	0	0
2	5	16	15	1	1	0,0666666
Summe		176	176	0		0,2971122

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,2971122 / 0,2971122 + 10} = \sqrt{0,0288539} =$$

0,17

Stat. Auswertung 9: Verbundzonen insgesamt (abh. Farbe A3, unabh. Mat.)

Verbundzonen Polymerisationsart	VZ 1	VZ 2	VZ 3	VZ 4	VZ 5	Summe
LED	20	17	17	17	14	85
Halogen	19	18	15	15	15	82
	39	35	32	32	29	167

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	20	19,85	0,15	0,0225	0,0011335
1	2	17	17,81	-0,81	0,6561	0,0368388
1	3	17	16,29	0,71	0,5041	0,0309453
1	4	17	16,29	0,71	0,5041	0,0309453
1	5	14	14,76	-0,76	0,5776	0,0391327
2	1	19	19,15	-0,15	0,0225	0,0011749
2	2	18	17,19	0,81	0,6561	0,0381675
2	3	15	15,71	-0,71	0,5041	0,0320878
2	4	15	15,71	-0,71	0,5041	0,0320878
2	5	15	14,24	0,76	0,5776	0,0405617
Summe		167	167	0		0,2830753

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,2830753 / 0,2830753 + 10} = \sqrt{0,0275282} =$$

0,17

Verbundzonen insgesamt (unabhängig Farbe, unabhängig Material)

Stat. Auswertung 10: Verbundzonen insgesamt (unabh. Farbe u. Mat.)

Verbundzonen Polymerisationsart	VZ 1	VZ 2	VZ 3	VZ 4	VZ 5	Summe
LED	40	36	35	34	28	173
Halogen	38	35	34	36	31	174
	78	71	69	70	59	347

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile i	Spalte j	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	40	38,9	1,1	1,21	0,03
1	2	36	35,4	0,6	0,36	0,01
1	3	35	34,4	0,6	0,36	0,01
1	4	34	34,9	-0,9	0,81	0,02
1	5	28	29,4	-1,4	1,96	0,07
2	1	38	39,1	-1,1	1,21	0,03
2	2	35	35,6	-0,6	0,36	0,01
2	3	34	34,6	-0,6	0,36	0,01
2	4	36	35,1	0,9	0,81	0,02
2	5	31	29,6	1,4	1,96	0,07
Summe		347	347	0		0,28

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,28 / 0,28 + 10} = \sqrt{0,03} =$$

0,17

Auswertung zur Qualitativen Betrachtung der Restauration im Lichtmikroskop

Homogenität

Stat. Auswertung 11: Homogenität (abh. Mat., unabh. Farbe)

Material Polymerisationsart	Arabesk [®]	Tetric [®]	Σ
LED	16	11	27
Halogen	18	16	34
Σ	34	27	61

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	16	15,0491803	0,95081967	0,90405805	0,06007357
1	2	11	11,9508197	0,95081967	0,90405805	0,0756482
2	1	18	18,9508197	0,95081967	0,90405805	0,04770549
2	2	16	15,0491803	0,95081967	0,90405805	0,06007357
		61	61	1,7764E-15		0,24350084

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,24350084 / 4+} = 0,23954554$$

0,24

Stat. Auswertung 12: Homogenität (abh. Farbe, unabh. Mat.)

Farbe Polymerisationsart	A 2	A 3	Σ
LED	17	10	27
Halogen	20	14	34
Σ	37	24	61

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	17	16,3770492	0,62295082	0,38806772	0,02369583
1	2	10	10,6229508	0,62295082	0,38806772	0,03653107
2	1	20	20,6229508	0,62295082	0,38806772	0,01881727
2	2	14	13,3770492	0,62295082	0,38806772	0,02900996
		61	61	0		0,10805413

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,10805413 / 4+} = 0,16218199$$

0,16

Lufteinschlüsse

Stat. Auswertung 13: Lufteinschlüsse (abh. Mat., unabh. Farbe)

Material Polymerisationsart	Arabesk [®]	Tetric [®]	Σ
LED	13	11	24
Halogen	16	9	25
Σ	29	20	49

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	13	14,2040816	-1,20408163	1,44981258	0,10207014
1	2	11	9,79591837	1,20408163	1,44981258	0,1480017
2	1	16	14,7959184	1,20408163	1,44981258	0,09798733
2	2	9	10,2040816	-1,20408163	1,44981258	0,14208163
		49	49	0		0,4901408

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,4901408 / 4+} = \sqrt{0,4901408} = 0,33039271 \quad \boxed{0,33}$$

Stat. Auswertung 14: Lufteinschlüsse (abh. Farbe, unabh. Mat.)

Farbe Polymerisationsart	A 2	A 3	Σ
LED	12	12	24
Halogen	14	11	25
Σ	26	23	49

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	12	12,7346939	-0,73469388	0,53977509	0,04238619
1	2	12	11,2653061	0,73469388	0,53977509	0,04791482
2	1	14	13,2653061	0,73469388	0,53977509	0,04069074
2	2	11	11,7346939	-0,73469388	0,53977509	0,04599823
		49	49	0		0,17698997

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,17698997 / 4+} = \sqrt{0,17698997} = 0,20584608 \quad \boxed{0,21}$$

REM-Auswertung

Stat. Auswertung 15: REM-Auswertung (unabh. Mat. u. Farbe)

Beurt. Parameter Polymerisationsart	Perfekt. Rand in Prozent	Randspalt in Prozent	Unterschuss in Prozent	Überschuss in Prozent	Schmelzfrakt. in Prozent	Füllungsrandfrakt. in Prozent	Σ in Prozent
LED	36,7	33,3	6,7	23,3	0	0	100
Halogen	50	20	6,7	16,6	0	6,7	100
Σ in Prozent	86,7	53,3	13,4	39,9	0	6,7	200

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	36,7	43,35	-6,65	44,2225	1,020126874
1	2	33,3	26,65	6,65	44,2225	1,659380863
1	3	6,7	6,7	0	0	0
1	4	23,3	19,95	3,35	11,2225	0,562531328
1	5	0	0	0	0	0
1	6	0	3,35	-3,35	11,2225	3,35
2	1	50	43,35	6,65	44,2225	1,020126874
2	2	20	26,65	-6,65	44,2225	1,659380863
2	3	6,7	6,7	0	0	0
2	4	16,6	19,95	-3,35	11,2225	0,562531328
2	5	0	0	0	0	0
2	6	6,7	3,35	3,35	11,2225	3,35
		200	200	0		13,18407813

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{13,18407813 / 12 + 13,1840781} = \sqrt{0,523508467} = 0,72353885 \quad \boxed{0,72}$$

Stat. Auswertung 16: REM-Auswertung (abh. Mat. Arabesk[®], unabh. Farbe)

Beurt. Parameter Polymerisationsart	Perfekt. Rand in Prozent	Randspalt in Prozent	Unterschuss in Prozent	Überschuss in Prozent	Schmelzfrakt. in Prozent	Füllungsrandfrakt. in Prozent	Σ in Prozent
LED	40	33,3	13	13	0	0	99,3
Halogen	46	13,3	6,7	20	0	13,3	99,3
Σ in Prozent	86	46,6	19,7	33	0	13,3	198,6

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	40	43	-3	9	0,209302326
1	2	33,3	23,3	10	100	4,291845494
1	3	13	9,85	3,15	9,9225	1,007360406
1	4	13	16,5	-3,5	12,25	0,742424242
1	5	0	0	0	0	0
1	6	0	6,65	-6,65	44,2225	6,65
2	1	46	43	3	9	0,209302326
2	2	13,3	23,3	-10	100	4,291845494
2	3	6,7	9,85	-3,15	9,9225	1,007360406
2	4	20	16,5	3,5	12,25	0,742424242
2	5	0	0	0	0	0
2	6	13,3	6,65	6,65	44,2225	6,65
		198,6	198,6	0		25,80186494

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{25,80186494 / 12 + 25,8018649} = \sqrt{0,682555344} = 0,82616908 \quad \boxed{0,83}$$

Stat. Auswertung 17:REM-Auswertung (abh. Mat. Tetric[®], unabh. Farbe)

Beurt. Parameter Polymerisationsart	Perfekt. Rand in Prozent	Randspalt in Prozent	Unterschuss in Prozent	Überschuss in Prozent	Schmelzfrakt. in Prozent	Füllungsrandfrakt. in Prozent	Σ in Prozent
LED	33,3	33,3	0	33,3	0	0	99,9
Halogen	53,3	26,7	6,7	13,3	0	0	100
Σ in Prozent	86,6	60	6,7	46,6	0	0	199,9

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	33,3	43,2783392	9,97833917	99,56725258	2,300625544
1	2	33,3	29,9849925	3,3150075	10,98927475	0,366492496
1	3	0	3,34832416	3,34832416	11,21127469	3,348324162
1	4	33,3	23,2883442	10,0116558	100,2332524	4,304009408
1	5	0	0	0	0	0
1	6	0	0	0	0	0
2	1	53,3	43,3216608	9,97833917	99,56725258	2,298324918
2	2	26,7	30,0150075	-3,3150075	10,98927475	0,366126004
2	3	6,7	3,35167584	3,34832416	11,21127469	3,344975838
2	4	13,3	23,3116558	10,0116558	100,2332524	4,299705399
2	5	0	0	0	0	0
2	6	0	0	0	0	0
		199,9	199,9	0		20,62858377

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{20,62858377 / 12 + 20,6285838} = \sqrt{0,632224307} = 0,79512534 \quad \boxed{0,8}$$

Stat. Auswertung 18: REM-Auswertung (abh. Farbe A2, unabh. Mat.)

Beurt. Parameter Polymerisationsart	Perfekt. Rand in Prozent	Randspalt in Prozent	Unterschuss in Prozent	Überschuss in Prozent	Schmelzfrakt. in Prozent	Füllungsrandfrakt. in Prozent	Σ in Prozent
LED	50	8,3	0	41,7	0	0	100
Halogen	50	16,7	5,6	27,7	0	0	100
Σ in Prozent	100	25	5,6	69,4	0	0	200

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	50	50	0	0	0
1	2	8,3	12,5	-4,2	17,64	1,4112
1	3	0	2,8	-2,8	7,84	2,8
1	4	41,7	34,7	7	49	1,412103746
1	5	0	0	0	0	0
1	6	0	0	0	0	0
2	1	50	50	0	0	0
2	2	16,7	12,5	4,2	17,64	1,4112
2	3	5,6	2,8	2,8	7,84	2,8
2	4	27,7	34,7	-7	49	1,412103746
2	5	0	0	0	0	0
2	6	0	0	0	0	0
		200	200	0		11,24660749

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{11,24660749 / 12 + 11,2466075} = \sqrt{0,483795646} = 0,6955542 \quad \boxed{0,69}$$

Stat. Auswertung 19: REM-Auswertung (abh. Farbe A3, unabh. Mat.)

Beurt. Parameter Polymerisationsart	Perfekt. Rand in Prozent	Randspalt in Prozent	Unterschuss in Prozent	Überschuss in Prozent	Schmelzfrakt. in Prozent	Füllungsrandfrakt. in Prozent	Σ in Prozent
LED	27,8	50	11,1	11,1	0	0	100
Halogen	50	25	8,3	0	0	16,7	100
Σ in Prozent	77,8	75	19,4	11,1	0	16,7	200

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	27,8	38,9	-11,1	123,21	3,167352185
1	2	50	37,5	12,5	156,25	4,166666667
1	3	11,1	9,7	1,4	1,96	0,202061856
1	4	11,1	5,55	5,55	30,8025	5,55
1	5	0	0	0	0	0
1	6	0	8,35	-8,35	69,7225	8,35
2	1	50	38,9	11,1	123,21	3,167352185
2	2	25	37,5	-12,5	156,25	4,166666667
2	3	8,3	9,7	-1,4	1,96	0,202061856
2	4	0	5,55	-5,55	30,8025	5,55
2	5	0	0	0	0	0
2	6	16,7	8,35	8,35	69,7225	8,35
		200	200	0		42,87216141

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{42,87216141 / 12 + 42,8721614} = \sqrt{0,781309872} = 0,88391734 \quad \boxed{0,88}$$

Auswertung des Farbvergleiches mit Spectro Shade von MHT

Farbvergleich okklusal

Unterscheidung nach erreichte Farbbereiche in der Vita-Farbskala A,B,C,D

Stat. Auswertung 20: Farbvergleich okklusal, Arabesk® A2

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	5	3	1	1	10
Halogen	8	0	1	1	10
Σ	13	3	2	2	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	5	6,5	-1,5	2,25	0,34615385
1	2	3	1,5	1,5	2,25	1,5
1	3	1	1	0	0	0
1	4	1	1	0	0	0
2	1	8	6,5	1,5	2,25	0,34615385
2	2	0	1,5	-1,5	2,25	1,5
2	3	1	1	0	0	0
2	4	1	1	0	0	0
		20	20	0	0	3,69230769

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{3,69230769 / 8 + 3,69230769} = 0,56195149$$

0,56

Stat. Auswertung 21: Farbvergleich okklusal, Arabesk® A3

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	4	1	4	1	10
Halogen	3	2	2	3	10
Σ	7	3	6	4	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	4	3,5	0,5	0,25	0,07142857
1	2	1	1,5	-0,5	0,25	0,16666667
1	3	4	3	1	1	0,33333333
1	4	1	2	-1	1	0,5
2	1	3	3,5	-0,5	0,25	0,07142857
2	2	2	1,5	0,5	0,25	0,16666667
2	3	2	3	-1	1	0,33333333
2	4	3	2	1	1	0,5
		20	20	0	0	2,14285714

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{2,14285714 / 8 + 2,14285714} = 0,45963856$$

0,46

Stat. Auswertung 22: Farbvergleich okklusal, Tetric® A2

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	6	3	1	0	10
Halogen	4	2	2	2	10
Σ	10	5	3	2	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	6	5	1	1	0,2
1	2	3	2,5	0,5	0,25	0,1
1	3	1	1,5	-0,5	0,25	0,16666667
1	4	0	1	-1	1	1
2	1	4	5	-1	1	0,2
2	2	2	2,5	-0,5	0,25	0,1
2	3	2	1,5	0,5	0,25	0,16666667
2	4	2	1	1	1	1
		20	20	0	0	2,93333333

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{2,93333333 / 8 + 2,93333333} = 0,51796977$$

0,52

Stat. Auswertung 23: Farbvergleich okklusal, Tetric® A3

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	2	7	0	1	10
Halogen	6	1	3	0	10
Σ	8	8	3	1	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	2	4	-2	4	1
1	2	7	4	3	9	2,25
1	3	0	1,5	-1,5	2,25	1,5
1	4	1	0,5	0,5	0,25	0,5
2	1	6	4	2	4	1
2	2	1	4	-3	9	2,25
2	3	3	1,5	1,5	2,25	1,5
2	4	0	0,5	-0,5	0,25	0,5
		20	20	0	0	10,5

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{10,5 / 8 + 10,5} = 0,7533708$$

0,75

Stat. Auswertung 24: Farbvergleich okklusal (unabh. Mat. u. Farbe)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	17	14	6	3	40
Halogen	21	5	8	6	40
Σ	38	19	14	9	80

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	17	19	-2	4	0,21052632
1	2	14	9,5	4,5	20,25	2,13157895
1	3	6	7	-1	1	0,14285714
1	4	3	4,5	-1,5	2,25	0,5
2	1	21	19	2	4	0,21052632
2	2	5	9,5	-4,5	20,25	2,13157895
2	3	8	7	1	1	0,14285714
2	4	6	4,5	1,5	2,25	0,5
		80	80	0	0	5,96992481

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{5,96992481 / 8 + 5,96992481} = 0,65371341$$

0,65

Stat. Auswertung 25: Farbvergleich okklusal (abh. Farbe A2, unabh. Mat.)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	11	6	2	1	20
Halogen	12	2	3	3	20
Σ	23	8	5	4	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	11	11,5	-0,5	0,25	0,02173913
1	2	6	4	2	4	1
1	3	2	2,5	-0,5	0,25	0,1
1	4	1	2	-1	1	0,5
2	1	12	11,5	0,5	0,25	0,02173913
2	2	2	4	-2	4	1
2	3	3	2,5	0,5	0,25	0,1
2	4	3	2	1	1	0,5
		40	40	0	0	3,24347826

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{3,24347826 / 8 + 3,24347826} = 0,5371$$

0,53

Stat. Auswertung 26: Farbvergleich okklusal (abh. Farbe A3, unabh. Mat.)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	6	8	4	2	20
Halogen	9	3	5	3	20
Σ	15	11	9	5	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	6	7,5	-1,5	2,25	0,3
1	2	8	5,5	2,5	6,25	1,13636364
1	3	4	4,5	-0,5	0,25	0,05555556
1	4	2	2,5	-0,5	0,25	0,1
2	1	9	7,5	1,5	2,25	0,3
2	2	3	5,5	-2,5	6,25	1,13636364
2	3	5	4,5	0,5	0,25	0,05555556
2	4	3	2,5	0,5	0,25	0,1
		40	40	0	0	3,18383838

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{3,18383838 / 8 + 3,18383838} = 0,53355607 \quad \boxed{0,53}$$

Stat. Auswertung 27: Farbvergleich okklusal (abh. Mat. Arabesk[®], unabh. Farbe)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	9	4	5	2	20
Halogen	11	2	3	4	20
Σ	20	6	8	6	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	9	10	-1	1	0,1
1	2	4	3	1	1	0,33333333
1	3	5	4	1	1	0,25
1	4	2	3	-1	1	0,33333333
2	1	11	10	1	1	0,1
2	2	2	3	-1	1	0,33333333
2	3	3	4	-1	1	0,25
2	4	4	3	1	1	0,33333333
		40	40	0	0	2,03333333

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{2,03333333 / 8 + 2,03333333} = 0,45017531 \quad \boxed{0,45}$$

Stat. Auswertung 28: Farbvergleich okklusal (abh. Mat. Tetric[®], unabh. Farbe)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	8	10	1	1	20
Halogen	10	3	5	2	20
Σ	18	13	6	3	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	8	9	-1	1	0,111111111
1	2	10	6,5	3,5	12,25	1,88461538
1	3	1	3	-2	4	1,333333333
1	4	1	1,5	-0,5	0,25	0,166666667
2	1	10	9	1	1	0,111111111
2	2	3	6,5	-3,5	12,25	1,88461538
2	3	5	3	2	4	1,333333333
2	4	2	1,5	0,5	0,25	0,166666667
		40	40	0	0	6,99145299

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{6,99145299 / 8 + 6,99145299} = 0,68290746$$

0,68

Farbvergleich approximal

Unterscheidung nach erreichte Farbbereiche in der Vita-Farbskala A,B,C,D

Stat. Auswertung 29: Farbvergleich approximal, Arabesk[®] A2

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	2	4	1	3	10
Halogen	4	2	1	3	10
Σ	6	6	2	6	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	2	3	-1	1	0,33333333
1	2	4	3	1	1	0,33333333
1	3	1	1	0	0	0
1	4	3	3	0	0	0
2	1	4	3	1	1	0,33333333
2	2	2	3	-1	1	0,33333333
2	3	1	1	0	0	0
2	4	3	3	0	0	0
		20	20	0	0	1,33333333

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{1,33333333 / 8 + 1,33333333} = 0,37796447$$

0,38

Stat. Auswertung 30: Farbvergleich approximal, Arabesk® A3

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	4	4	1	1	10
Halogen	4	2	0	4	10
Σ	8	6	1	5	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	4	4	0	0	0
1	2	4	3	1	1	0,33333333
1	3	1	0,5	0,5	0,25	0,5
1	4	1	2,5	-1,5	2,25	0,9
2	1	4	4	0	0	0
2	2	2	3	-1	1	0,33333333
2	3	0	0,5	-0,5	0,25	0,5
2	4	4	2,5	1,5	2,25	0,9
		20	20	0	0	3,46666667

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{3,46666667 / 8 + 3,46666667} = 0,54984141$$

0,55

Stat. Auswertung 31: Farbvergleich approximal, Tetric® A2

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	3	0	1	6	10
Halogen	4	1	0	5	10
Σ	7	1	1	11	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	3	3,5	-0,5	0,25	0,07142857
1	2	0	0,5	-0,5	0,25	0,5
1	3	1	0,5	0,5	0,25	0,5
1	4	6	5,5	0,5	0,25	0,04545455
2	1	4	3,5	0,5	0,25	0,07142857
2	2	1	0,5	0,5	0,25	0,5
2	3	0	0,5	-0,5	0,25	0,5
2	4	5	5,5	-0,5	0,25	0,04545455
		20	20	0	0	2,23376623

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{2,23376623 / 8 + 2,23376623} = 0,46719815$$

0,47

Stat. Auswertung 32: Farbvergleich approximal, Tetric® A3

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	5	4	0	1	10
Halogen	5	3	2	0	10
Σ	10	7	2	1	20

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	5	5	0	0	0
1	2	4	3,5	0,5	0,25	0,07142857
1	3	0	1	-1	1	1
1	4	1	0,5	0,5	0,25	0,5
2	1	5	5	0	0	0
2	2	3	3,5	-0,5	0,25	0,07142857
2	3	2	1	1	1	1
2	4	0	0,5	-0,5	0,25	0,5
		20	20	0	0	3,14285714

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{3,14285714 / 8 + 3,14285714} = 0,531085$$

0,53

Stat. Auswertung 33: Farbvergleich approximal (unabh. Mat. u. Farbe)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	14	12	3	11	40
Halogen	17	8	3	12	40
Σ	31	20	6	23	80

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	14	15,5	-1,5	2,25	0,14516129
1	2	12	10	2	4	0,4
1	3	3	3	0	0	0
1	4	11	11,5	-0,5	0,25	0,02173913
2	1	17	15,5	1,5	2,25	0,14516129
2	2	8	10	-2	4	0,4
2	3	3	3	0	0	0
2	4	12	11,5	0,5	0,25	0,02173913
		80	80	0	0	1,13380084

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{1,13380084 / 8 + 1,13380084} = 0,35232432$$

0,35

Stat. Auswertung 34: Farbvergleich approximal (abh. Farbe A2, unabh. Mat.)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	5	4	2	9	20
Halogen	8	3	1	8	20
Σ	13	7	3	17	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	5	6,5	-1,5	2,25	0,34615385
1	2	4	3,5	0,5	0,25	0,07142857
1	3	2	1,5	0,5	0,25	0,16666667
1	4	9	8,5	0,5	0,25	0,02941176
2	1	8	6,5	1,5	2,25	0,34615385
2	2	3	3,5	-0,5	0,25	0,07142857
2	3	1	1,5	-0,5	0,25	0,16666667
2	4	8	8,5	-0,5	0,25	0,02941176
		40	40	0	0	1,2273217

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{1,2273217 / 8 + 1,2273217} = 0,36470471$$

0,36

Stat. Auswertung 35: Farbvergleich approximal (abh. Farbe A3, unabh. Mat.)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	9	8	1	2	20
Halogen	9	5	2	4	20
Σ	18	13	3	6	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	9	9	0	0	0
1	2	8	6,5	1,5	2,25	0,34615385
1	3	1	1,5	-0,5	0,25	0,16666667
1	4	2	3	-1	1	0,33333333
2	1	9	9	0	0	0
2	2	5	6,5	-1,5	2,25	0,34615385
2	3	2	1,5	0,5	0,25	0,16666667
2	4	4	3	1	1	0,33333333
		40	40	0	0	1,69230769

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{1,69230769 / 8 + 1,69230769} = 0,41785545 \quad \boxed{0,42}$$

Stat. Auswertung 36: Farbvergleich approximal (abh. Mat. Arabesk[®], unabh. Farbe)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	6	8	2	4	20
Halogen	8	4	1	7	20
Σ	14	12	3	11	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	6	7	-1	1	0,14285714
1	2	8	6	2	4	0,66666667
1	3	2	1,5	0,5	0,25	0,16666667
1	4	4	5,5	-1,5	2,25	0,40909091
2	1	8	7	1	1	0,14285714
2	2	4	6	-2	4	0,66666667
2	3	1	1,5	-0,5	0,25	0,16666667
2	4	7	5,5	1,5	2,25	0,40909091
		40	40	0	0	2,77056277

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{2,77056277 / 8 + 2,77056277} = 0,50718313 \quad \boxed{0,51}$$

Stat. Auswertung 37: Farbvergleich approximal (abh. Mat. Tetric[®], unabh. Farbe)

Farbbereiche Polymerisationsart	A	B	C	D	Σ
LED	8	4	1	7	20
Halogen	9	4	2	5	20
Σ	17	8	3	12	40

Chi-Quadrat-Berechnung

Zeile	Spalte	fb	fe	fb-fe	(fb-fe) ²	(fb-fe) ² / fe
1	1	8	8,5	-0,5	0,25	0,02941176
1	2	4	4	0	0	0
1	3	1	1,5	-0,5	0,25	0,16666667
1	4	7	6	1	1	0,16666667
2	1	9	8,5	0,5	0,25	0,02941176
2	2	4	4	0	0	0
2	3	2	1,5	0,5	0,25	0,16666667
2	4	5	6	-1	1	0,16666667
		40	40	0	0	0,7254902

Berechnung des Kontingenzkoeffizienten C

$$C = \sqrt{0,7254902 / 8 + 0,7254902} = 0,2883506$$

0,29
