

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

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

Durchhärtungstiefe von Kompositen nach Belichtung mit
unterschiedlichen Lichtpolymerisationsgeräten

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Dagmar Hammerfald

aus Bad Kissingen

Würzburg, August 2009

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. N. Hofmann

Korreferent: Prof. Dr. med. dent. A. Renk

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 20.01.2010

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Meinen Eltern und meiner Schwester gewidmet

1	Einleitung und Problemstellung	1
1.1	Komposite	2
1.1.1	Chemische Zusammensetzung	2
1.1.1.1	Organische Matrix	2
1.1.1.2	Füllkörper	2
1.1.1.3	Verbundphase	3
1.1.2	Polymerisationsreaktion	3
1.1.3	Initiatorsysteme	4
1.1.4	Problematik der Kompositrestaurationen	5
1.2	Polymerisationsgeräte	7
1.2.1	Halogengeräte	7
1.2.2	Plasmabogengeräte	8
1.2.3	Laserpolymerisation	8
1.2.4	LED-Geräte	9
1.3	Durchhärtungstiefe (DHT)	10
1.3.1	Quantifizierung der Polymerisation	10
1.3.2	Beeinflussende Faktoren	10
1.3.3	Nachhärtung	12
1.3.4	Oberflächenhärte	12
1.3.5	Verfahren zur Messung der Durchhärtungstiefe (DHT)	13
1.3.5.1	Direkte Methoden: Infrarotspektroskopie	13
1.3.5.2	Indirekte Methoden	14
1.4	Zielsetzung der vorliegenden Arbeit	16
2	Material und Methode	18
2.1	Versuchsreihe 1: Durchhärtungstiefe zylindrischer Kompositproben	18
2.1.1	Untersuchte Kompositmaterialien	18
2.1.2	Wahl der Lichthärtegeräte	19
2.1.3	Herstellung der Proben	21
2.1.4	Lagerung der fertigen Proben	22
2.1.5	Einbetten	22
2.1.6	Beschleifen	23
2.1.7	Härtemessung nach Knoop	24
2.2	Versuchsreihe 2: Durchhärtungstiefe bei Klasse-II-Füllungen	26
2.2.1	Untersuchtes Kompositmaterial und verwendete Lichtgeräte	26
2.2.2	Kavitätenpräparation	27
2.2.3	Herstellung der Proben	28
2.2.4	Lagerung des Zahnes und der fertigen Proben	30

2.2.5	Vorbereitung zur Härtemessung	30
2.2.6	Härtemessung nach Knoop	31
2.3	Statistische Auswertung	31
3	Ergebnisse	32
3.1	Versuchsreihe 1: Durchhärtungstiefe zylindrischer Kompositproben	32
3.1.1	Verlauf der Härteprofile	32
3.1.2	Härtemaximum	36
3.1.2.1	Einfluss des Materials auf das Härtemaximum	37
3.1.2.2	Einfluss des Belichtungsmodus auf das Härtemaximum	37
3.1.2.3	Einfluss der Materialfarbe auf das Härtemaximum	39
3.1.2.4	Einfluss der Probenherstellungsform auf das Härtemaximum	40
3.1.3	Durchhärtungstiefe (DHT)	41
3.1.3.1	Ergebnisse hinsichtlich des Materials	42
3.1.3.2	Ergebnisse hinsichtlich des Polymerisationsmodus	43
3.1.3.3	Ergebnisse hinsichtlich der Materialfarbe	44
3.1.3.4	Ergebnisse hinsichtlich der Probenherstellungsform	45
3.2	Versuchsreihe 2: Durchhärtungstiefe bei Approximalfüllungen	49
3.2.1	Verlauf der Härteprofile	49
3.2.2	Härtemaxima	51
3.2.3	Durchhärtungstiefe (DHT)	53
4	Diskussion	55
4.1	Kritik der Methode	55
4.1.1	Auswahl der Polymerisationsgeräte	55
4.1.2	Auswahl der Kompositmaterialien	56
4.1.3	Herstellung der Proben	57
4.1.4	Lagerung der Proben	58
4.1.5	Härtemessverfahren	59
4.1.6	Vergleich der beiden Versuchsreihen: Eignung des Versuchsaufbaus ..	61
4.2	Diskussion der Ergebnisse	63
4.2.1	Berechnung der Durchhärtungstiefe basierend auf der Maximalhärte ...	63
4.2.2	Einfluss des Belichtungsmodus auf die Maximalhärte und die DHT	64
4.2.3	Beeinflussung der Maximalhärte und der DHT durch das Material	67
4.2.4	Einfluss der Farbe auf die DHT und das Härtemaximum	68
4.2.5	Einfluss der Probenherstellungsform bzw. des Matrizenmaterials	69
4.2.6	Studien zu weiteren Parametern von LED-Geräten	70
4.3	Schlussfolgerung	71

5	Zusammenfassung.....	73
6	Literaturverzeichnis	76
7	Anhang: Herstellerverzeichnis.....	85

Danksagung

Lebenslauf

1 Einleitung und Problemstellung

Kompositrestaurationen sind aus der zahnärztlichen Füllungstherapie nicht mehr wegzudenken. Die Lichtpolymerisation gehört längst zu den Standardverfahren der Zahnmedizin und wurde seit ihrer Einführung ständig optimiert, sowohl was das Restaurationsmaterial, als auch die zur Aushärtung verwendeten Lichtgeräte angeht.

Zu Beginn der Entwicklung lichthärtender Kompositmaterialien wurden diese mit UV-Licht ausgehärtet. Infolge der geringen Durchhärtungstiefe, sowie wegen der schädlichen Nebenwirkungen der UV-Strahlung für Patient und Behandler, wurde die UV-Lichthärtung durch die Härtung mit sichtbarem blauem Licht ersetzt. Als Polymerisationsgeräte haben Halogenlichtgeräte die größte Verbreitung gefunden. Bei diesen wird unter Verwendung eines Filters aus dem weißen Licht der Halogenlampe der für die Fotopolymerisation benötigte Spektralbereich ausgeschnitten. Allerdings verfügen Halogengeräte über einen relativ geringen Wirkungsgrad und mit der Zeit können Verschleißerscheinungen auftreten, welche zu einem Leistungsabfall führen.

Mit der Entwicklung einer neuen Technik wurde der Versuch unternommen, diese Nachteile, welche Kosten verursachen und sich negativ auf die Füllungsqualität und damit letztendlich auf die Gesundheit des Patienten auswirken können, zu minimieren. LED (Light Emitting Diodes)-Geräte generieren Licht in einem engen Blaulichtspektrum, ohne dass dabei viel Energie in Form von Wärme verloren geht und die Lebensdauer bzw. die Lichtleistung beeinträchtigt wird.

Bevor jedoch ein neues Verfahren einer bislang bewährten Technik gleichgestellt werden oder diese sogar ablösen kann, muss sichergestellt werden, dass trotz aller Vorteile keine Kompromisse in der Qualität der Restaurationen eingegangen werden müssen. Im Mittelpunkt dieser Studie steht daher der Vergleich zwischen Halogen- und LED-Geräten bezüglich der Polymerisationseffektivität von Kompositen, auf welche durch die erreichte Durchhärtung in der Tiefe des Materials geschlossen werden kann.

1.1 Komposite

1.1.1 Chemische Zusammensetzung

Die heute in der Füllungstherapie verwendeten lichthärtenden Komposite sind aus einer Vielzahl von Bestandteilen zusammengesetzt, von denen die drei wichtigsten eine organische Matrix, anorganische Füllstoffe und eine Verbundphase sind (LUTZ et al. 1983). Sie liegen zur Verarbeitung in plastischer Form vor und härten durch Energiezufuhr in Form von sichtbarem Licht aus. Im Gegensatz zur chemischen Polymerisation kann so der Zeitpunkt der Aushärtung durch den Behandler bestimmt werden.

1.1.1.1 Organische Matrix

Im nichtpolymerisierten Zustand besteht die organische Matrix aus Estern der Methacrylsäure mit ein- oder mehrwertigen Alkoholen, wie das hochvisköse Bis-GMA oder UDMA, denen häufig niedermolekulare Verdünnermomomere (z. B. EGDMA, TEGDMA) zugesetzt werden (LUTZ et al. 1983, JANDA 1988). Weitere Bestandteile der Matrix sind lichtsensible Moleküle, so genannte Fotoinitiatoren (oft Kampferchinon), Stabilisatoren (z. B. Phenolderivate), Akzeleratoren (z. B. tertiäre Amine) und Katalysatoren sowie Farbpigmente. Über die radikalische Fotopolymerisation ist die organische Phase für den Übergang vom plastischen zum festen Zustand verantwortlich (ERNST 2003).

1.1.1.2 Füllkörper

Bei der Vielfalt der heute erhältlichen Kompositmaterialien lassen sich vor allem in der Art und Größe der Füllkörper, aber auch im prozentualen Füllstoffgehalt Unterschiede feststellen. Die Füllerpartikel entscheiden in hohem Maße über die mechanischen Eigenschaften des Materials wie Festigkeit und Abrasion und werden daher häufig zur Klassifizierung der Materialien herangezogen (WILLEMS et al. 1992). Da sie volumenstabil sind, kann durch den Fülleranteil die effektive Polymerisationsschrumpfung (s. Kap. 1.1.4) beeinflusst und von

10 bis 20 % (ungefüllte Matrix) auf ca. 2 bis 3 % („gefüllte Matrix“ = Komposit) reduziert werden (ERNST 2003). Die meisten Füllkörper bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik und liegen in Splitter- oder Kugelform vor. Die gängige Klassifizierung unterscheidet Makrofüller (0,1-100 μm)-, Mikrofüller (0,01-0,1 μm)-, Nanofüller (5-75 nm)- und Hybridkomposite (Mischung aus Makro- und Mikrofüllern).

1.1.1.3 Verbundphase

Der Haftvermittlung zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllkörpern dienen organische Siliziumverbindungen. Durch die Silanisierung der Füllerpartikel wird eine chemische Bindung zwischen Monomeren der Matrix und Methacrylatgruppen des Silans ermöglicht. Die Verbundphase verbessert die mechanischen Eigenschaften von Kompositen, jedoch ist die Bindung durch saure Hydrolyse lösbar, was zu Verschleißerscheinungen führen kann (LUTZ 1983).

1.1.2 Polymerisationsreaktion

Während des Polymerisationsvorganges werden die Monomermoleküle der Matrix miteinander zu Polymerketten verbunden. Beim Einsatz multifunktionaler Monomere entstehen auch Querverbindungen zwischen den Polymerketten (Vernetzung). Gestartet wird die Polymerisation durch die in der Matrix enthaltenen lichtsensiblen Startermoleküle, die nach Absorption von energiereicher Strahlung in Radikale zerfallen (ERNST 2003). Die entstandenen freien Radikale reagieren mit den Monomeren der Matrix, indem sie eine ungesättigte Doppelbindung innerhalb der Methacrylatgruppen öffnen und ihr ungepaartes Elektron auf das Monomermolekül übertragen, das damit selbst zum Radikal wird und seinerseits an eine Doppelbindung des nächsten Monomermoleküls angreifen kann.

So kommt es zu einer Kettenreaktion mit weiteren Monomeren, die so lange andauert, bis keine Moleküle mit freien Doppelbindungen mehr zur Verfügung

stehen oder zwei Radikale aufeinandertreffen und miteinander reagieren. Bei der Anzahl der in die Polymerkette eingebundenen Monomere spricht man vom Polymerisationsgrad. Er hängt neben den Eigenschaften des Komposits von Abstand, Intensität und vor allem der Wellenlänge des zur Aushärtung verwendeten Lichtes ab (KULLMANN 1987, PARK et al. 1999, FAN 2002).

1.1.3 Initiatorsysteme

Zur Anregung der Polymerisationsreaktion enthalten alle lichthärtenden Komposite fotosensible Moleküle, so genannte Fotoinitiatoren, die durch verschiedene Mechanismen in der Lage sind, freie Radikale zu bilden. Meist geschieht dies durch Anhebung eines Elektrons aus der Carbonylgruppe, welche in jedem Initiator-molekül enthalten ist, auf eine energetisch höhere Ebene. Möglich wird dieser Vorgang durch die Absorption von Licht spezifischer Wellenlänge. Kampferchinon ist der am häufigsten verwendete Fotoinitiator. Sein Absorptionsspektrum liegt im Bereich von 360 bis 520 nm, das Absorptionsmaximum bei 468 nm. Nachteilig bei diesem System ist die gelbe Eigenfarbe von Kampferchinon, welche die Konzentration im Kompositmaterial limitiert. Alternativ wird der Fotonitiator PPD (1-Phenyl-1,2-Propanedione) verwendet, dessen Absorptionsmaximum im Bereich des sichtbaren Lichtes bei 410 nm liegt (PARK et al. 1999).

Manche Komposite besitzen mehrere Initiatorsysteme, welche zum Teil Licht einer geringeren Wellenlänge als Kampferchinon absorbieren (UHL et al. 2003a). Ein Beispiel hierfür ist das in dieser Studie untersuchte Ormocer Definite, das neben Kampferchinon über die Initiatoren Luzirin und Irgacure 651 verfügt. Auch sehr helle und transparente Materialien, die z. B. zur Restauration gebleichter Zähne verwendet werden, bedienen sich anderer Initiatoren, da hier die Eigenfarbe von Kampferchinon besonders problematisch ist (HOFMANN et al. 2002a). Die Initiator-konzentration variiert von Material zu Material. Sie beeinflusst in hohem Maße den Polymerisationsgrad und die Härte eines

Komposits und beträgt meist zwischen 0,25 und 0,5 Gewichts-% (KALLIYANA KRISHNAN & YAMUNA 1998).

1.1.4 Problematik der Kompositrestaurationen

ROULET formulierte im Jahr 1987 einige Anforderungen, die ein alternativ zum Amalgam verwendetes Füllungsmaterial erfüllen müsse:

1. Amalgamähnliche Verschleißfestigkeit
2. Gute, unter Belastung standhaltende marginale Integrität
3. Röntgenopazität
4. Definierte Langlebigkeit
5. Ausreichende Dimensionsstabilität unter okklusaler Belastung
6. Einfache Verarbeitung
7. Einfache Ausarbeitung und Politur
8. Gute Ästhetik

Gemessen an diesen Kriterien standen zu dieser Zeit Komposite dem Amalgam vor allem in der mechanischen Stabilität nach und waren „noch weit davon entfernt, als Amalgamersatz tauglich zu sein“ (KLAIBER & HALLER 1988). Mittlerweile sind jedoch sowohl die physikalischen und mechanischen als auch die optischen Eigenschaften der Materialien so weit entwickelt, dass eine große Auswahl an Materialien erhältlich ist, die hohen funktionellen und ästhetischen Anforderungen Rechnung tragen. Die folgenden, noch immer nicht vollständig gelösten Schwachstellen stehen jedoch weiterhin im Mittelpunkt wissenschaftlichen Interesses:

Lichthärtende Komposite haben gegenüber ihren Vorgängern, den durch eine chemische Reaktion selbsthärtenden Kunststoffen den Nachteil, in ihrer Polymerisationsreaktion ausschließlich von einer externen Lichtquelle abhängig zu sein. Die Durchhärtung wird durch zu große Schichtstärken, schwache Lichtintensität, zu kurze Belichtungszeit und eine Streuung der Lichtstrahlung durch das Material selber beeinträchtigt. Während Schichtstärke, Lichtintensität und Belichtungszeit vom Behandler beeinflusst werden können, wird die

materialabhängige Lichtabsorption von der Farbe des Komposits, von der Partikelgröße der Füllkörper, dem Füllergehalt und der Schichtdicke bestimmt (DAVIDSON-KABAN et al. 1997) (s. Kap. 1.3.2).

Eine unvollständige Polymerisation resultiert in einem hohen Restmonomergehalt. Dieser beeinträchtigt das Langzeitverhalten der Restauration und gefährdet die Gesundheit des Patienten (RUEGGEBERG & CRAIG 1988, REINHARDT 1991, MEHL et al. 1997). Eine insuffiziente Monomerkonversion hat sowohl auf die Fibroblasten des gingivalen Gewebes als auch auf die Zellen der Pulpa einen zytotoxischen Effekt (CAUGHMAN et al. 1991, YAP & SENEVIRATNE 2001).

Während der Polymerisationsreaktion von Kompositen kommt es auf molekularer Ebene durch die Vernetzung der Monomere zu einer Verringerung ihrer Abstände, was in einem Volumenverlust resultiert. Diese Schrumpfung ist umso stärker ausgeprägt, je höher die Konversionsrate (Anzahl der umgesetzten Doppelbindungen) ist. Diese wird wiederum u. a. von der Lichtintensität bestimmt. Es entstehen Spannungen, die sich auf den Zahn übertragen und eine postoperative Sensibilität verursachen können (LUTZ et al. 1991, VENHOVEN et al. 1996, BOUSCHLICHER et al. 1997). Zusätzlich wird die Entstehung von Randspalten durch die Schrumpfung begünstigt. Die Verletzung der marginalen Integrität ermöglicht sowohl die Penetration von Bakterien und somit die Bildung von Sekundärkaries als auch eine erhöhte postoperative Sensibilität und Farbeinlagerung im Randbereich (ROULET 1987, LUTZ et al. 1991).

Die Polymerisation von Kompositrestaurationen kann darüber hinaus mit einer Temperaturveränderung des pulpalen Gewebes einhergehen. Auf der einen Seite führt das Lichtgerät, auf der anderen der exotherme Polymerisationsprozess des Materials zu einer Wärmeentwicklung im Zahn. Diese Temperaturerhöhung kann zu einer irreversiblen Schädigung der Pulpa führen (UHL et al. 2003b).

Auch nach abgeschlossener Lichtpolymerisation durchlaufen Komposite dimensionale Veränderungen. Im feuchten Milieu der Mundhöhle findet eine

Diffusion von Wasser in die Matrix des Materials statt, was zum einen eine Freisetzung von nicht reagierten Monomeren, zum anderen eine Volumen- und Gewichtszunahme zur Folge hat (MARTIN & JEDYNAKIEWICZ 1998). Die Überlegung, ob die hygroskopische Expansion einen Ausgleich für die Polymerisationsschrumpfung schaffen könnte, wurde von BOWEN et al. (1982) untersucht. Ihre Studie ergab, dass zwar durch die Ausdehnung eine gewisse Kompensation erreicht wird, diese jedoch in den wenigsten Fällen die Schrumpfung suffizient auszugleichen vermag.

1.2 Polymerisationsgeräte

Zur Anregung des Polymerisationsvorgangs lichthärtender Komposite stehen verschiedene Lichthärtensysteme zur Verfügung. Im Gegensatz zu Halogen- und Plasmabogengeräten, bei denen das Nutzlicht aus einem kontinuierlichen Spektrum ausgefiltert werden muss, generieren Laser- und LED- Geräte gezielt Wellenlängen im Bereich zwischen 400 und 500 nm (blaues Licht) (MEYER et al. 2002).

1.2.1 Halogengeräte

Halogengeräte waren die ersten Alternativen zu UV-Lichtgeräten, nachdem sich diese aus gesundheitlichen und praktischen Gründen als ungeeignet für die Polymerisation herausgestellt hatten (KULLMANN 1987, BAHARAV et al. 1988). Für viele Jahre stellten sie seitdem das am häufigsten verwendete Polymerisationssystem dar (KURACHI et al. 2001). Durch den Fluss von elektrischem Strom durch einen dünnen Wolframfaden wird Licht erzeugt. Der Faden wirkt hierbei als Widerstand, so dass durch den fließenden Strom Hitze entsteht. Erhitzt sich der Faden sehr stark, wird ein Teil der Strahlung als sichtbares weißes Licht abgegeben. Aus dem breiten kontinuierlichen Emissionsspektrum wird durch Blaulichtfilter nur das Nutzlicht, das je nach Filtertyp im Bereich von 370 bis 640 nm liegt, hindurchgelassen. Das Emissionsmaximum liegt typischerweise um 498 nm (BENNETT & WATTS

2004). Der größte Teil der Strahlungsleistung geht dabei als Hitze verloren – nur 1 bis 2 % der Energie sind in Form des blauen Nutzlichtes verfügbar (LUTZ et al. 1992b, MEYER et al. 2002, TSAI et al. 2004). Der Nachteil der Halogengeräte liegt also auf der Hand: Sie verfügen über einen sehr geringen Wirkungsgrad. Die Hitzeentwicklung macht ein Luftkühlungssystem notwendig; zusätzlich wird durch die hohe Arbeitstemperatur der Verschleiß von Filter, Reflektor und Lampe gefördert. Dies wiederum führt mit der Zeit zu reduzierter Leistung und verminderter Lichtintensität und somit auch zu einer insuffizienten Polymerisation, wenn von Seiten des Behandlers nicht für eine regelmäßige Kontrolle und den Austausch der Verschleißteile gesorgt wird (MILLS et al. 2002).

1.2.2 Plasmabogengeräte

Plasmabogengeräte besitzen eine höhere Strahlungsintensität als Halogengeräte, woraus eine kurze Belichtungszeit resultiert. Sie weisen besonders im Wellenlängenbereich zwischen 450 und 490 nm eine starke Lichtemission auf. Es besteht also eine hohe Kongruenz mit dem Fotoinitiator Kampferchinon. Besitzen Komposite jedoch andere Initiatorsysteme, können sie nicht immer adäquat polymerisiert werden. Das Prinzip der Lichterzeugung bei Plasmabogengeräten beruht auf einer hohen Spannung, die zwischen zwei nebeneinander liegenden Elektroden herrscht und einen Lichtbogen entstehen lässt. Das kontinuierliche und breitbandige Spektrum wird wie bei den Halogengeräten ausgefiltert (HOFMANN et al. 2002a, ERNST 2002a).

1.2.3 Laserpolymerisation

Die Polymerisation mit einem Laserstrahlgerät (z. B. Argonlaser) hat den Vorteil, dass das Emissionsspektrum präzise auf den anzuregenden Initiator abstimbar ist. Die applizierte Lichtenergie ist sehr hoch, was einerseits zu einer hohen Konversionsrate führt, andererseits hat dies jedoch einen internen Spannungsaufbau zur Folge und begünstigt die Verletzung der marginalen

Integrität. Zudem ist die Technik sehr komplex, wodurch hohe Anschaffungskosten bedingt sind. Da keine großen Verbesserungen auf dem Gebiet der Laserpolymerisation zu erwarten sind, scheint diese Technologie nicht besonders zukunftssträftig zu sein (ERNST 2002a, MEYER et al. 2002).

1.2.4 LED-Geräte

LED (Light Emitting Diodes)-Geräte sind seit dem Jahr 2001 auf dem Markt erhältlich. Der wesentliche Unterschied zu Halogen- und Plasmageräten besteht darin, dass sie Licht nur in einem schmalen Spektrum generieren und aussenden. Die Lichterzeugung beruht auf der Halbleitertechnik, bei der Atome elektronisch angeregt werden und Licht emittieren. Bei den Dioden handelt es sich um Silizium-Halbleiterkristalle, die mit anderen Elementen (z. B. Aluminium, Gallium oder Phosphor) vermischt sind. Die Farbe des Lichtes ist dabei abhängig von der chemischen Zusammensetzung des Halbleiters. Somit können durch das Prinzip der Elektrolumineszenz gezielt bestimmte Wellenlängen erzeugt werden: Elektronen werden durch eine angelegte Spannung energetisch angehoben und geben beim Rückfallen in ihren ursprünglichen Zustand die freiwerdende Energie in Form einer Lichtwelle ab (ERNST 2002a). Die Verwendung von Filtern ist überflüssig. Die höchste Emissionsrate liegt wie bei den Plasmabogengeräten im Bereich des Absorptionsmaximums von Kampferchinon (468 nm). Da so die meisten emittierten Photonen mit diesem Initiator reagieren können, verspricht man sich bei gleicher Lichtintensität eine höhere Durchhärtungstiefe und eine gesteigerte Konversionsrate der Komposite bei verringerter Belichtungszeit. Da bei LED-Geräten kaum Wärme entsteht, ist außerdem ein höherer Wirkungsgrad von 7 % bei niedrigerem Verschleiß als bei Halogenlichthärtengeräten zu erwarten, darüber hinaus erweisen sich Kühlungssysteme als überflüssig (ERNST 2002a, TSAI et al. 2004). Durch den geringen Verschleiß soll laut Herstellern eine konstante Lichtleistung und -intensität bei einer Lebenserwartung der Lampen von einigen 1000 Stunden zu erwarten sein (MILLS et al. 2002).

Das enge und gezielt eingesetzte Emissionsspektrum erweist sich in gewissen Fällen jedoch auch hier als nachteilig: Manche Materialien, wie auch das in dieser Studie untersuchte Ormocer Definite, besitzen zusätzliche Initiatoren. Diese werden zum Teil von Wellenlängen aktiviert, die nicht im Bereich der von LED-Geräten emittierten Strahlung liegt, was wie bei den Plasmabogengeräten eine ausreichende Polymerisation in Frage stellt.

1.3 Durchhärtungstiefe (DHT)

1.3.1 Quantifizierung der Polymerisation

Um den Erfolg oder Misserfolg einer Restauration beurteilen zu können, ist das Kriterium der Polymerisation in der Tiefe des Materials von besonderer Bedeutung. Die genaueste Aussage darüber lässt sich über die direkte Bestimmung der Konversionsrate treffen, jedoch sind dazu komplexe Verfahren nötig (DE WALD & FERRACANE 1987, LUTZ et al. 1992a) (s. Kap. 1.3.5). Deshalb werden stattdessen häufig Härtemessungen durchgeführt. Da sich die Absolutwerte bei maximaler Aushärtung der verschiedenen Materialien unterscheiden, ist ihre Aussagekraft gering. Betrachtet werden muss vielmehr die Abnahme der Härte in tieferen Schichten des polymerisierten Komposits im Vergleich zur Maximalhärte (MILLS et al. 2002). Nach LUTZ et al. (1992a) nimmt die Konversionsrate in der Tiefe schneller ab als die Härte, weshalb die Härtemessungen „zu gute“ Werte erbringen. Folglich wird häufig als Kriterium einer ausreichenden Durchhärtung ein Wert von $\geq 80\%$ der Maximalhärte festgelegt. Auch in dieser Studie lag die Demarkationslinie zwischen suffizient und nicht suffizient gehärtetem Material in derjenigen Schichttiefe, in der die Knoop-Härte noch einen Wert von $\geq 80\%$ des Härtemaximums erzielte.

1.3.2 Beeinflussende Faktoren

Die Durchhärtungstiefe (DHT) eines Komposits ist ein Maß dafür, wie effektiv das Material durch Licht gehärtet werden kann. Diese Effizienz hängt unter

anderem entscheidend davon ab, inwieweit die vom Lichtgerät emittierten Wellenlängen mit dem im Komposit verwendeten Fotoinitiator kompatibel sind (CORREA et al. 2002). Die DHT wird darüber hinaus aber noch durch eine Reihe von anderen Faktoren beeinflusst. Zunächst spielt die Zusammensetzung des Materials eine Rolle, wobei besonders die Aspekte, welche die Lichttransmission erleichtern bzw. erschweren, von Bedeutung sind. Ein Teil des Lichtes wird beispielsweise vom Katalysatorsystem absorbiert, so dass dessen Zusammensetzung die DHT beeinflussen kann. Die durch die Materialkomposition determinierten optischen Eigenschaften des Materials, also das Maß an Transluzenz bzw. Opazität sind ebenso entscheidend. Sie sind davon abhängig, inwieweit sich der Brechungsindex von Füllern und Matrix entsprechen. Stimmt er nicht überein, resultiert eine hohe Opazität, was die DHT verringert. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die Größe der Füllerpartikel, welche für die Streuung des Lichtes eine Rolle spielt. Diese ist besonders stark, wenn die Füller einen Durchmesser besitzen, der die Hälfte der Wellenlänge des einfallenden Lichtes misst. Auch Farbpigmente beeinflussen durch Streuphänomene die Durchhärtung von Kompositen (YEARN 1985, ERNST et al. 2000, DANESH et al. 2001).

Darüber hinaus beeinflusst auch die Lichtquelle die erreichbare DHT entscheidend. Neben der Wellenlänge des emittierten Lichtes spielen sowohl die Geräteleistung, welche durch die Strahlenflussdichte (mW/cm^2) definiert ist, als auch die Belichtungsdauer eine sehr große Rolle (YEARN 1985, BAHARAV et al. 1988). Die Intensität der Lichtstrahlung wird mit steigendem Abstand zum Objekt stark reduziert. Zwar können Komposite auch mit einer niedrigen Lichtenergie suffizient ausgehärtet werden, die Belichtungszeit muss dann jedoch um einen entsprechenden Faktor gesteigert werden (SUH et al. 1998).

In diesem Zusammenhang ist auch die Tatsache erwähnenswert, dass die Lichtintensität und damit auch die DHT durch eine verbleibende Zahnhartsubstanzschicht, wie sie z. B. bei der unterminierenden Präparation bei minimalinvasiven Restaurationen vorkommt, verringert wird. Hier spielt vor

allem das Dentin eine tragende Rolle, wie in vorausgegangenen Studien untersucht wurde (CHAN & BOYER 1985, GEORGES et al. 2002).

1.3.3 Nachhärtung

Komposite, die initial durch Lichtzufuhr polymerisiert wurden, besitzen die Eigenschaft, nach abgelaufener Belichtung ihre Härte noch weiter zu steigern. Diese nachträgliche Verbesserung der mechanischen Eigenschaften ist abhängig von der Umgebungstemperatur und läuft zum größten Teil im Zeitraum von 24 Stunden ab (LEUNG et al. 1985, QUANCE et al. 2001, UHL et al. 2004a). Sie ist jedoch nicht in der Lage, eine insuffiziente Härtung während der Lichtpolymerisation zu kompensieren (UHL et al. 2004a).

1.3.4 Oberflächenhärte

Da bei der Härtung der lichtnahen Kompositschichten die Strahlungsflussdichte nicht von darüberliegendem Material abgeschwächt wird, sind hier die Härtewerte höher als in tieferen Schichten (DAVIDSON-KABAN 1997). Dabei hat die Intensität der Bestrahlung kaum einen Einfluss; schwache Lichtquellen können die Oberfläche ebenso suffizient aushärten wie Lichtgeräte mit hoher Strahlungsflussdichte (RUEGGEBERG et al. 1994b, DANESH et al. 2001, HOFMANN et al. 2002a). Aufgrund dieser Tatsache ist für den Behandler eine ungenügende Polymerisation oft nicht sofort erkennbar. Innerhalb der ersten Sekunden werden 75 % des Härteendwertes erreicht (LUTZ et al. 1992a, DANESH et al. 2001). Die größte Härte ist dabei kurz unterhalb der Oberfläche zu erzielen, da die Aushärtung direkt an der Oberfläche durch Sauerstoff negativ beeinflusst wird (Sauerstoffinhibitionsschicht). Jedoch wurde in Versuchen auch unter weitgehendem Ausschluss von Sauerstoff während der Polymerisation an Kontaktflächen ein erhöhter Gehalt an Restdoppelbindungen festgestellt. Dieses als „Grenzflächeneffekt“ bezeichnete Phänomen kann dadurch erklärt werden, dass freie Radikale im Inneren einer Probe allseitig von Reaktionspartnern umgeben sind. An Kontaktflächen fehlen diese auf der

bedeckten Seite, was in einem geringeren Umsatz der Doppelbindungen resultiert und auch als „Problem des fehlenden Volumens“ beschrieben wird (REINHARDT 1991).

1.3.5 Verfahren zur Messung der Durchhärtungstiefe (DHT)

Um die DHT und damit die Effizienz der Lichthärtung eines Kompositmaterials zu erfassen, stehen verschiedene Verfahren zur Auswahl, die sich in ihrer Präzision und in ihrem Arbeitsaufwand jedoch deutlich unterscheiden.

1.3.5.1 Direkte Methoden: Infrarotspektroskopie

Die Infrarotspektroskopie ist ein Verfahren, mit dem direkt die Konzentration der verbleibenden aliphatischen Kohlenstoff/Kohlenstoff-Doppelbindungen (C=C) in einer polymerisierten Kompositprobe bestimmt werden kann. Nach dem Bereich der dabei verwendeten elektromagnetischen Strahlung unterscheidet man zwischen nahem und mittlerem Infrarot (IR).

Die Technik des nahen IR wurde u. a. in einer Studie von STANSBURY & DICKENS (2001) untersucht. Sie hat den Vorteil, dass in ihrem Spektrum Glaspartikel praktisch nicht sichtbar sind. Das bedeutet, dass Füllpartikel in den Materialien die Strahlung nicht beeinflussen und somit auch die Analyse von dicken Proben möglich ist, ohne diese vorher bearbeiten zu müssen. Nachteilig ist beim nahen IR jedoch die Tatsache, dass es im Gegensatz zu mittlerem Infrarot keinen internen Standard gibt. Hier besitzen aromatische Kohlenstoff/Kohlenstoff-Doppelbindungen keine Bande. Daher muss die absolute Konzentration aliphatischer Doppelbindungen bestimmt werden, für deren Berechnung die Kenntnis der exakten Schichtstärke der Probe Voraussetzung ist (RUEGGEBERG 1994a, STANSBURY & DICKENS 2001).

Im Gegensatz zum nahen IR sind beim mittleren IR die Füllpartikel nicht „durchsichtig“, was zur Konsequenz hat, dass nur sehr dünne Schichten gemessen werden können. Vorteilhaft ist jedoch, dass auch aromatische Kohlenstoff/Kohlenstoff-Doppelbindungen eine Absorptionsbande besitzen, so

dass diese als interner Standard dienen können. Ihr Absorptionsmaximum liegt bei 1608 cm^{-1} (aliphatische C=C: 1637 cm^{-1}) (STANSBURY & DICKENS 2001). Somit kann bei diesem Verfahren auf die exakte Bestimmung der Schichtstärke verzichtet werden. Im mittleren IR-Bereich existieren verschiedene Analyseverfahren:

- **ATR** (Attenuated Total Reflection): Die Kompositprobe wird auf einem Kristall polymerisiert und anschließend die Grenzfläche des Materials untersucht. Die auftreffende Strahlung wird bei der mehrfachen Reflektion z. T. absorbiert und der geschwächte austretende Strahl im Anschluss gemessen (REINHARDT 1991).
- **Transmission**: Das Komposit wird als dünner Film zwischen zwei Schichten eines Trägermaterials polymerisiert, wobei das Trägermaterial die Messung möglichst wenig beeinflussen soll. Die Messung erfolgt dann in Transmission.
- **KBr-Methode**: Die Kompositprobe wird mit einer Feile zerspant und die entstandene Späne mit KBr (Kaliumbromid)-Pulver vermischt. Zu einem dünnen Film gepresst wird wiederum die Analyse mittels Transmission durchgeführt. So können aus jeder beliebigen Tiefe Proben entnommen werden. Fraglich ist hier der Effekt, den der Spanvorgang auf die Polymerisation hat. Da jedoch durch das manuelle Feilen keine hohen Temperaturen entstehen, sind auch Veränderungen der Polymerisation nicht zu erwarten.

1.3.5.2 Indirekte Methoden

Geläufige indirekte Verfahren zur Bewertung der Polymerisationseffektivität sind die so genannte „scraping method“, die Messung mittels Penetrometer und Härtemessungen.

Bei der „scraping method“ (engl., „abschaben, abkratzen“) werden die ungehärteten Anteile von zylinderförmigen Kompositproben nach der Polymerisation mit einem Plastikspatel abgeschabt und die Restlänge mit einer

Mikrometerschraube gemessen (FORSTEN 1984, FAN 2002). Die ISO (International Organization of Standardization) definiert hier die DHT als 50 % der Länge der verbleibenden Probe (FAN 2002). Vorteilhaft ist die einfache und unkomplizierte Durchführung der Methode. Es ist jedoch weder eine Aussage über den materialinternen Verlauf der Aushärtung, noch eine quantitative Bestimmung der Polymerisationseffektivität möglich. Außerdem sind die bei dieser Methode erzielten Resultate deutlich zu positiv (LUTZ et al. 1992a).

Ein weiteres indirektes Verfahren stellt die Messung des durchgehärteten Teils einer Kompositprobe mit einem Penetrometer dar. Eine Nadel dringt unter Einwirkung einer bestimmten Last solange in die lichtabgewandte und damit schlechter polymerisierte Seite des Prüfkörpers ein, bis der ausgehärtete Teil erreicht ist. Die Eindringtiefe wird von einer Messskala abgelesen (JANDT et al. 2000, BENNETT & WATTS 2004).

Bei den Härtemessverfahren werden die hergestellten Proben mit einer definierten Kraft durch einen Diamant- oder Stahlkörper belastet und über die Ausmessung der erhaltenen Impression die Härte des polymerisierten Komposits ermittelt. Die DHT, also die maximal polymerisierbare Schichtstärke, ist in dieser Studie definiert als diejenige Tiefe, in der noch 80 % der Maximalhärte erreicht werden. Es stehen Formen mit verschiedenen Grundflächen zur Verfügung. Häufig wird der Diamantkörper nach Knoop (rhombische Grundfläche) oder nach Vickers (pyramidale Grundfläche) verwendet. Auch die Härtemessung nach Barcol mit einem kegelförmigen Stahlkörper stellt ein gängiges Verfahren dar (WASSELL 1992, ILIE 2004). Der Vollständigkeit halber seien weiterhin Messverfahren über Transluzenzänderung, Interaktion der Proben mit Farbstoffen und Magnetresonanz genannt (FAN et al. 2002).

Die in dieser Studie angewandte Härtemessung nach Knoop wird in Kapitel 2.1.7 ausführlich beschrieben. Nach NITSCHKE & WOLF (1961) stellt sie eine Verbesserung der Methode nach Vickers dar, weil das Zurückfedern des Materials nach Wegnahme der Belastung keinen Einfluss auf die zu messende lange Diagonale der Impression hat und die Messung daher genauer ist.

Es besteht außerdem eine Korrelation zwischen Knoop-Härte und Infrarotspektroskopie, was die Eignung der Härtemessung nach Knoop für die Evaluation der DHT unterstreicht (DE WALD & FERRACANE 1987).

1.4 Zielsetzung der vorliegenden Arbeit

In der vorliegenden Untersuchung sollte die Durchhärtungstiefe unterschiedlicher Komposite nach der Belichtung mit kommerziell verfügbaren LED- und Halogenlichtpolymerisationsgeräten untersucht werden. Besonders die folgenden Fragestellungen sollten dabei näher betrachtet werden:

1. Wird mit den verschiedenen Lichtgeräten eine vergleichbare Polymerisationstiefe erzielt?
2. Wie wirken sich die Zusammensetzung der Komposite und ihre Farbe auf die Durchhärtungstiefe aus?
3. Wie wirkt sich das Material der Form, die zur Probenherstellung verwendet wird, auf die Durchhärtungstiefe aus?
4. Wie wirkt sich die Art des Matrizenmaterials (Metall oder transparent) auf die Durchhärtungstiefe von approximalen Füllungen an extrahierten Molaren aus?

Hierzu wurden sechs kommerziell erhältliche Kompositmaterialien (Filtek Supreme, Filtek Z250, Definite, Point 4, TPH Spectrum und Tetric Ceram) in der Farbe A2 jeweils mit zwei Halogengeräten (Elipar Trilight, Optilux 501) und zwei LED-Geräten (Elipar Freelight 2, Ultralume LED 2) polymerisiert. Die beiden erstgenannten Materialien wurden zusätzlich in einer dunkleren Farbe (A4) untersucht. Belichtet wurde in transluzenten und lichtundurchlässigen Formen. Der Polymerisationsgrad wurde indirekt über Härtemessungen nach Knoop ermittelt. Die Eignung des Versuchsaufbaus bezüglich der klinischen Übertragung der Ergebnisse wurde in einer zweiten Versuchsreihe, in der ein Teil der Material-Lichtgerät-Kombinationen in einem Echtzahnmodell getestet wurde, nachvollzogen. Hierzu wurde auf der Approximalfläche eines

1 Einleitung und Problemstellung

extrahierten menschlichen Molaren eine rein approximale kastenförmige Kavität von 8 mm Tiefe präpariert und mit Komposit gefüllt. In Analogie zur PTFE- oder Stahlform der 1. Versuchsreihe wurden nun entweder Metall- oder transparente Kunststoffmatrizen verwendet.

2 Material und Methode

2.1 Versuchsreihe 1: Durchhärtungstiefe zylindrischer Kompositproben

2.1.1 Untersuchte Kompositmaterialien

In der vorliegenden Studie wurden sechs kommerziell erhältliche Komposite untersucht, die in Tabelle 1 aufgelistet sind. Einige Merkmale der einzelnen Materialien seien zusätzlich erwähnt (alle Daten nach Herstellerangaben).

Filtek Supreme (3M ESPE) ist ein Nanofüllerkomposit mit einer Mischung aus durchschnittlich 20 nm großen Nanomeren (einzelnen, nicht agglomerierten Partikeln) und so genannten Nanoclustern (locker vernetzten Agglomeraten aus Nanomeren), die 0,6-1,4 µm groß sind. Diese Technologie soll einen besonders hohen Gehalt an Füllstoffen und hohe Festigkeitswerte ermöglichen. Der Füllergehalt beträgt 78,5 Gewichts-%. Vom gleichen Hersteller stammt Filtek Z250, ein Hybridkomposit mit einer mittleren Partikelgröße von 0,6 µm und einem Füllstoffgehalt von 82 Gewichts-%. Ebenfalls ein Hybridkomposit ist Point 4 (SDS Kerr), welches Füllerpartikel einer durchschnittlichen Größe von 0,4 µm besitzt und einen Füllergehalt von 78 Gewichts-% aufweist. Das untersuchte Feinpartikel-Hybridkomposit der Firma Dentsply, TPH Spectrum, enthält Füllkörper zwischen 0,04 und 5 µm und einen Füllergehalt von 77 Gewichts-%. Definite (Degussa) repräsentiert in dieser Studie die organisch modifizierten Keramiken (Ormocere). Kennzeichnend für diese ist eine Matrix, die aus einem anorganischen, vorpolymerisierten Netzwerk besteht, das mit organischen Methacrylatgruppen durchsetzt ist. Der Gehalt an Füllstoffen beträgt bei Definite 75 Gewichts-%. Im Gegensatz zu den übrigen hier untersuchten Kompositmaterialien, die als Fotoinitiator Kampferchinon benutzen, verfügt es zusätzlich über die Initiatoren Luzirin und Irgacure 651. Das Hybridkomposit Tetric Ceram der Firma Vivadent besitzt eine mittlere Füllgröße von 0,7 µm und einen Füllergehalt von 78,6 Gewichts-%.

Tabelle 1. Angaben zu den untersuchten Kompositmaterialien

Name	Hersteller	Farbe	Charge	Fotoinitiator
Filtek Supreme	3M ESPE	A2 / A4	TA / 2AA	CQ*
Filtek Z250	3M ESPE	A2 / A4	1MG / 20020725	CQ*
Point 4	SDS Kerr	A2	205C57	CQ*
TPH Spectrum	DentSply	A2	206000875	CQ*
Definite	Degussa	A2	30002260	CQ*, Irgacure 651, Luzirin
Tetric Ceram	Vivadent	A2	E52762	CQ*

*CQ= Kampferchinon

2.1.2 Wahl der Lichthärtegeräte

Tabelle 2 zeigt die Polymerisationsgeräte, welche zur Aushärtung der Kompositproben verwendet wurden, sowie die jeweiligen Belichtungszeiten. Die Lichtintensität wurde vor der Herstellung der Testreihen mit zwei verschiedenen Radiometern gemessen (Model 100 Curing Radiometer, Demetron Research Corp; Optilux 501, eingebautes Radiometer, SDS Kerr).

Es wurden zwei LED-Lichtgeräte mit zwei Halogengeräten verglichen, wobei von jeder Gruppe ein Vertreter mit sehr hoher, und einer mit vergleichsweise niedrigerer Lichtintensität untersucht werden sollte. Bei den beiden sehr lichtstarken Geräten handelte es sich zum einen um Freelight 2 (3M ESPE), einem LED-Lichtgerät mit einem Emissionsspektrum von 430-480 nm, welches laut Hersteller die meisten Komposite in der Hälfte der empfohlenen Zeit aushärten soll. Dementsprechend wurde die Belichtungsdauer auf 10 Sekunden

festgelegt. Das entsprechend lichtintensive Halogenlichtgerät, das getestet wurde, ist Optilux 501 (SDS Kerr). Sein Emissionsspektrum liegt zwischen 400 und 515 nm. Gewählt wurde eine Belichtung von 10 Sekunden im Boost-Modus, in dem während der gesamten Belichtungszeit eine Strahlungsflussdichte von mindestens 1000 mW/cm² erreicht werden soll. Die Dauer von 10 Sekunden wird vom Hersteller als ausreichend angegeben, alle kommerziell erhältlichen Komposite zu polymerisieren. Weniger lichtintensiv sind das LED-Lichtpolymerisationsgerät Ultralume LED 2 (Ultradent) mit einem Emissionsspektrum von 410-490 nm und das Halogenlichtgerät Elipar Trilight (3M ESPE) (400-515 nm). Die Belichtungszeit betrug bei beiden 20 Sekunden bei gleichbleibender Strahlungsflussdichte.

Tabelle 2. Untersuchte Lichthärtegeräte und Belichtungsprotokolle

Name	Hersteller	Serien – nummer	Code	Dauer [s]	Strahlungsflussdichte [mW/cm ²]
Elipar Trilight	3M ESPE	3900248	QTH std	20	800 ^{a)} / 800 ^{b)}
Ultralume LED 2	Ultradent	000842	LED std	20	410 ^{a)} / 390 ^{b)}
Optilux 501	SDS Kerr	53105282	QTH hi	10	>1000 ^{a)} / 1190 ^{b)}
Elipar Freelight 2	3M ESPE	20 Prototyp	LED hi	10	>1000 ^{a)} / 1020 ^{b)}

^{a)} Curing Radiometer, Demetron ^{b)} Optilux 501, eingebautes Radiometer

2.1.3 Herstellung der Proben

Die Kompositmaterialien wurden jeweils aus Einzelkapseln in die Probenherstellungsform appliziert, wobei für jeden Prüfkörper eine neue Kapsel verwendet wurde. Für die erste Versuchsreihe wurden zylindrische Proben mit einem Durchmesser von 4 mm und einer Höhe von 8 mm hergestellt. Dieser Durchmesser erlaubte bei allen Polymerisationsgeräten eine vollständige Bedeckung der Proben mit dem Lichtaustrittsfenster. Als Probenherstellungsformen dienten Polytetrafluorethylen (PTFE)-Ringe bzw. eine teilbare Form aus rostfreiem Stahl. Das Lumen beider Formen hatte einen Durchmesser von 4 mm und eine Höhe von 8 mm. Bei Raumtemperatur (21 °C) wurde das zuvor kühl gelagerte Kompositmaterial mithilfe einer Applikationspistole (Dentsply De Trey GmbH) in einem Inkrement mit minimalem Überschuss aus der Kapsel in die Probenherstellungsform eingebracht. Dabei wurde darauf geachtet, den Einschluss von Luftblasen zu vermeiden. Um eine möglichst glatte Oberfläche zu erzielen, wurde die Form mit einem etwa 1,5 cm langen Kunststoffmatrizenband (Nr. 686, Kerr Hawe) bedeckt und dieses leicht angedrückt, so dass geringfügig überschüssiges Material leicht über den Rand der Form gepresst wurde. Von der abgedeckten Seite aus erfolgte die Polymerisation nach dem entsprechenden Belichtungsprotokoll. Dazu wurden die Formen auf eine ebene Fläche gestellt und das Lichthärtegerät an einer Haltevorrichtung so arretiert, dass die Oberfläche des Lichtleiters parallel zu der des Komposits stand und diese eben nicht mehr berührte. In den PTFE-Formen wurden Proben aller Kombinationen aus Kompositen der Farbe A2 und Lichtgeräten, außerdem solche der Farbe A4 von Filtek Z250 und Filtek Supreme in Kombination mit allen Lichthärtegeräten hergestellt. In der Stahlform entstanden vier Testgruppen, nämlich Probenkörper aus Filtek Z250 und Filtek Supreme polymerisiert mit Elipar Trilight (20 s) und Elipar Freelight 2 (10 s). Für jede Kombination aus Komposit und Lichtgerät wurden sechs Proben hergestellt und ausgewertet. Die Belichtungsprotokolle sind im weiteren Verlauf wie folgt codiert:

- **LED hi:** Belichtung mit einem LED-Gerät hoher, gleichbleibender Strahlungsflussdichte und einer Dauer von 10 s (Elipar Freelight 2).
- **QTH hi:** Belichtung mit einem Halogenlichtgerät hoher, gleichbleibender Strahlungsflussdichte und einer Dauer von 10 s (Optilux 501).
- **LED std:** Standardbelichtung mit einem LED-Gerät mittlerer, gleichbleibender Strahlungsflussdichte und einer Dauer von 20 s (Ultralume LED 2).
- **QTH std:** Standardbelichtung mit einem Halogenlichtgerät mittlerer, gleichbleibender Strahlungsflussdichte und einer Dauer von 20 s (Elipar Trilight).

2.1.4 Lagerung der fertigen Proben

Nach der Lichtpolymerisation wurden die in der Teflonform hergestellten Proben für 24 Stunden in der Form belassen und in einem Wärmeschrank (Typ KB 600, Heraeus Kulzer) bei 37 °C trocken und unter Lichtausschluss aufbewahrt. Die Überschüsse an der belichteten Seite der Probe wurden danach mit einem Einmalskalpell (Nr. 11, Ustomed) sorgfältig entfernt, bevor die Prüfkörper mithilfe eines Zementspatels (Hu Friedy) durch Druck von der belichteten Seite aus den Formen entfernt wurden. Die Proben wurden dann für fünf weitere Tage trocken und dunkel gelagert und anschließend eingebettet (s. Kap. 2.1.5). Die im Stahlring belichteten Proben wurden jeweils direkt nach der Polymerisation aus diesem entfernt und hintereinander in derselben Form hergestellt, da von dieser Form nur ein Exemplar zur Verfügung stand. Die Lagerung der belichteten und aus der Probenherstellungsform entfernten Proben erfolgte dann wie oben beschrieben.

2.1.5 Einbetten

Um die sechs Kompositproben einer Testgruppe vor der Messung adäquat beschleifen zu können, mussten sie auf einer Trägerplatte befestigt und in einem Material, welches ebenfalls gut mit Schleifpapier zu bearbeiten ist,

eingebettet werden. Mit Sekundenkleber (#1733, Renfert GmbH) wurden sie daher auf einem 50 x 100 x 2 mm großen Kunststoff-Objektträger (Exakt GmbH) longitudinal und möglichst parallel zur Trägerlängsseite fixiert. Das Einbetten erfolgte mit fließfähigem Epoxidharz (Araldit, Ciba GmbH), dessen Schichtstärke nach Aufbringen auf den Träger in etwa der des Probendurchmessers entsprach. Um das Verlaufen des fließfähigen Materials zu verhindern, wurde ein dünner rechteckiger Rahmen aus einem Zweiphasen-A-Silikon hergestellt (Provil Putty, Heraeus Kulzer).

Auf jedem Objektträger wurden jeweils sechs Proben befestigt (s. Abb. 1). Die eingebetteten Kompositproben lagerten anschließend weitere 24 Stunden bei den unter 2.1.4 beschriebenen Bedingungen. Während dieser Zeit härtete das Epoxidharz aus, so dass am folgenden Tag der Harzblock mit den eingebetteten Proben bearbeitet werden konnte. Insgesamt lagerten die Proben also 7 Tage, bevor sie beschliffen und die Härtemessungen an ihnen vorgenommen wurden.

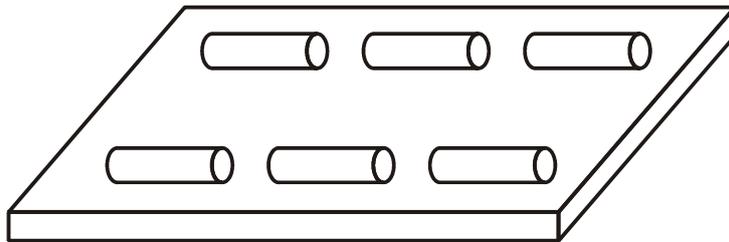


Abb. 1. Objektträger mit sechs befestigten Kompositproben.

2.1.6 Beschleifen

Vor der Durchführung der Härtemessungen wurde der Silikonrahmen mit einem Zementspatel (Hu Friedy) vom Objektträger abgelöst und die Proben beschliffen. Dies erfolgte mit einer Präzisions-Parallelschleifmaschine (Exakt Mikroschleifsystem, Exakt) und Schleifpapier verschiedener Körnung (Struers

GmbH, Hermes GmbH) unter Wasserkühlung, wobei die ursprüngliche Schichtstärke (4 mm) auf 2 mm reduziert wurde. Genaue Angaben hierzu sind in Tabelle 3 aufgeführt. Die Schichtstärke wurde während des Schleifens ständig mit einer Mikrometerschraube (#156-105, Mitutoyo) überprüft.

Tabelle 3. Schleifprotokoll der zylindrischen Proben

Körnung des Schleifpapiers [Grit = Teilchen pro cm²]	Hersteller	Schichtstärke des Prüfkörpers nach Beschleifen [mm]
320	Firma Struers	2,7
500	Firma Struers	2,3
800	Firma Struers	2,15
1000	Firma Struers	2,05
2500	Firma Hermes	2,0

2.1.7 Härtemessung nach Knoop

Nach dem Beschleifen der eingebetteten Prüfkörper erfolgte die Härtemessung. Hierzu wurde der Objektträger in eine Kleinhärteprüfmaschine (3212, Zwick) eingespannt und die Kompositproben nacheinander mit einem Diamant-Prüfkörper nach Knoop belastet. Dieser zeichnet sich durch eine rhombische Grundfläche (Längskantenwinkel 172° 30', Querkantenwinkel 130°) aus.

Mit einem manuell bedienten Hebel wurde der Prüfkörper nach Knoop auf die jeweilige Probe abgesenkt und wirkte ab dem ersten Kontakt mit einer Kraft von 4,905 N (0,5 kp) 30 Sekunden lang auf die Kompositoberfläche ein. Die Zeit wurde mit einer digitalen Stoppuhr (Conrad) gemessen und der Hebel nach abgelaufener Zeit wieder angehoben. Die lange Diagonale des Prüfeindrucks

wurde nach Rücknahme des Eindringkörpers unter dem im Härteprüfgerät integrierten Mikroskop bei 200-facher Vergrößerung gemessen. Währenddessen wurden die Proben mit gefiltertem Licht niedriger Intensität und einer Wellenlänge über 510 nm beleuchtet, so dass eine Nachpolymerisation der Proben durch die Lichtzufuhr nicht zu erwarten war. Die Knoop-Härte ist umgekehrt proportional zum Quadrat der langen Diagonale der Impression. Ihrer Berechnung liegt folgende Formel zugrunde:

$$HK = 0,102 * F / A$$

HK= Knoop-Härte

F= Prüfkraft

A= Fläche der Impression

Die Fläche A der Impression errechnet sich aus der Formel

$$A = d^2 * 0,5 (\cot (172^\circ * 30^\circ / 2) * \tan 130^\circ / 2),$$

womit sich für die Knoop-Härte folgende Formel ergibt:

$$HK = 0,102 * 4,905 \text{ N} / 0,07028 * d^2$$

Die Härtemessung erfolgte bei jedem Prüfkörper jeweils 0,2 und 0,5 mm unterhalb der Oberfläche und anschließend jeden halben Millimeter, bis keine weitere Messung mehr möglich war. Für jede Tiefe wurde die Härte in der Mitte der Probe und jeweils 1 mm rechts und links lateral davon gemessen (s. Abb. 2) und aus den drei Messwerten der Mittelwert errechnet. Nach der Messung folgte die statistische Auswertung (s. Kap. 2.3). Die Durchhärtungstiefe (DHT) war in dieser Studie definiert als diejenige Tiefe, in der 80 % der maximal erzielten Knoop-Härte noch erreicht wurden.

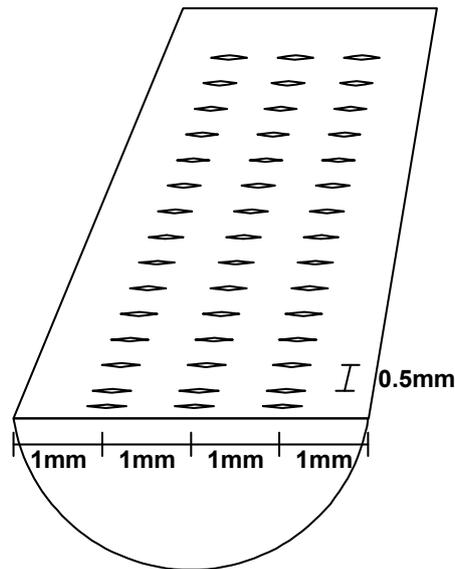


Abb. 2. Längsschnitt durch einen der sechs Probenkörper einer Testreihe mit Lokalisierung der Härtemessungen. Die erste Messung erfolgte 0,2 mm unterhalb der belichteten Oberfläche und von dort an alle 0,5 mm. Gemessen wurde in der Mitte der Probe und je 1 mm rechts und links davon.

2.2 Versuchsreihe 2: Durchhärtungstiefe bei Klasse-II-Füllungen

Um zu überprüfen, ob die Ergebnisse der ersten Versuchsreihe auf die klinische Situation übertragbar sind, wurden zusätzlich Proben in einem Echtzahnmodell hergestellt.

2.2.1 Untersuchtes Kompositmaterial und verwendete Lichtgeräte

In der zweiten Versuchsreihe wurde stellvertretend das Kompositmaterial Z250 (3M ESPE) untersucht. Die Polymerisation erfolgte mit den zwei Lichtgeräten der Firma 3M ESPE, Elipar Trilight und Elipar Freelight 2. Da bei der Herstellung der Proben jeweils zwei verschiedene Matrizensysteme verwendet wurden (s. Kap. 2.2.3), ergeben sich in dieser Versuchsreihe vier verschiedene Testgruppen.

2.2.2 Kavitätenpräparation

Zur Untersuchung der Durchhärtungstiefe der Klasse-II-Füllungen wurde ein extrahierter, kariesfreier unterer Molar mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo Dental GmbH) und einem walzenförmigen Feinkorn-Diamanten (#836 KR.314.012, Körnung 100 µm, Komet GmbH) zunächst okklusal eigeebnet, um einen Referenzpunkt für die Höhe der Füllung zu schaffen und eine Kunststoffbandmatrize (Nr. 686, Kerr Hawe) plan auf die Oberfläche legen zu können. Anschließend wurde der Zahn so beschliffen, dass eine kastenförmige Klasse-II-Kavität nach Black entstand. Dies erfolgte bei mittlerer bis hoher Drehzahl unter ständiger Wasserkühlung. Die Maße der Kavität betragen ca. 2,6 mm in mesio-distaler Richtung, 8 mm in zerviko-okklusaler Richtung und 4 mm in vestibulo-lingualer Richtung (s. Abb. 3).

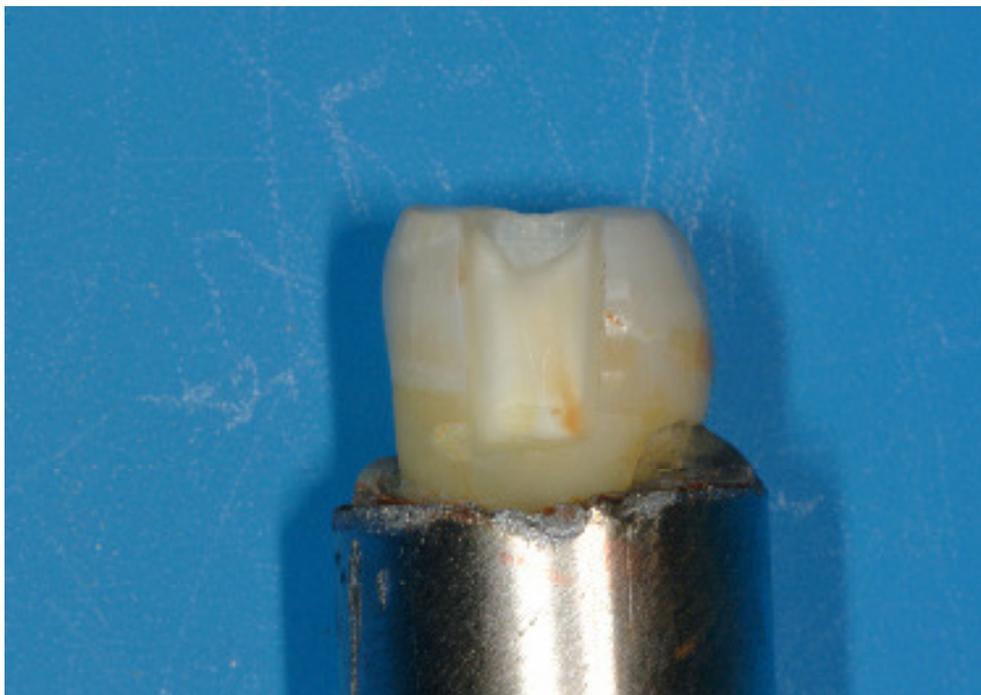


Abb. 3. Eingebetteter beschliffener unterer Molar mit Klasse-II-Kavität (Sicht von approximal).

2.2.3 Herstellung der Proben

Auf die Präparation der Kavität folgte das Einbetten des beschliffenen Zahnes in einen zum Versuchsaufbau dazugehörigen Messingzylinder. Dies erfolgte mittels Autopolymerisat (Paladur transparent, Heraeus Kulzer). Der gesockelte Zahn wurde in ein Nachbarzahnsimulationsgerät eingespannt: Durch zwei auf einer Metallschiene befestigte Kunststoffzähne (orthognathe Zähne, Frasco), die sich im Simulationsgerät einzeln auf den Testzahn zu bewegen und fixieren ließen, wurde die natürliche Approximalsituation nachempfunden (s. Abb. 4 und 5). So war auch das Einbringen einer Matrize und das Herauslösen der fertigen Füllung ohne Problem möglich. Bei der Herstellung der Proben kamen vorgeformte Kunststoff- und Stahlteilmatrizen für Molaren zur Verwendung (beide: Adapt Sectional Matrix System, Kerr Hawe). Diese wurden nach Arretierung des Nachbarzahnes mit einem Kunststoffspannring (Adapt Sectional Matrix System, Kerr Hawe) und Holzkeilchen (Sycamore Interdental Wedges, Kerr Hawe) fixiert. Exemplarisch ist in Abbildung 4 der Molar mit Kunststoffmatrize dargestellt.

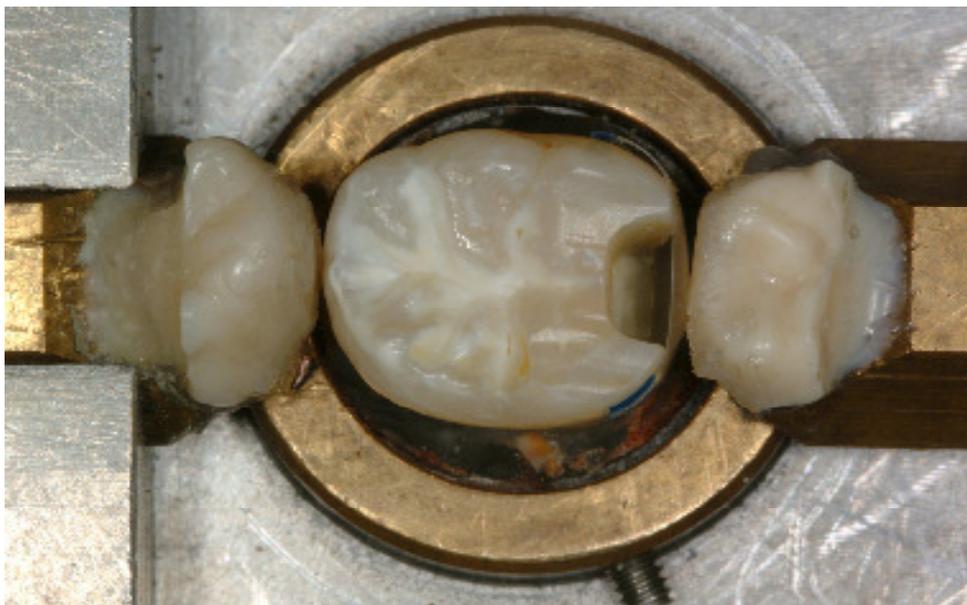


Abb. 4. Präparierter Molar mit Kunststoffteilmatrize, Ansicht von okklusal.

Ein Film aus Glyceringel (Airblock, Dentsply De Trey GmbH), der vor der Herstellung jeder Probe mit einem Einmal-Applikator (Kerr Applicator Tip, Kerr Hawe) dünn auf die Oberfläche aufgetragen wurde, diente der Isolierung der Kavität. Entsprechend den zylinderförmigen Proben wurde das Kompositmaterial mit einem etwa 1,5 cm langen transparenten Matrizenband (Nr. 686, Kerr Hawe) bedeckt und von okklusal mit möglichst geringem Abstand, jedoch ohne Berührung zwischen Lichtleiter und Matrizenband polymerisiert. Durch die Isolierung ließ sich der Kompositprüfkörper, nachdem der „Nachbarzahn“ zur Seite bewegt und Matrizenhalter, Holzkeil und Matrize beseitigt waren, leicht aus der Kavität herauslösen. Der komplette Versuchsaufbau ist in Abbildung 5 dargestellt.

Wie in Versuchsreihe 1 wurden für jede Kombination aus Komposit, Lichtgerät und Matrizenart sechs Proben hergestellt und ausgewertet.

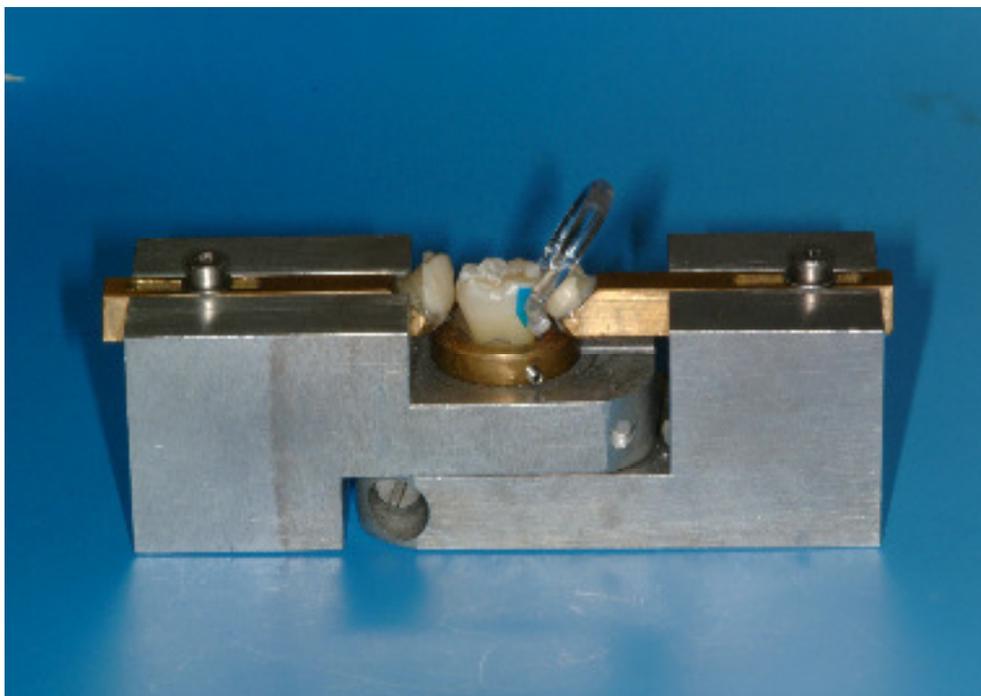


Abb. 5. Versuchsaufbau, seitliche Ansicht. Durch Lösen der Schrauben können die Nachbarzähne auf den Versuchszahn zu- bzw. wegbewegt und arretiert werden.

2.2.4 Lagerung des Zahnes und der fertigen Proben

Im Zeitraum zwischen Fertigstellung der einen und Herstellung der nächsten Probenreihe wurde der präparierte Zahn in 1%iger Chloraminlösung (Apotheke) eingelegt. Die Proben wurden insgesamt 7 Tage unter den gleichen Bedingungen wie die zylinderförmigen Proben gelagert (s. Kap. 2.1.4).

2.2.5 Vorbereitung zur Härtemessung

Nach Ablauf von 6 Tagen wurden die Proben mit der der pulpalen Wand nach unten auf einen Objektträger (Exakt GmbH) geklebt, wie unter 2.1.5 beschrieben eingebettet und zur Härtemessung vorbereitet. Die mesio-distale Schichtstärke von ursprünglich 2,6 mm wurde mithilfe des Exakt-Mikroschleifgerätes auf die Hälfte reduziert. Das Schleifprotokoll ist in Tabelle 4 wiedergegeben. Während des Schleifvorgangs wurde auch hier die Schichtstärke mit einer Mikrometerschraube (#156-105, Mitutoyo) überprüft.

Tabelle 4. Schleifprotokoll der Klasse-II-Proben

Körnung des Schleifpapiers [Grit = Teilchen pro cm²]	Hersteller	Schichtstärke des Probenkörpers nach Beschleifen [mm]
320	Firma Struers	1,85
500	Firma Struers	1,55
800	Firma Struers	1,45
1000	Firma Struers	1,35
2500	Firma Hermes	1,30

2.2.6 Härtemessung nach Knoop

Auch in Versuchsreihe 2 wurden die Härtemessungen 0,2 mm und 0,5 mm unterhalb der Oberfläche und anschließend jeden halben Millimeter durchgeführt, bis keine Messung mehr möglich war. Für jede Tiefe wurde die Härte wiederum in der Mitte der Probe und jeweils 1 mm rechts und links lateral davon gemessen.

2.3 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde das Softwareprogramm SPSS 10.0 verwendet. Für jede untersuchte Kombination aus Komposit, Polymerisationsverfahren, Farbe und Probenherstellungsform bzw. Matrizensystem wurden sechs Proben hergestellt, was in Versuchsreihe 1 zu einer Gesamtzahl von 216, in Versuchsreihe 2 zu 24 Einzelversuchen führte. Es wurden Mittelwerte und Standardabweichungen ausgerechnet. Gruppenunterschiede wurden mittels zwei- und dreifaktorieller Varianzanalyse auf statistische Signifikanz überprüft. Hierbei dienten die Faktoren Komposit, Belichtungsmodus, Materialfarbe und Probenherstellungsform als unabhängige Variablen.

Signifikante Einzeleffekte wurden mit dem Post-hoc-Test nach Tukey bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ ermittelt, wobei der Vergleich zwischen den einzelnen Belichtungsmodi für jedes Komposit getrennt durchgeführt wurde.

Die Korrelation, die zwischen den Ergebnissen der PTFE-Form und der Stahlform bezüglich der DHT hergestellt werden konnte, wurde mittels linearer Regressionsanalyse eruiert.

3 Ergebnisse

3.1 Versuchsreihe 1: Durchhärtungstiefe zylindrischer Kompositproben

3.1.1 Verlauf der Härteprofile

In den Abbildungen 6 und 7 ist die Härte als Funktion der Probentiefe für alle Komposite dargestellt. Das Härtemaximum lag größtenteils nicht an der Oberfläche der Proben, sondern in einer Tiefe zwischen 0,5 und 1,5 mm. Nur bei Definite muss hierbei zwischen den Belichtungsmodi unterschieden werden: Nach der Polymerisation mit den LED-Geräten lag die Maximalhärte zwar wie bei den anderen Kompositen kurz unterhalb der Oberfläche, im QTH std Modus war der Unterschied zwischen Oberfläche und darunter liegender Schicht jedoch weniger ausgeprägt und im QTH hi Modus lag das Härtemaximum an der äußersten Oberfläche (s. Abb. 7). Beim Vergleich der Prüfkörper heller (A2) und der dunkler (A4) Farbe war festzustellen, dass die dunkle Farbe ein schnelleres Absinken der Härte in der Tiefe der Probe zur Folge hatte (s. Abb. 6). Dieses Phänomen war bei den getesteten Kompositen jedoch unterschiedlich stark ausgeprägt: Filtek Z250 hatte in beiden Farben ein ähnliches Härteprofil, während sich die dunklere Farbe bei Filtek Supreme durch ein wesentlich rapideres Absinken der Knoop-Härte auswirkte. Auch die Probenherstellungsform hatte einen deutlichen Einfluss auf das Härteprofil. Abbildung 8 stellt den Härteverlauf der in Stahl- bzw. PTFE-Formen hergestellten Proben der Komposite Filtek Z250 und Filtek Supreme in der Farbe A2 dar. Belichtet wurde im QTH std und im LED hi Modus. Bis zu einer gewissen Probentiefe (bei Filtek Z250 bis ca. 3 mm, bei Filtek Supreme bis ca. 2 mm) ist der Härteverlauf der verschiedenen Testgruppen des jeweiligen Komposits ähnlich, danach jedoch nimmt die Härte der in der Stahlform belichteten Prüfkörper schneller ab. Beide Polymerisationsarten erzielten mit der Stahlform eine geringere Durchhärtungstiefe (DHT).

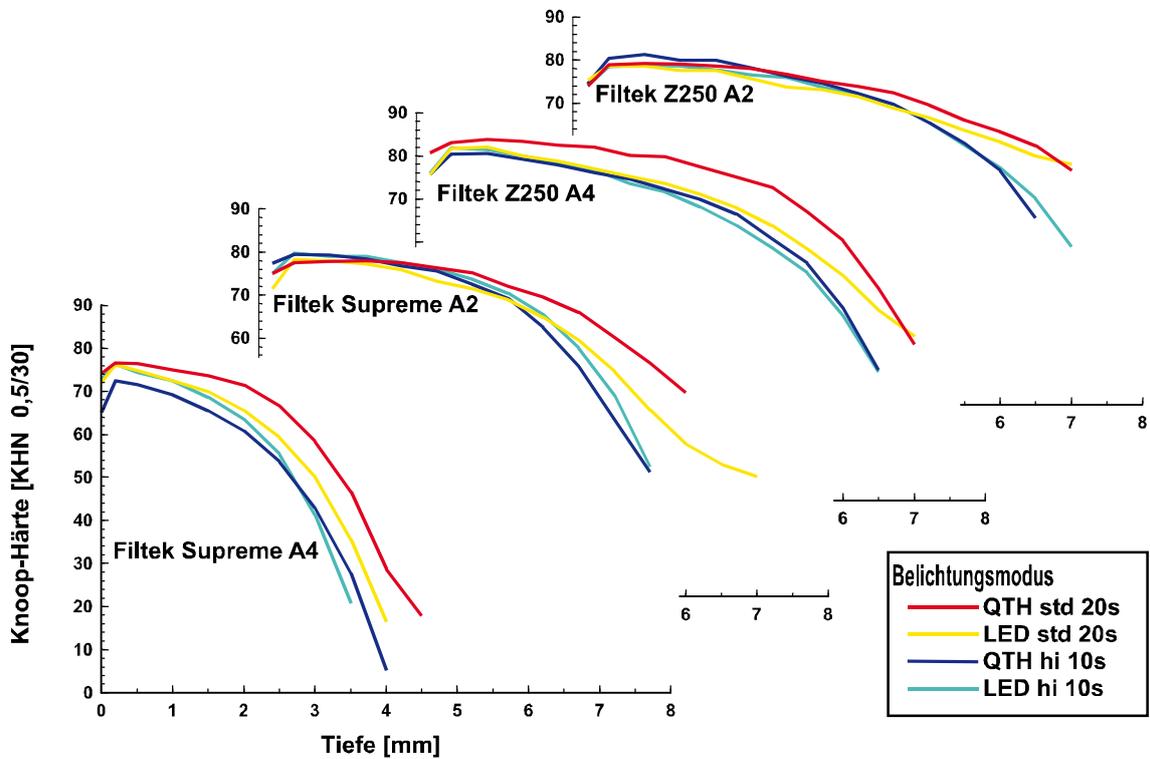


Abb. 6. Härteverlauf als Funktion der Probertiefe der Komposite Filtek Z250 und Filtek Supreme in den Farben A2 und A4. Die Kurven der einzelnen Testgruppen stellen das arithmetische Mittel aus jeweils sechs ausgewerteten Proben dar.

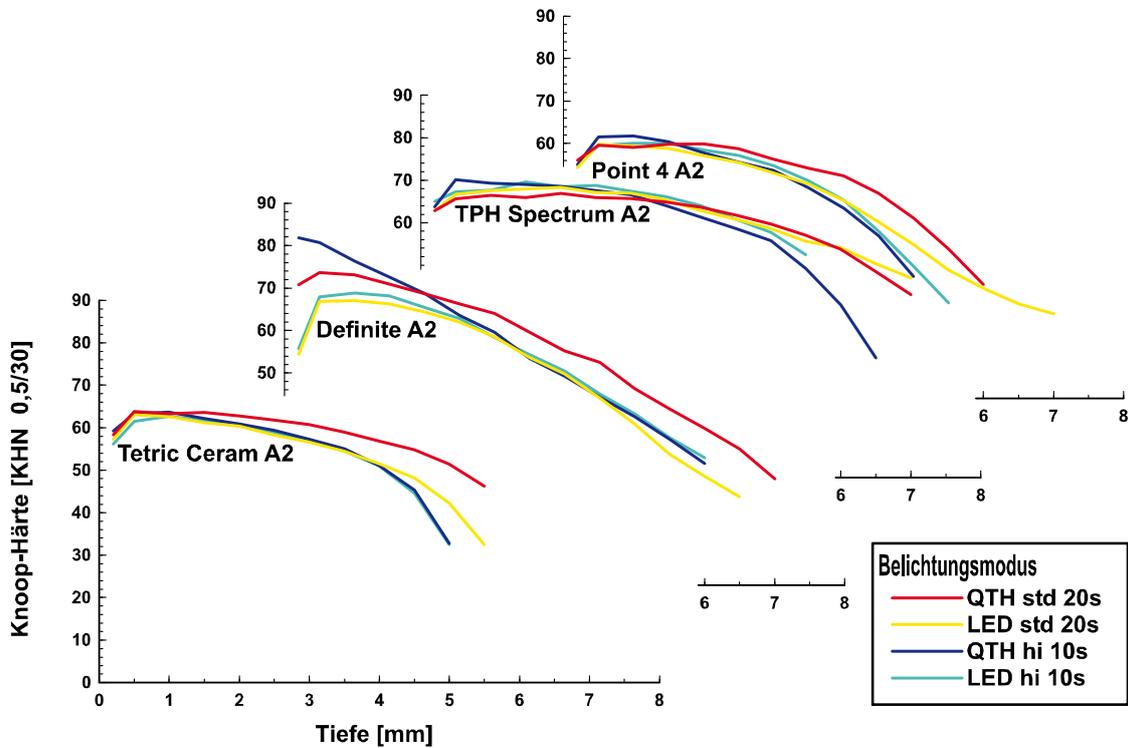


Abb. 7. Härteverlauf als Funktion der Probentiefe der Komposite Point 4, TPH Spectrum, Definite und Tetric Ceram (Farbe A2). Die Kurven der einzelnen Testgruppen stellen das arithmetische Mittel aus jeweils sechs ausgewerteten Proben dar.

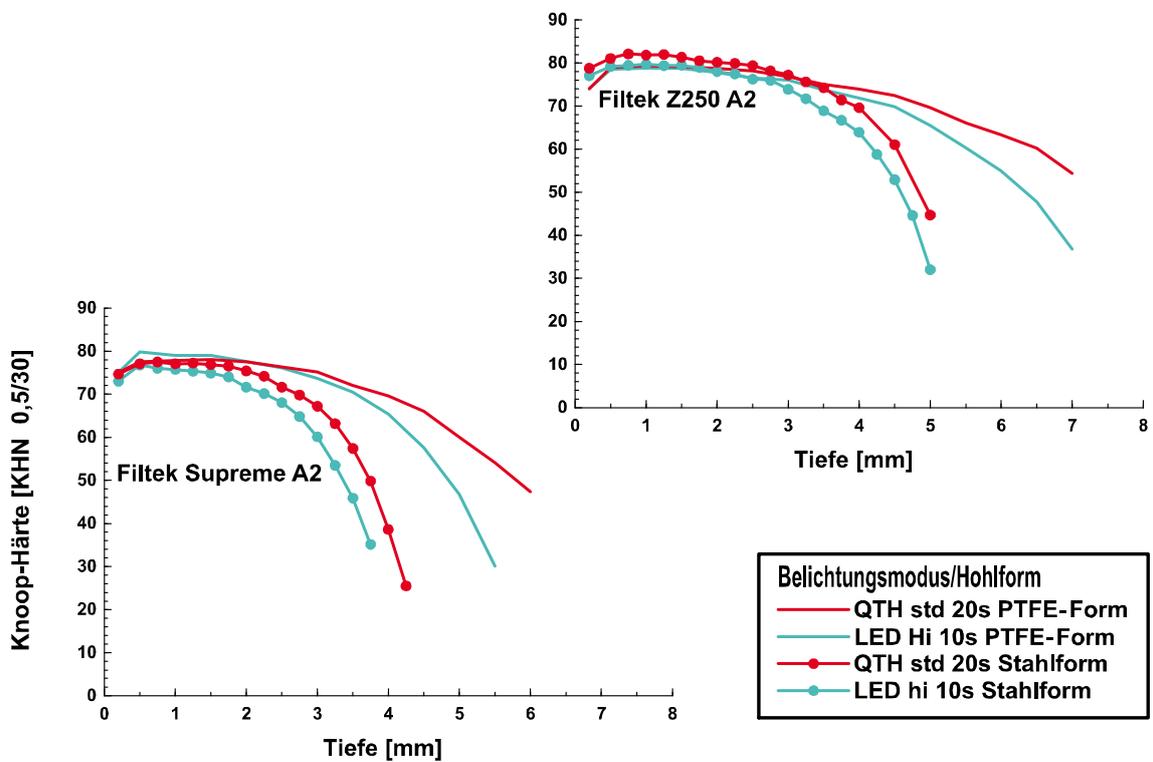


Abb. 8. Härteverlauf als Funktion der Probentiefe der Komposite Filtek Z250 und Filtek Supreme in der Farbe A2. Verglichen werden die in einer PTFE-Form hergestellten Proben mit denen, die in einer Stahlform belichtet wurden. Die Kurven der einzelnen Testgruppen stellen das arithmetische Mittel aus jeweils sechs ausgewerteten Proben dar.

3.1.2 Härtemaximum

Die Härtemaxima (Mittelwerte und Standardabweichungen), die bei den verschiedenen Kombinationen aus Belichtungsmodus, Farbe, Probenherstellungsform und Material erzielt wurden und auf denen in der Studie die Berechnung der DHT basierte, sind in Tabelle 5 wiedergegeben. Die unabhängigen Variablen bewirkten zum Teil signifikante Unterschiede bezüglich des Härtemaximums, was nachfolgend im Einzelnen besprochen werden soll.

Tabelle 5. Härtemaxima [KHN 0,5/30] (Mittelwerte \pm Standardabweichungen)

Komposit	Farbe	Form	QTH std 20s	LED std 20s	QTH hi 10s	LED hi 10s
Filtek Z250	A2	PTFE	80,2 \pm 0,9	79,9 \pm 1,7	82,1 \pm 1,1	79,5 \pm 2,7
Filtek Z250	A4	PTFE	84,3 \pm 1,7	82,3 \pm 1,3	80,8 \pm 2,4	82,2 \pm 1,6
Filtek Supreme	A2	PTFE	78,9 \pm 1,5	79 \pm 1,0	80,3 \pm 0,8	80,3 \pm 0,9
Filtek Supreme	A4	PTFE	76,8 \pm 0,8	76,2 \pm 2,3	72,5 \pm 1,1	76,3 \pm 0,9
Point 4	A2	PTFE	60,8 \pm 0,8	60,5 \pm 1,4	62 \pm 1,1	60,8 \pm 1,6
TPH Spectrum	A2	PTFE	67,6 \pm 0,6	68,9 \pm 1,1	70,1 \pm 1,3	70,6 \pm 1,0
Definite	A2	PTFE	74 \pm 1,2	67,7 \pm 1,2	82,2 \pm 2,6	70 \pm 0,9
Tetric Ceram	A2	PTFE	64,3 \pm 1,5	63,1 \pm 0,7	63,8 \pm 1,0	63 \pm 0,8
Filtek Z250	A2	Stahl	82,7 \pm 0,7			80,7 \pm 1,2
Filtek Supreme	A2	Stahl	78,1 \pm 0,4			77 \pm 1,2

3.1.2.1 Einfluss des Materials auf das Härtemaximum

Abbildung 9 zeigt die Maximalhärte für die unterschiedlichen Kombinationen von Kompositen gleicher Farbe (A2) und Herstellung (PTFE-Form) mit den verschiedenen Lichtgeräten. Die höchsten Maximalhärten wurden bei den Kompositen Filtek Z250 und Filtek Supreme gemessen, gefolgt von Definite, TPH Spectrum, Tetric Ceram und Point 4 (in absteigender Reihenfolge).

Der globale Unterschied zwischen den Kompositen ist höchstsignifikant ($p < 0,001$). Beim multiplen Mittelwertsvergleich (Tukey-Test) waren nahezu alle Komposite signifikant voneinander verschieden ($p < 0,05$). Lediglich der Unterschied zwischen Filtek Supreme und Z250 war nicht statistisch signifikant.

3.1.2.2 Einfluss des Belichtungsmodus auf das Härtemaximum

Der globale Unterschied zwischen den Belichtungsarten ist höchstsignifikant ($p < 0,001$). Die höchsten Härtewerte wurden insgesamt durch die QTH hi Polymerisation erreicht (KHN $73,4 \pm 8,8$). Die erzielten Härtemaxima lagen hier bei den Materialien Z250, Supreme und Point 4 tendenziell über denen der übrigen Belichtungsverfahren, bei Definite war dieser globale Unterschied sehr deutlich ausgeprägt. Dies ist durch eine hochsignifikante Wechselwirkung zwischen dem Kompositmaterial und der Belichtung zu erklären und getrennt von den anderen Materialien zu betrachten. Die zweithöchsten Werte wurden durch die QTH std (KHN $71,0 \pm 7,5$) und die LED hi Polymerisation (KHN $70,7 \pm 7,6$) erzielt. Die niedrigsten Werte erreichte die LED std Polymerisation (KHN $69,8 \pm 7,5$).

Innerhalb der einzelnen Materialgruppen waren die Härtemaxima, die durch die unterschiedlichen Polymerisationsarten erzielt wurden, statistisch äquivalent (Tukey-Test: $p \geq 0,05$, s. Abb. 9). Nur die Ergebnisse der Komposite Definite und TPH Spectrum wurden durch den Faktor Belichtungsmodus signifikant beeinflusst: Die bei Definite durch die verschiedenen Belichtungsprotokolle erreichten Härtemaxima unterschieden sich alle signifikant voneinander (Tukey-Test: $p < 0,05$), wobei die mit Abstand größten Härtewerte im QTH hi Modus

erzielt wurden, gefolgt vom QTH std Modus, dem LED hi Modus und schließlich dem LED std Modus.

Das Komposit TPH Spectrum erreichte die höchste Härte nach der LED hi Polymerisation, die niedrigsten nach der QTH std Belichtung. Die Härtewerte nach der LED std Belichtung waren signifikant niedriger als nach der LED hi Polymerisation, von den übrigen Belichtungsmodi unterschieden sie sich jedoch nicht signifikant. Die QTH hi Belichtung erzeugte signifikant höhere Härtewerte als die QTH std Belichtung, war jedoch von LED std und LED hi Polymerisation nicht signifikant verschieden.

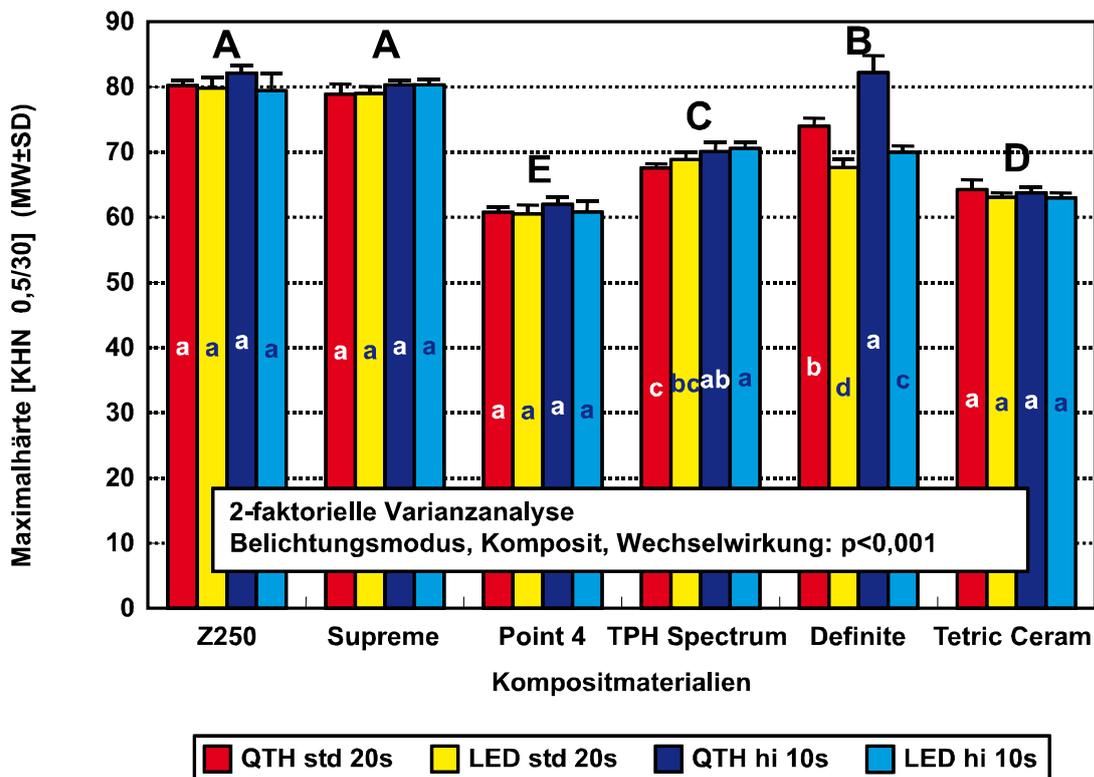


Abb. 9. Härtemaxima bei Kompositproben gleicher Farbe (A2) und Herstellung (PTFE-Form). Gleiche Großbuchstaben kennzeichnen Komposite, die nicht statistisch signifikant unterschiedlich sind (Tukey-Test: $p > 0,05$), gleiche Kleinbuchstaben bezeichnen Lichtgeräte, die bei dem jeweiligen Komposit zu vergleichbaren maximalen Härtewerten führen (Tukey-Test für jedes Komposit separat: $p > 0,05$).

3.1.2.3 Einfluss der Materialfarbe auf das Härtemaximum

Abbildung 10 stellt die Maximalhärten der beiden Komposite Filtek Z250 und Filtek Supreme jeweils in den Farben A2 und A4 dar. Die Einflussgröße Farbe und die Wechselwirkung zwischen den Variablen Material und Farbe erwiesen sich als hoch signifikant für das erreichte Härtemaximum. Beide Farben zusammengenommen erzielte Filtek Z250 signifikant höhere Härtemaxima als Filtek Supreme (Haupteffekt: $p < 0,001$). Filtek Z250 erreichte in der Farbe A4 insgesamt höhere Härtewerte als in der Farbe A2, während Filtek Supreme einen umgekehrten Sachverhalt zeigte: Hier waren die mit den A4-Farben erreichten Härtemaxima niedriger als die der entsprechenden A2-Farben (Wechselwirkung: $p < 0,001$).

Wie zuvor erwähnt zeigten sich in der Farbe A2 bei keinem der beiden Komposite bezüglich der Härtemaxima signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Belichtungsmodi (vgl. Kap. 3.1.2.2). Allerdings waren bei dem Lichtgerät QTH hi tendenziell höhere Härtewerte zu beobachten.

Bei der Farbe A4 führte demgegenüber die QTH hi Belichtung zu signifikant niedrigeren Härtewerten. Dieser Unterschied zeigt sich auch als signifikante Wechselwirkung zwischen den Faktoren Farbe und Belichtungsmodus.

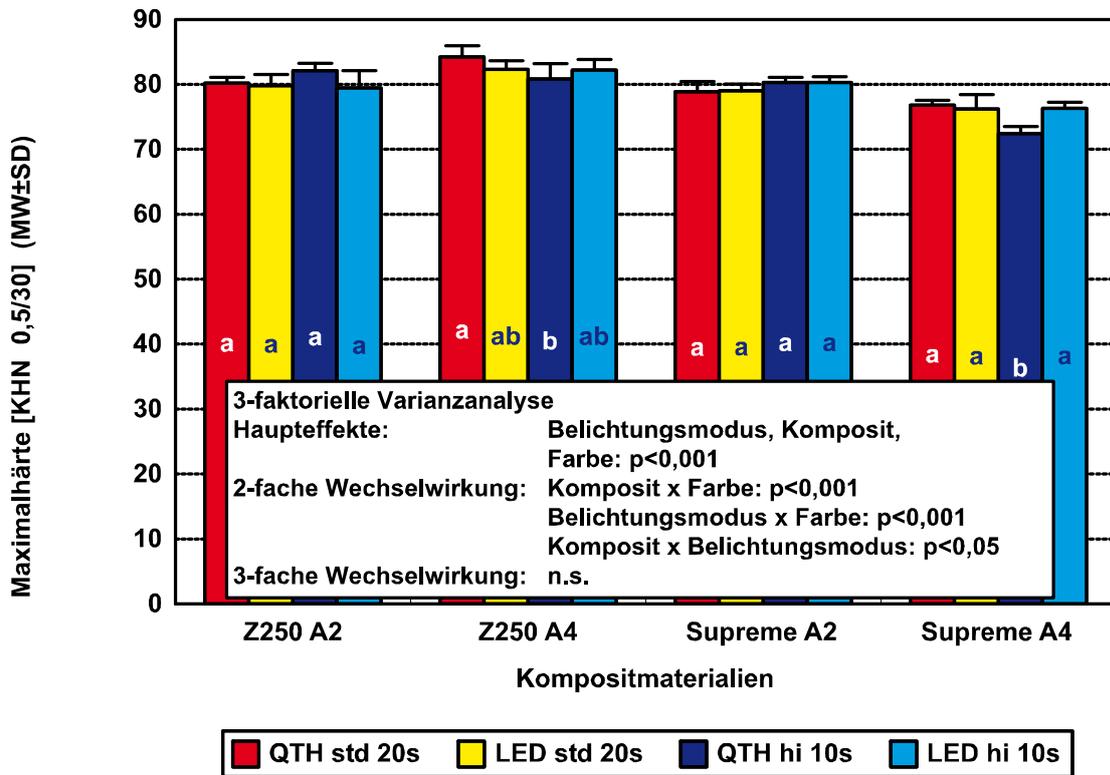


Abb. 10. Härtemaxima der unterschiedlichen Testgruppen: Vergleich der Komposite Filtek Z250 und Filtek Supreme jeweils in den Farben A2 und A4. Bedeutung der Kleinbuchstaben wie in Abb. 9.

3.1.2.4 Einfluss der Probenherstellungsform auf das Härtemaximum

In Abbildung 11 sind die Ergebnisse gegenübergestellt, die für die beiden in dieser Testreihe untersuchten Materialien (Filtek Z250 und Filtek Supreme, jeweils in der Farbe A2) nach Belichtung in der PTFE- und der Stahlform erzielt wurden. Alle Parameter zusammengenommen gab es zwischen den beiden Probenherstellungsformen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Härtemaxima (Haupteffekt: n. s.). Zwischen den unabhängigen Variablen Material und Probenherstellungsform war jedoch eine hoch signifikante Wechselwirkung zu beobachten: Für Z250 ergaben sich signifikant höhere Maximalhärten, wenn die Stahlform benutzt wurde, während bei Filtek Supreme die Verwendung der PTFE-Form signifikant höhere Härtemaxima zur Folge hatte (Wechselwirkung: $p < 0,001$).

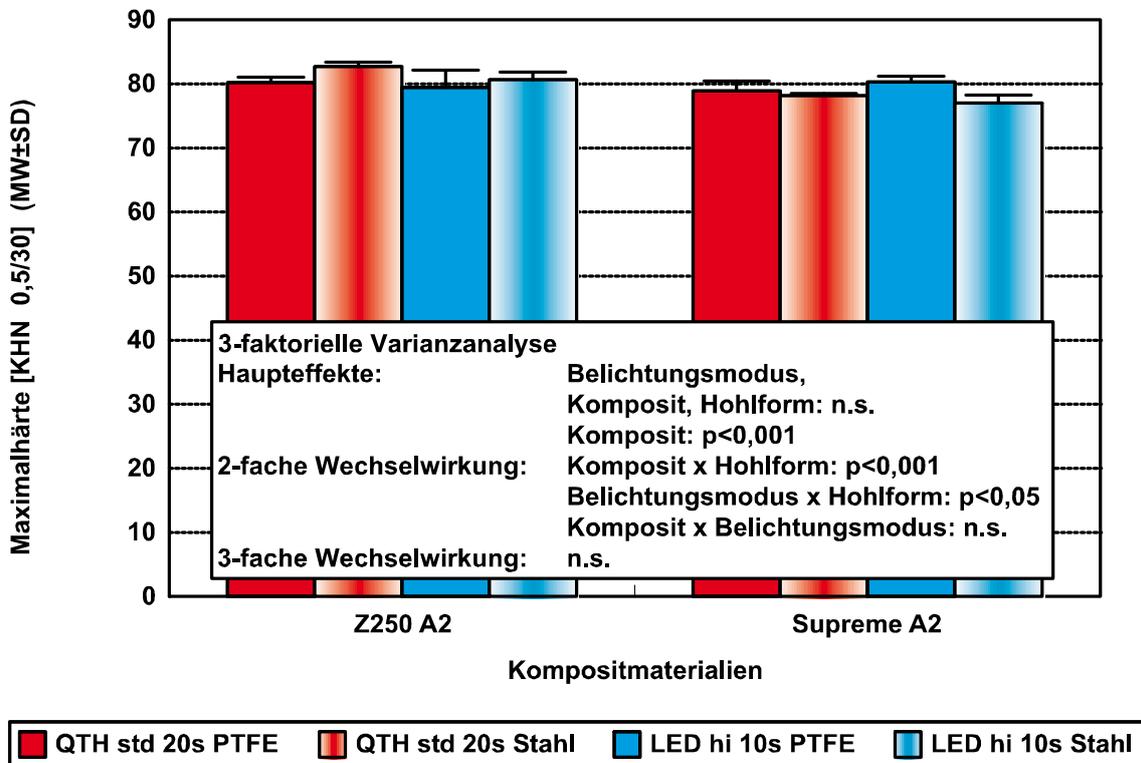


Abb. 11. Härtemaxima der unterschiedlichen Testgruppen: Vergleich der in der PTFE-Form hergestellten mit den in der Stahlform belichteten Proben.

3.1.3 Durchhärtungstiefe (DHT)

Die mittlere DHT der verschiedenen Testgruppen bewegte sich in einem Bereich zwischen 2,3 und 5,9 mm. Dabei handelte es sich um diejenigen Tiefen, in denen noch 80 % der maximalen Härte der jeweiligen Prüfkörper erzielt wurden. In Tabelle 6 sind die Ergebnisse der unterschiedlichen Kombinationen aus Komposit, Belichtungsmodus, Materialfarbe und Probenherstellungsform wiedergegeben. Nachfolgend werden die Ergebnisse der DHT hinsichtlich der verschiedenen Einflussgrößen im Einzelnen dargestellt.

Tabelle 6. Durchhärtungstiefe [mm] (Mittelwerte \pm Standardabweichungen)

Komposit	Farbe	Form	QTH std 20s	LED std 20s	QTH hi 10s	LED hi 10s
Filtek Z250	A2	PTFE	5,9 \pm 0,2	5,5 \pm 0,5	5,0 \pm 0,2	5,2 \pm 0,4
Filtek Z250	A4	PTFE	5,5 \pm 0,1	4,8 \pm 0,2	4,7 \pm 0,1	4,2 \pm 0,3
Filtek Supreme	A2	PTFE	4,7 \pm 0,2	4,1 \pm 0,2	3,9 \pm 0,1	4,1 \pm 0,05
Filtek Supreme	A4	PTFE	3,3 \pm 0,1	2,9 \pm 0,1	2,7 \pm 0,1	2,6 \pm 0,1
Point 4	A2	PTFE	4,5 \pm 0,1	3,8 \pm 0,2	3,5 \pm 0,1	3,8 \pm 0,1
TPH Spectrum	A2	PTFE	5,9 \pm 0,1	5,8 \pm 0,4	4,9 \pm 0,3	5,1 \pm 0,2
Definite	A2	PTFE	3,6 \pm 0,4	3,5 \pm 0,2	2,3 \pm 0,1	3,3 \pm 0,2
Tetric Ceram	A2	PTFE	5,0 \pm 0,2	4,2 \pm 0,2	4 \pm 0,05	4,0 \pm 0,1
Filtek Z250	A2	Stahl	4,2 \pm 0,2			3,9 \pm 0,1
Filtek Supreme	A2	Stahl	3,3 \pm 0,04			2,9 \pm 0,2

3.1.3.1 Ergebnisse hinsichtlich des Materials

Das Kompositmaterial erwies sich bezüglich der erzielten Durchhärtungstiefen als hoch signifikante Einflussgröße (Haupteffekt: $p < 0,001$). Abbildung 12 stellt die Ergebnisse aller in der Farbe A2 getesteten Materialien dar. Die größte DHT wurde hierbei von Filtek Z250 und TPH Spectrum erreicht, deren Ergebnisse statistisch äquivalent waren. Dies galt auch für die beiden Komposite Filtek Supreme und Tetric Ceram, welche die zweitgrößte DHT erzielten. Es folgten in absteigender Reihenfolge die Materialien Point 4 und Definite, welches in den vorliegenden Versuchen die niedrigste DHT erzielte.

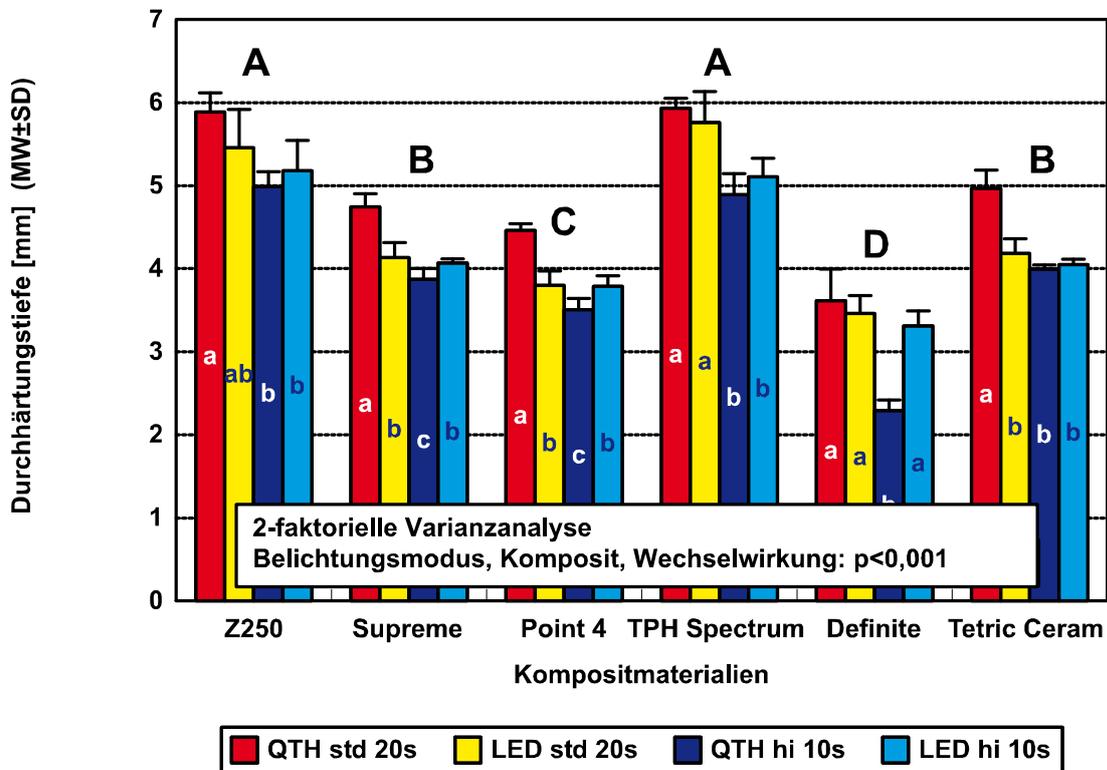


Abb. 12. DHT der unterschiedlichen Testgruppen: Vergleich der untersuchten Komposite gleicher Farbe (A2) und der verschiedenen Belichtungsmodi. Bedeutung der Groß- und Kleinbuchstaben wie in Abb. 9.

3.1.3.2 Ergebnisse hinsichtlich des Polymerisationsmodus

Neben dem Material beeinflusste auch die Art der Polymerisation die Ergebnisse der DHT zum Teil hoch signifikant (Haupteffekt: $p < 0,001$). Auch die Wechselwirkung zwischen den beiden unabhängigen Variablen erwies sich als hoch signifikant für die erzielte Durchhärtung ($p < 0,001$). Vergleicht man die Resultate der verschiedenen Belichtungsprotokolle (dargestellt in Abbildung 12), so wurde bei allen Materialien die höchste DHT bei der Halogen-Standardpolymerisation beobachtet. Bei Supreme, Point 4 und Tetric Ceram war für alle anderen Belichtungsverfahren die DHT signifikant niedriger. Bei Z250 und TPH Spectrum erzielte zumindest die LED Standardbelichtung eine

vergleichbare DHT, bei Definite war darüber hinaus auch die Belichtung mit dem stärkeren LED-Gerät für 10 s gleichwertig. Die Halogenbelichtung QTH hi (hohe Strahlungsflussdichte, halbe Belichtungszeit) führte bei allen Materialien zur niedrigsten DHT. Diese war bei Supreme, Point 4 und Definite signifikant niedriger als die mit allen übrigen Belichtungsverfahren erzielte DHT. Bei TPH Spectrum war die QTH hi Belichtung statistisch vergleichbar der LED hi Belichtung, bei Tetric Ceram und Z250 darüber hinaus auch der LED Standardbelichtung.

Die beiden LED-Belichtungsverfahren erzielten bei den meisten Kompositen vergleichbare DHT. Lediglich bei TPH Spectrum war nach LED std Belichtung die DHT signifikant höher als nach LED hi Belichtung.

3.1.3.3 Ergebnisse hinsichtlich der Materialfarbe

Abbildung 13 vergleicht die Durchhärtungstiefen der beiden Komposite Filtek Z250 und Filtek Supreme jeweils in den Farben A2 und A4. Die Variable Materialfarbe erwies sich als hoch signifikante Einflussgröße: Beide Materialien wiesen in der Farbe A4 eine signifikant geringere DHT auf als in der Farbe A2 (Haupteffekt: $p < 0,001$). Der Unterschied zwischen heller und dunkler Farbe war bezüglich der DHT bei Filtek Supreme stärker ausgeprägt als bei Filtek Z250 (Wechselwirkung zwischen Komposit und Farbe: $p < 0,001$).

Auch zwischen Belichtungsmodus und Materialfarbe war eine signifikante Wechselwirkung zu beobachten ($p < 0,01$): In der Farbe A4 erzielte das Gerät Elipar Trilight mit der Halogen-Standardpolymerisation signifikant höhere Durchhärtungstiefen als alle anderen Belichtungsmodi, so wie es bei fast allen A2-Farben auch der Fall war (vgl. Kap. 3.1.3.2). Der LED hi Modus wurde durch die dunklere Farbe stärker beeinträchtigt: Beide getesteten Materialien erreichten in den A4-Farben nach der LED hi Belichtung mit die niedrigsten Durchhärtungstiefen, wobei diese bei Filtek Supreme denen des QTH hi Modus statistisch äquivalent waren.

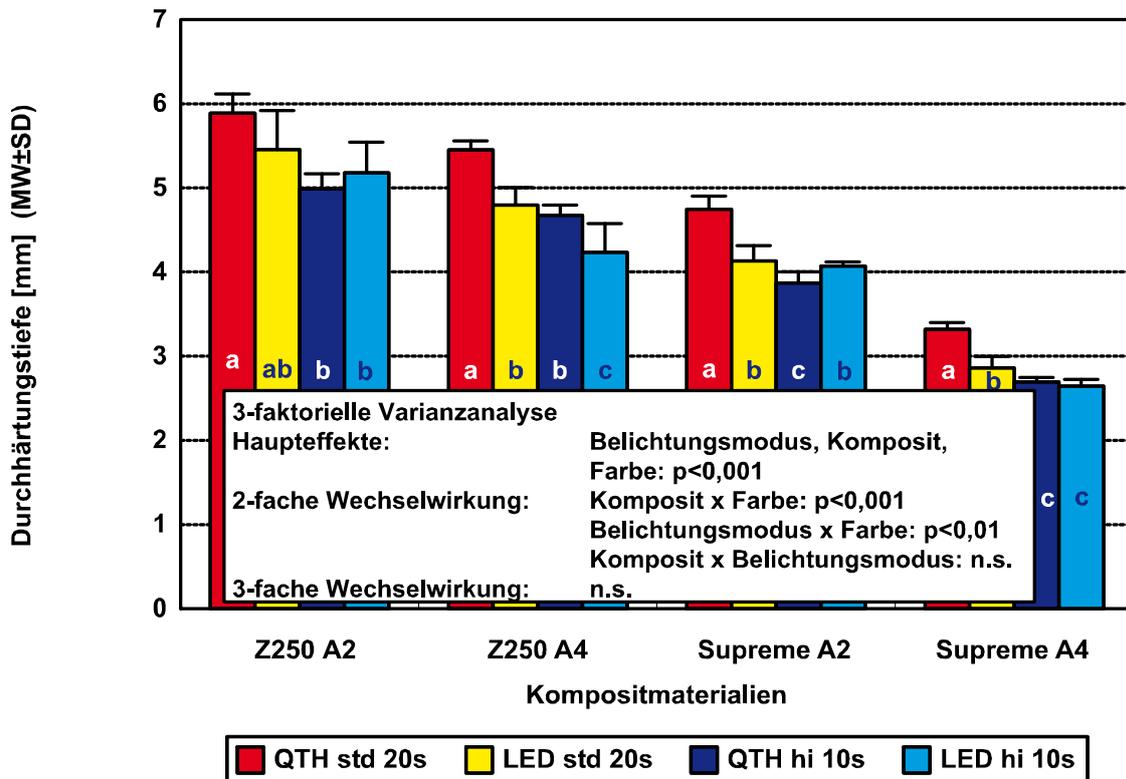


Abb. 13. DHT der unterschiedlichen Testgruppen: Vergleich der Composite Filtek Z250 und Filtek Supreme jeweils in der Farbe A2 und A4. Bedeutung der Kleinbuchstaben wie in Abb. 9.

3.1.3.4 Ergebnisse hinsichtlich der Probenherstellungsform

Untersucht wurden Filtek Z250 und Filtek Supreme (A2) in Kombination mit dem QTH std und LED hi Modus. Es war festzustellen, dass die Verwendung der Stahlform bei beiden Materialien eine geringere DHT zur Folge hatte als die der PTFE-Form (s. Abb. 14). Dieser Haupteffekt war hoch signifikant ($p < 0,001$). Zwischen den beiden unabhängigen Variablen Belichtungsmodus und Probenherstellungsform war eine signifikante Wechselwirkung zu beobachten ($p < 0,01$): Der Unterschied zwischen Stahl- und PTFE- Form war bei der QTH std Belichtung stärker ausgeprägt als bei der LED hi Polymerisation. Die Leistung von Elipar Trilight wurde also durch die Stahlform

stärker beeinträchtigt als die von Freelight 2. Prozentual betrachtet verringerte sich die DHT von Filtek Z250 nach der Polymerisation im QTH std Modus um 28,2 %, die von Filtek Supreme um 30,9 %. Im LED hi Modus hatte die Benutzung der Stahlform einen Verlust der DHT von 23,9 % (Filtek Z250) bzw. 28,5 % (Filtek Supreme) zur Folge.

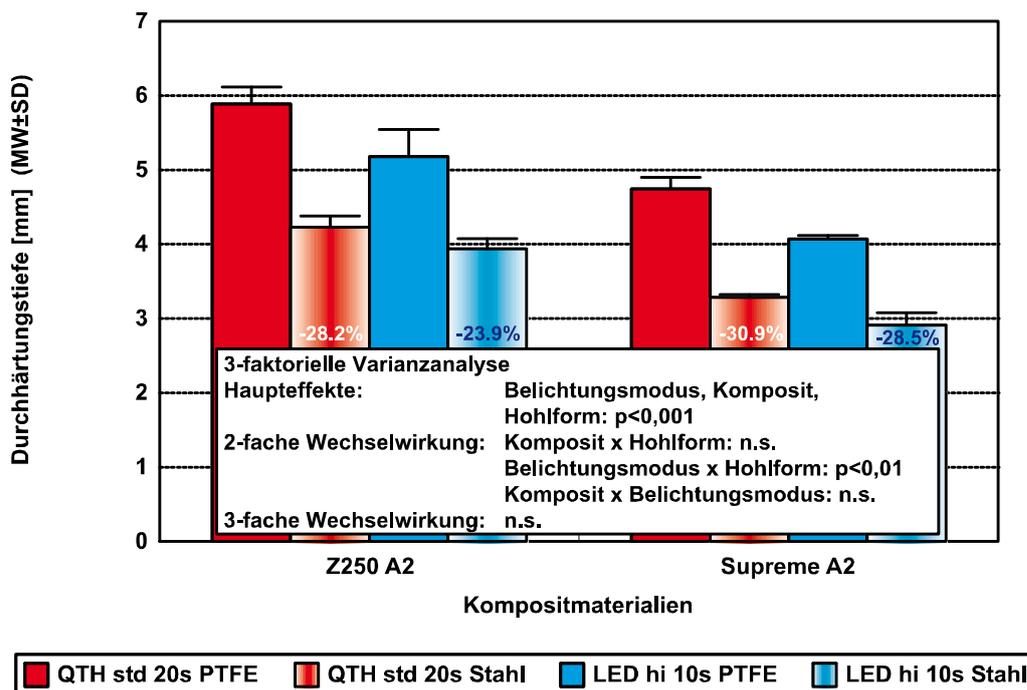


Abb. 14. DHT der unterschiedlichen Testgruppen: Vergleich der in der PTFE-Form hergestellten mit den in der Stahlform belichteten Proben. Prozentuale Verringerung der DHT bei Verwendung der Stahlform.

Unter Zuhilfenahme der Regressionsanalyse konnte trotz dieser Wechselwirkung ein hoher Zusammenhang zwischen den Durchhärtungstiefen der Stahlform und denen der PTFE-Form hergestellt werden. Diese Korrelation und die ihr zugrunde liegende Gleichung ($DHT (Stahl) = 0,72 * DHT (PTFE)$; $R^2 = 0,94$; $p < 0,01$) sind in Abbildung 15 dargestellt. Mit dieser Regressionsgleichung konnten zusätzliche Informationen bezüglich der Stahlform ermittelt werden: Die bisher gewonnenen Ergebnisse der PTFE-Form wurden in einer in Abbildung 16 zusammengefasst und zusätzlich eine zweite Achse hinzugefügt, welche die voraussichtlichen Werte der DHT in der

Stahlform auch für die nicht getesteten Komposite anzeigte. Hieraus ergab sich ein für die LED-Polymerisation interessantes Ergebnis: Es stellte sich heraus, dass laut dieser Berechnung die Polymerisation im LED hi Modus (Freelight 2) auch bei der kritischsten Kombination der getesteten Materialien (Filtek Supreme in der Farbe A4 unter Verwendung der Stahlform) eine DHT von fast 2 mm erzielen würde.

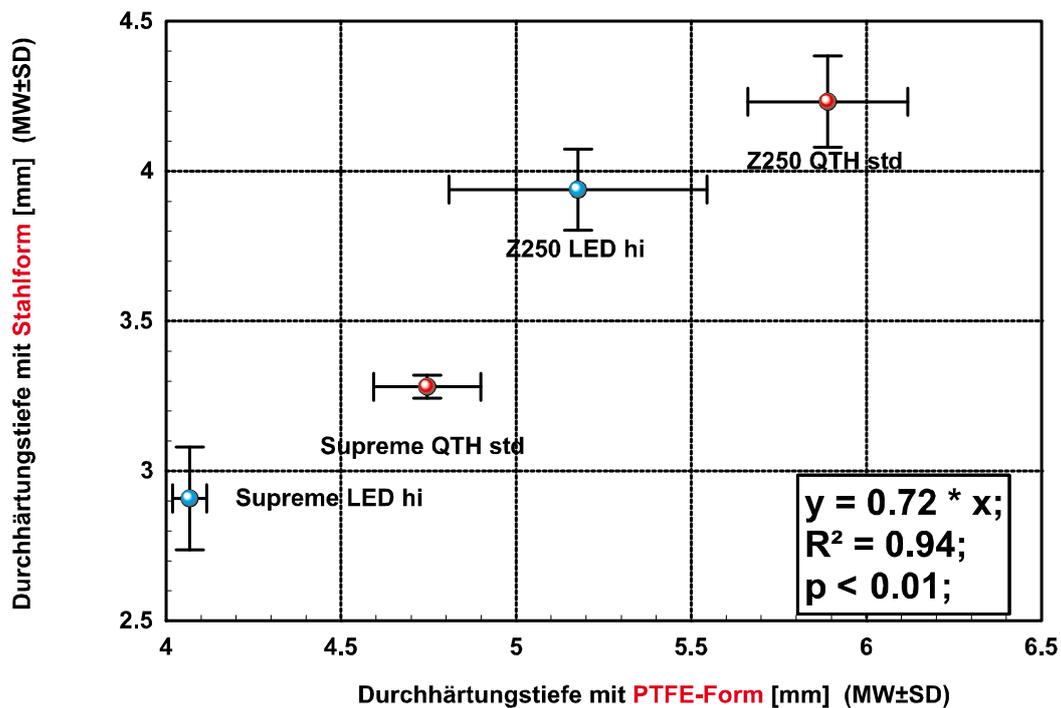


Abb. 15. Korrelation zwischen den Durchhärtungstiefen bei Verwendung der PTFE-Form bzw. der Stahlform.

Einzig Optilux 501 würde nach der Regressionsgleichung beim Komposit Definite in Verbindung mit der Stahlform diese 2 mm verfehlen. Bei der Einzeldarstellung der Knoop-Härten für dieses Material (s. Abb. 17) war jedoch festzustellen, dass diese niedrigen Werte durch die Definition der DHT im vorliegenden Versuchsaufbau zustande kommen. Man erkennt in der Grafik, dass die Knoop-Härte in der Tiefe der Prüfkörper nach der QTH hi Polymerisation mindestens vergleichbar mit der LED-Belichtung war. Diese

Problematik des vorliegenden Versuchsaufbaus und das spezielle Verhalten von Definite werden in Kapitel 4 ausführlich besprochen.

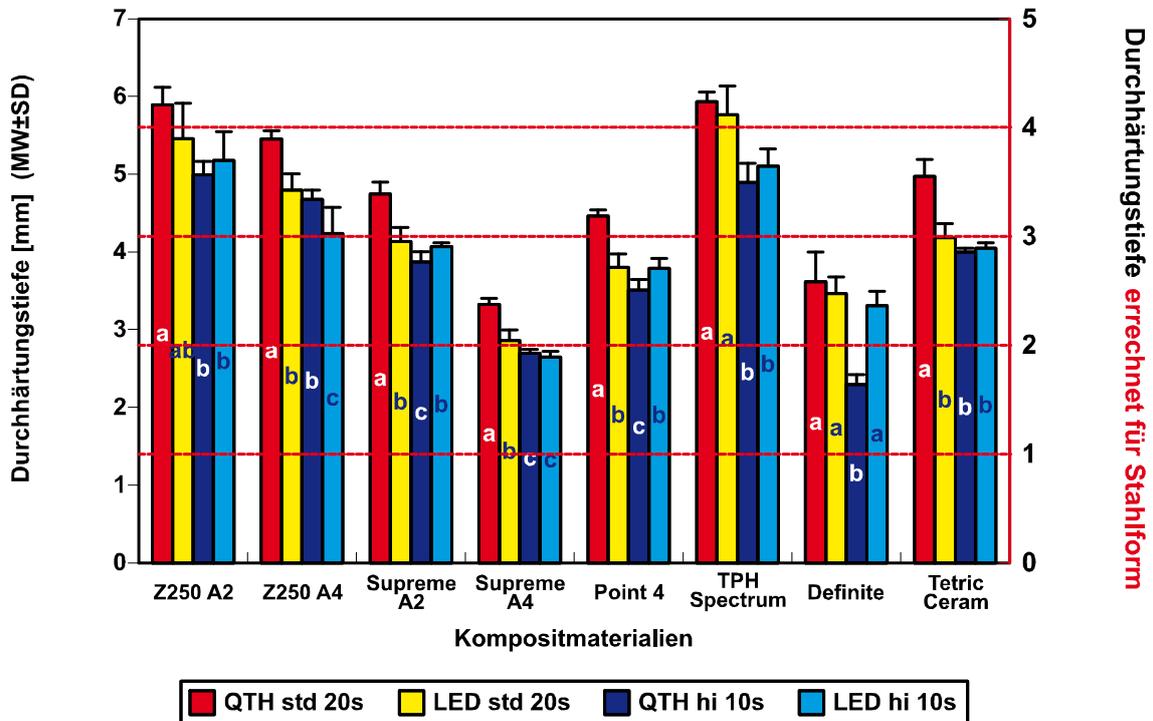


Abb. 16. DHT der unterschiedlichen Testgruppen: Die Skalierung der auf der rechten Seite nachträglich hinzugefügten Achse wurde anhand der Regressionsgleichung aus Abb. 15 berechnet. Durch diese zweite Achse können aus dem Diagramm die voraussichtlichen DHT aller nicht in der Stahlform getesteten Kombinationen aus Komposit, Belichtungsmodus und Farbe abgelesen werden. Bedeutung der Kleinbuchstaben wie in Abb. 9.

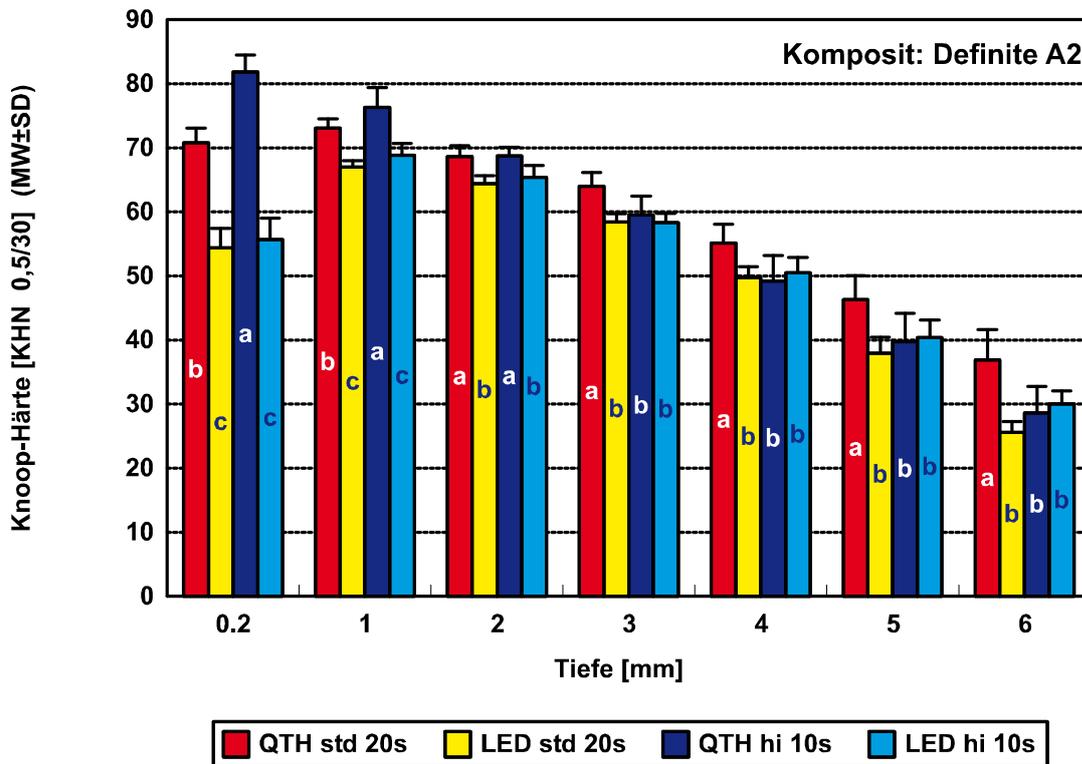


Abb. 17. Knoop-Härte des Komposits Definite in den unterschiedlichen Probentiefen. Bedeutung der Kleinbuchstaben wie in Abb. 9.

3.2 Versuchsreihe 2: Durchhärtungstiefe bei Approximalfüllungen

3.2.1 Verlauf der Härteprofile

Wie in Kapitel 2.2.1 beschrieben, wurde in der zweiten Testreihe das Material Z250 der Firma 3M ESPE in der Farbe A2 im Echtzahnmodell untersucht, um durch den Vergleich mit den zylindrischen Proben die Eignung des Versuchsaufbaus zu überprüfen. Die Proben wurden mit Elipar Trilight (QTH std) und Elipar Freilight 2 (LED hi) polymerisiert. Abbildung 18 zeigt den Härteverlauf dieser Proben in Abhängigkeit der Probentiefe und des Belichtungsmodus. Es wurde ersichtlich, dass die maximalen Härtewerte wie auch bei den zylindrischen Kompositproben nicht direkt an der Oberfläche,

sondern kurz unterhalb davon lagen. Bei Verwendung der Kunststoffmatrizen war wie bei den PTFE-Formen mit zunehmender Tiefe ein langsamer, stetiger Härteverlust zu beobachten. Die Metallmatrizen hatten demgegenüber entsprechend der Stahlform ein rapideres Absinken der Härte zur Folge. Bei Verwendung der Stahlmatrizen erzielte die Bestrahlung im LED hi Modus bis zu einer Tiefe von 2 mm höhere Härtewerte als die QTH std Belichtung, was sich jedoch in tieferen Schichten umgekehrt darstellte. Wie in Versuchsreihe 1 beim Vergleich zwischen Stahl- und PTFE-Form zeigten die mit der Metallmatrize hergestellten Proben der zweiten Versuchsreihe einen ähnlichen Härteverlauf wie die Proben, die mithilfe der Kunststoffmatrizen hergestellt wurden, jedoch hatte der nicht transluzente Stahl auch hier geringere Durchhärtungstiefen zur Folge. Insgesamt konnte beim Vergleich der Härteprofile dieser Testreihe mit der entsprechenden Testserie aus Versuchsreihe 1 eine große Ähnlichkeit festgestellt werden (vgl. Abb. 8 und Abb. 18).

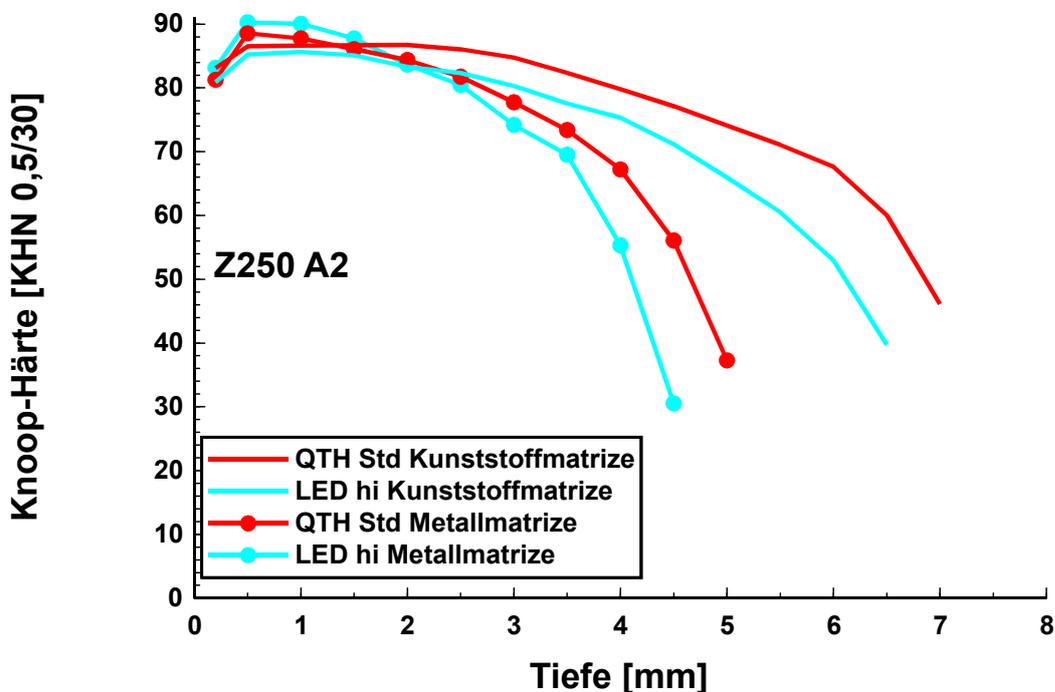


Abb. 18. Härteverlauf der Klasse-II-Proben als Funktion der Probentiefe des Komposits Filtek Z250 in der Farbe A2. Die Kurven der einzelnen Testgruppen stellen das arithmetische Mittel aus jeweils sechs ausgewerteten Proben dar.

3.2.2 Härtemaxima

In Tabelle 7 sind die erzielten Härtemaxima der Proben wiedergegeben, die im beschliffenen Molaren mit den zwei verschiedenen Matrizenarten hergestellt wurden. Zum Vergleich sind in dieser Tabelle noch einmal die Härtemaxima der gleichen Kombinationen aus Material und Belichtungsprotokoll angeführt, die in der ersten Versuchsreihe in den PTFE- bzw. Stahlformen polymerisiert wurden (kursiv).

Tabelle 7. Härtemaxima [mm] der Klasse-II-Proben (Mittelwerte \pm Standardabweichungen)

Komposit	Farbe	Matrize/Form	QTH std 20s	LED hi 10s
Filtek Z250	A2	Kunststoffmatrize	87,3 \pm 1,1	85,9 \pm 2,2
		Stahlmatrize	88,8 \pm 2,7	90,5 \pm 0,8
		<i>PTFE-Form*</i>	<i>80,2 \pm 0,9</i>	<i>79,5 \pm 2,7</i>
		<i>Stahlform*</i>	<i>82,7 \pm 0,7</i>	<i>80,7 \pm 1,2</i>

* Ergebnisse aus Versuchsreihe 1 (zum Vergleich angegeben)

In Abb. 19 sind diese Ergebnisse graphisch dargestellt. Es wurde ersichtlich, dass alle Arten der Probenherstellung signifikant unterschiedliche Härtemaxima zur Folge hatten, wobei im Zahnmodell der Versuchsreihe 2 jeweils höhere Härten erzielt wurden als bei der Herstellung in den zylinderförmigen Probenherstellungsformen (Versuchsreihe 1).

Die Stahlmatrize erzielte im Echtzahnmodell signifikant höhere Maximalwerte als die Kunststoffmatrize. Bezüglich des Belichtungsprotokolls hatte die LED hi Polymerisation bei Verwendung der Stahlmatrize tendenziell höhere Werte als die QTH std Belichtung zur Folge. Dieser Sachverhalt stellte sich bei der Kunststoffmatrize umgekehrt dar, hier waren nach der Bestrahlung im QTH std Modus die Maximalhärten tendenziell höher als nach der LED hi

Polymerisation. Dieser Unterschied zwischen den Polymerisationsarten war jedoch nicht statistisch signifikant.

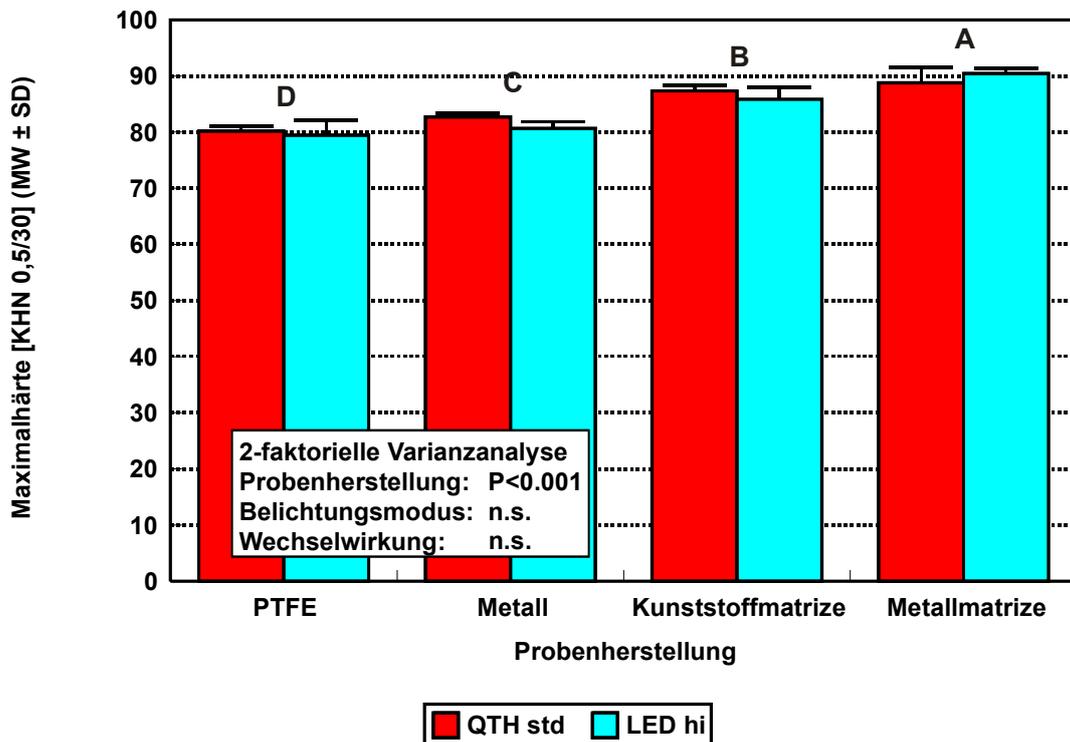


Abb. 19. Maximalhärte der beiden Testgruppen im Vergleich. Bedeutung der Großbuchstaben wie in Abb. 9.

Beim Vergleich mit den Proben aus Versuchsreihe 1 (s. Kap. 3.1.3.4) war festzustellen, dass auch bei diesen die Metallform insgesamt signifikant höhere Härtemaxima zur Folge hatte als die Teflonform, wobei bezüglich des Belichtungsprotokolls aus dem QTH std Modus bei beiden Probenherstellungsformen eine größere Maximalhärte resultierte.

3.2.3 Durchhärtungstiefe (DHT)

Tabelle 8 gibt die im Echtzahnmodell erreichten Durchhärtungstiefen wieder. Die kursiv gedruckten Ergebnisse stammen wiederum aus Versuchsreihe 1 und sind zum Vergleich aufgelistet.

Tabelle 8. Durchhärtungstiefe [mm] (Mittelwerte \pm Standardabweichungen) der Klasse-II-Proben

Komposit	Farbe	Form/Matrize	QTH std 20s	LED hi 10s
Filtek Z250	A2	Kunststoffmatrize	5,7 \pm 0,3	4,8 \pm 0,2
		Stahlmatrize	3,7 \pm 0,1	3,3 \pm 0,2
		<i>PTFE-Form*</i>	<i>5,9 \pm 0,2</i>	<i>5,2 \pm 0,4</i>
		<i>Stahlform*</i>	<i>4,2 \pm 0,2</i>	<i>3,9 \pm 0,1</i>

* Ergebnisse aus Versuchsreihe 1 (zum Vergleich angegeben)

In Abb. 20 sind die Durchhärtungstiefen der beiden Versuchsreihen graphisch dargestellt. Die größte DHT wurde in beiden Serien bei der Belichtung im QTH std Modus mit transluzenter Matrize bzw. Teflonform gemessen; die Ergebnisse unterschieden sich hierbei nicht signifikant voneinander. Ansonsten waren jedoch alle DHT aus Versuchsreihe 1 signifikant höher als die entsprechenden Werte aus Versuchsreihe 2. Mit der Teflonform bzw. der Kunststoffmatrizen wurden bei beiden Belichtungsverfahren jeweils signifikant höhere DHT erzielt als mit der Metallform bzw. -matrize.

Die LED-Belichtung hatte in allen Versuchsreihen statistisch unterschiedliche DHT zur Folge, wobei die höchsten Werte mit der Teflonform erzielt wurden, gefolgt von der Kunststoffmatrize und der Metallform. Die niedrigste DHT wurde bei Verwendung der Metallmatrize erzielt.

Prozentual betrachtet war im Echtzahnmodell bei Verwendung der Stahlmatrizen ein Verlust der DHT von durchschnittlich 35 % (QTH std) bzw. 32 % (LED hi) gegenüber der mit Kunststoffmatrize hergestellten Proben zu

beobachten. Die Verwendung der Stahlform beeinträchtigte demnach den QTH std Modus wie in Versuchsreihe 1 stärker als den LED hi Modus.

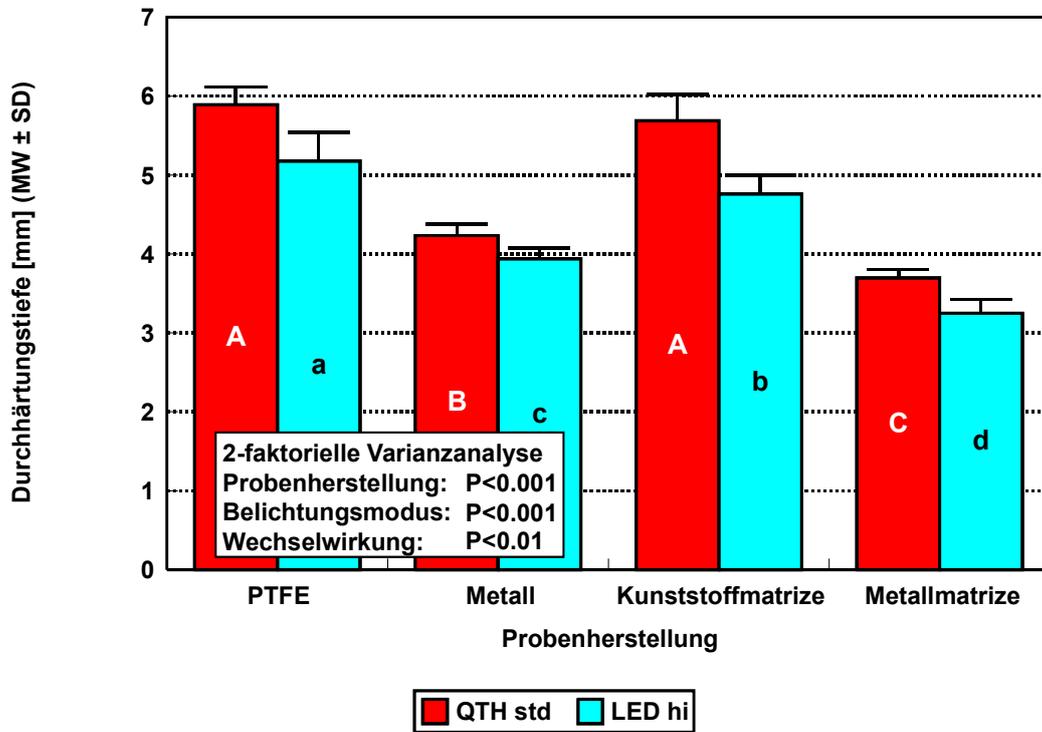


Abb. 20. DHT der beiden Testgruppen im statistischen Vergleich.

4 Diskussion

4.1 Kritik der Methode

4.1.1 Auswahl der Polymerisationsgeräte

Die Entdeckung der LED-Technologie für die Lichtpolymerisation von Kompositen ging bald mit der Einschätzung einher, aufgrund der mannigfaltigen Vorteile die bewährte Halogenlichthärtung ersetzen zu können (JANDT et al. 2000, ERNST 2002a, UHL et al. 2003a). Um die neuartige Methode der Lichthärtung auf ihre Eignung und Äquivalenz gegenüber anderen Technologien zu testen, bedarf es jedoch zunächst des experimentellen Vergleichs mit bewährten Verfahren.

In der vorliegenden Studie wurden zu diesem Zweck zwei LED-Lichtgeräte und zwei Halogenlichtgeräte ausgewählt. Getestet wurden aus beiden Gruppen jeweils ein sehr leistungsstarkes (LED-Lichtgerät: Elipar Freelight 2, 3M ESPE; Halogenlichtgerät: Optilux 501, SDS Kerr) und ein bezüglich der Strahlungsflussdichte standardmäßig ausgestattetes Gerät (LED-Lichtgerät: Ultralume LED 2, Ultradent; Halogenlichtgerät: Elipar Trilight, 3M ESPE). Die gewählte Belichtungszeit betrug bei den leistungsstärkeren Lichtgeräten 10 Sekunden, gemäß den Zeitangaben, die von den Herstellern in den technischen Produktprofilen als ausreichend für die Polymerisation von Kompositen angegeben wurden. Der Belichtungsmodus war so gewählt, dass die Proben während der gesamten Belichtungsdauer mit einer Strahlungsflussdichte von über 1000 mW/cm^2 belichtet wurden. Mit den vergleichsweise weniger leistungsstarken Lichtgeräten wurde 20 Sekunden lang mit gleichbleibender mittlerer Strahlungsflussdichte polymerisiert. Anhand der Ergebnisse der beiden Gruppen sollte überprüft werden, ob die LED-Geräte sowohl bei längerer Belichtung im Standardmodus, als auch bei der Polymerisation mit hoher Lichtintensität, aber nur halb so langer Belichtungszeit äquivalente Ergebnisse

bezüglich der DHT erzielen können. In vorangegangenen Studien wurden zum Teil gleiche Belichtungszeiten der unterschiedlich intensiven Lichtgeräte angewandt (TSAI et al. 2004). Eines der Hauptziele dieser Untersuchung war jedoch herauszufinden, ob die rapide Weiterentwicklung der LED-Technologie bereits kürzere Polymerisationszeiten ohne Qualitätseinbuße zulässt.

Als großer Vorteil der LED-Lichtgeräte wird von den Herstellern unter anderem der Spektralbereich genannt, der noch gezielter als bei den anderen Härteverfahren auf den Absorptionsbereich des Fotoinitiators Kampferchinon abgestimmt ist (ERNST 2002a). Da jedoch auch andere Initiatorsysteme mit abweichenden Absorptionsbereichen zum Einsatz kommen können, wie zum Beispiel bei dem in dieser Studie getesteten Material Definite der Firma Degussa, ist es wichtig zu prüfen, inwieweit dieser Vorteil bei entsprechenden Kompositen zum Tragen kommt und ob es empfehlenswert ist, LED-Geräte universell zur Lichtpolymerisation einzusetzen.

4.1.2 Auswahl der Kompositmaterialien

Bei vier der sechs ausgewählten, kommerziell erhältlichen Materialien handelt es sich um Hybridkomposite (Filtek Z250, Point 4, TPH Spectrum, Tetric Ceram). Eine neuere Entwicklung sind Materialien, die auf der Nanotechnologie basieren und zukünftig wohl auch eine große Rolle in der modernen Füllungstherapie spielen werden. Zu diesen Nanofüllerkompositen zählt Filtek Supreme, welches in dieser Studie untersucht wurde. Aus der Gruppe der Ormocere wurde das Material Definite untersucht. Da es außer Kampferchinon noch andere Initiatoren beinhaltet, welche kurzwelligeres Licht als dieses absorbieren, war besonderes Augenmerk auf die Ergebnisse nach der LED-Lichtpolymerisation gerichtet.

Zusätzlich zu den verschiedenen Materialgruppen wurden außerdem bei zwei ausgewählten Kompositen jeweils eine helle und eine dunkle Farbe auf die DHT untersucht, um der Fragestellung nachzugehen, ob eine hohe Lichtintensität

auch bei dunklen Farben eine Verringerung der Bestrahlungsdauer zulässt und eine ausreichende Polymerisationstiefe sichergestellt wird.

Die gewählten Materialien stellen somit einen geeigneten Querschnitt durch die Materialvielfalt, die heute für die moderne Füllungstherapie erhältlich ist, dar.

4.1.3 Herstellung der Proben

Die Versorgung des Patienten mit direkten Kompositrestaurationen wird heutzutage durch gute Matrizensysteme, grazile und zum Teil kabellose Lichtgeräte mit grazilen Lichtleitern und Kofferdam sowie ergonomisch geformte Applizierinstrumente erleichtert. Der Einfluss von Störfaktoren wie beispielsweise starker Speichelfluss oder eine geringe Mundöffnung, die das Ergebnis der Füllungstherapie unter Umständen negativ beeinflussen, kann damit entscheidend vermindert werden. Jedoch liegen unter klinischen Bedingungen zusätzlich oft schwer zugängliche Kavitäten vor, was das Annähern des Lichtleiters erschwert. Der Abstand des Lichtleiters von dem zu polymerisierenden Material wird zudem vor allem bei approximalen Füllungen durch die Höckerspitzen oder den Matrizenrand bestimmt. Durch die so verringerte Lichtintensität wird auch die Durchhärtungstiefe reduziert (ERNST et al. 2000). Zu beachten ist hierbei außerdem, dass ein größerer Abstand zum Belichtungsobjekt die LED-Technologie stärker zu beeinträchtigen scheint als Halogengeräte (MEYER et al. 2002).

Die minimal invasive Kariestherapie führt des Weiteren oft zu Kavitätenformen, welche die Zahnhartsubstanz unterminieren. Es stellt sich die Frage, ob bei derartigen Präparationen die Ergebnisse der Studie zum Tragen kommen können, oder ob hier eine zusätzliche Verlängerung der Polymerisationszeit empfehlenswert ist. FORSTEN (1984) untersuchte diese Fragestellung und stellte fest, dass eine knapp 1 mm dicke Zahnhartsubstanzschicht die Durchhärtungstiefe um ungefähr 1 mm reduziert. In einer anderen Studie (CHAN & BOYER 1985) kam man zu dem Ergebnis, dass eine bis zu 1 mm dicke Schmelzschicht das Härteergebnis zwar nicht beeinflusst, jedoch das

wesentlich opakere Dentin längere Härtezeiten erfordert. Zur gleichen Schlussfolgerung kamen auch GEORGES et al. (2002). Dies ist bei der Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Anwendung zu berücksichtigen.

Die Dimension der hergestellten Proben entsprach dem Volumen einer Kavität, wie sie sich im klinischen Fall, beispielsweise nach der Exkavation einer approximalen Karies, darstellen könnte. Der Durchmesser der Prüfkörper war außerdem so gewählt, dass die Lichtleiter aller verwendeten Lichtgeräte die zu belichtende Oberfläche komplett bedeckten. Dies war notwendig, um einen sinnvollen Vergleich der Belichtungsprotokolle ziehen zu können. Um die Eignung der Probenherstellungsformen für die Herstellung der Proben zu überprüfen, wurden zusätzlich solche in einem Echtzahnmodell hergestellt. So konnte verglichen werden, ob die Grundaussagen der gewonnenen Ergebnisse beider Versuchsreihen übereinstimmen. Dieses Verfahren wurde auch in einer früheren Studie angewandt (FORSTEN 1984). Die Ergebnisse des Vergleiches werden in Kapitel 4.1.6 ausführlich besprochen.

Alle approximalen Füllungen erfordern die Applikation einer Matrize. Die beiden am häufigsten verwendeten Systeme sind transparente Kunststoff- und Stahlmatrizen, welchen in der ersten Versuchsreihe durch die PTFE- bzw. die Stahlform gerecht werden sollte. PTFE (Polytetrafluorethylen) ist ein Werkstoff, der auch in der Bauindustrie Verwendung findet und für lichtdurchlässige Dachkonstruktionen benutzt wird. Seine Transparenz ist eine Voraussetzung dafür, dass ein Vergleich zu den Kunststoffmatrizen gezogen werden konnte.

4.1.4 Lagerung der Proben

Die Messung der DHT wurde nicht sofort nach der Polymerisation durchgeführt, sondern fand sieben Tage später statt. Die zwischenzeitliche Lagerung bei 37 °C imitierte die Situation im Mund des Patienten und sollte die weitere Aushärtung des Materials gestatten. Dass diese auch in tieferen Schichten der Kompositproben nicht nur auf den Zeitpunkt der Belichtung limitiert ist, wiesen PILO & CARDASH (1992) nach und stellten fest, dass die nachträgliche

Härtung nach 24 Stunden ihr Maximum erreicht; eine längere Lagerungszeit hatte in ihren Versuchen kaum noch einen Einfluss auf die DHT. Auch LEUNG et al. (1985) kamen zu dem Ergebnis, dass die Nachhärtung von Kompositen im Wesentlichen innerhalb eines Tages abläuft. Es kann also davon ausgegangen werden, dass die Lagerungszeit in der vorliegenden Studie der nachträglichen Aushärtung, wie sie auch im Mund des Patienten stattfindet, gerecht wird.

Wie in vielen vorausgegangenen Studien zur DHT von Kompositen wurde eine trockene Lagerung der Proben gewählt. Die Untersuchung der Wasseraufnahme und der daraus resultierenden Volumen- und Gewichtsveränderung bei der Lagerung im feuchten Milieu spielt vor allem bei Studien zur marginalen Integrität der Restauration eine Rolle. Um der In-vivo-Situation gerecht zu werden, wäre außerdem eine wesentlich längere Lagerungsdauer nötig gewesen, da Komposite bis zu einem Zeitraum von 90 Tagen hygroskopische Veränderungen durchlaufen (MARTIN & JEDYNAKIEWICZ 1998).

4.1.5 Härtemessverfahren

Die Messung der Härte polymerisierter Komposite stellt eine anerkannte und zahlreich angewandte Methode dar, um Aussagen über die Polymerisation des Materials zu treffen und so die Effizienz eines Lichthärtegerätes zu untersuchen (KURACHI et al. 2001).

Die vorliegenden Untersuchungsergebnisse basieren auf dem Verfahren der Knoop-Härtemessung. Sie ist von der Internationalen Organisation für Standardisierung (ISO) anerkannt und hat unter anderem den Vorteil, dass Knoop-Härte und Konversionsrate miteinander korrelieren (FERRACANE 1985, HOFMANN et al. 2002b, UHL et al. 2002, RAHIOTIS et al. 2004). Über die Längenbestimmung der durch Belastung entstandenen Indention eines Diamantkörpers auf dem Probenkörper wird die Knoop-Härte des Materials ermittelt. In zahlreichen Studien wurde die Technik der Knoop-Härtemessung

bereits angewandt. HOFMANN et al. (2004) untersuchten beispielsweise anhand der Knoop-Härte den Einfluss des Softstartverfahrens gegenüber der Belichtung mit hoher Intensität auf die Polymerisation, PILO & CARDASH (1992) wandten sie an, um eine Nachhärtung der Komposite nach der initialen Bestrahlung aufzuzeigen, WATTS et al. (1987) wiesen mit ihr den Einfluss der Umgebungstemperatur auf die Nachhärtung nach. Manche Autoren verwendeten zur Beurteilung der Polymerisation das Verhältnis der Knoop-Härte der Probenoberseite zur Unterseite (YAP & SENEVIRATNE 2001, DUNN & BUSH 2002). Jedoch ist so weder eine Aussage über den internen Härteverlauf noch darüber möglich, bis zu welcher Tiefe eine suffiziente Härtung stattgefunden hat.

Das Knoop-Härtemessverfahren erweist sich in seiner Anwendung als unkompliziert und erbringt reproduzierbare Ergebnisse, die auch in vorangegangenen Studien als „beständig und genau“ (WASSELL 1992) beschrieben wurden.

Jedoch muss, um nicht nur Aussagen über die Oberfläche, sondern auch über tieferliegende Schichten des polymerisierten Komposits treffen zu können, bei der Anwendung von indirekten Messverfahren Material abgetragen werden. Die Tatsache, dass hierbei eine Veränderung der Oberfläche durch entstehende Wärme während der Bearbeitung nicht auszuschließen ist, stellt eine mögliche Schwachstelle der Methode dar. Dieser Fragestellung gingen VANCKERHOVEN et al. (1982) nach und wiesen tatsächlich eine signifikante Abnahme der Restdoppelbindungen durch eine Oberflächenpolitur nach. Jedoch wurden in ihren Versuchen ausschließlich chemisch härtende Komposite untersucht; die Bearbeitung der Oberfläche fand außerdem ohne Wasserkühlung und damit wesentlich höherer Wärmeentwicklung statt, was sich bekanntermaßen auf die Polymerisation auswirkt. REINHARDT (1991) befasste sich in seinen Untersuchungen von lichthärtenden Kompositen einige Jahre später unter anderem erneut mit der Problematik und konnte weder im Nassschleifverfahren noch bei trockener Abtragung der Oberfläche eine nachweisbare Reduzierung der Restdoppelbindungen feststellen. Auch

WASSELL et al. (1992) bezeichneten einen signifikanten Einfluss des Schleifvorgangs auf die Untersuchungsergebnisse als „unwahrscheinlich“.

Eine Alternative zum Schleifverfahren stellt die Trennung des Kompositkörpers mit einem Cellophanstreifen bereits während der Polymerisation dar. Der prozentuale Anteil an nicht umgesetzten Doppelbindungen in der Grenzschicht zwischen Komposit und Streifen ist jedoch so hoch, dass auch bei diesem Verfahren eine Politur der obersten Schichten des polymerisierten Komposits notwendig ist (HOFMANN et al. 2002b).

Während der Durchführung der Längenmessung der Indentionen über das Lichtmikroskop traten gelegentlich Schwierigkeiten beim genauen Festlegen der Dimension auf, was die Präzision der Messungen in Frage stellt. WASSELL et al. (1992) schilderten in ihren Versuchen ähnliche Schwierigkeiten und führten dies auf die Lichtreflexion exponierter Füllerpartikel zurück. In der vorliegenden Studie spielte diesbezüglich auch der Einschluss von Luftblasen in den Proben eine Rolle, der trotz der Vorsicht beim Applizieren nicht immer zu vermeiden war. In den allermeisten Fällen war jedoch eine genaue Messung der Indentionen durchführbar; misslungene Testreihen wurden unter den gleichen Testbedingungen wiederholt.

4.1.6 Vergleich der beiden Versuchsreihen: Eignung des Versuchsaufbaus

In Versuchsreihe 2 sollte durch die im Echtzahnmodell hergestellten Proben die Eignung der Hauptversuche zur Übertragung auf die klinische Situation evaluiert werden. Stellvertretend für die anderen Materialien wurde zu diesem Zweck im zweiten Teil der Studie Filtek Z250 untersucht und die Ergebnisse mit denen der gleichen Testgruppen aus Versuchsreihe 1 verglichen.

Wenn man zunächst die Härteprofile betrachtet, lässt sich eine sehr große Ähnlichkeit zwischen den in den zylindrischen Probenherstellungsformen und den im Zahnmodell hergestellten Proben feststellen (vgl. Abb. 8 und 18). Der Härteverlauf beschreibt bei der Verwendung der Kunststoffmatrizen im

Zahnmodell (Versuchsreihe 2) wie auch bei den in den PTFE-Formen hergestellten Proben (Versuchsreihe 1) zunächst einen Anstieg kurz unterhalb der Probenoberfläche, um anschließend langsam und stetig abzuflachen. Bei der Stahlform in Versuchsreihe 1 bzw. der Stahlmatrize im Zahnmodell ist ebenfalls zunächst ein Härteanstieg unterhalb der Oberfläche zu erkennen, wonach in beiden Versuchsaufbauten anschließend ein rapiderer Abfall der Knoop-Härte zu beobachten ist als bei den transluzenten Materialien.

Die absoluten Maximalhärten der beiden Versuchsreihen sind zwar signifikant unterschiedlich, wofür in der Studie keine hinreichende Erklärung gefunden werden konnte; es war jedoch festzustellen, dass in beiden Versuchsreihen die erzielten Härtemaxima bei Verwendung der Stahlmatrize bzw. Metallform signifikant höher waren als bei der transparenten Matrize bzw. Teflonform.

Auch die absoluten DHT der beiden Versuchsreihen unterschieden sich mit Ausnahme des QTH std Modus signifikant voneinander, wobei die im Echtzahnmodell erzielten Ergebnisse signifikant niedriger waren als diejenigen aus Versuchsreihe 1. Als Analogie konnte jedoch festgestellt werden, dass die Verwendung von Metallform bzw. -matrize niedrigere DHT zur Folge hatte als die von Teflonform bzw. Kunststoffmatrize. Die Belichtung im LED hi Modus erzielte in beiden Versuchsreihen jeweils niedrigere Werte als die QTH std Polymerisation.

FORSTEN et al. (1984) stellten in ihrer Studie ebenfalls Kompositproben in einem Echtzahnmodell her, um ihren Versuchsaufbau auf seine Eignung zu überprüfen. In ihrer Studie war die DHT im Echtzahnmodell etwas höher, was nicht in Übereinstimmung mit der vorliegenden Studie steht. Jedoch wiesen die Autoren auf vorangegangene Untersuchungen hin, in denen sich der Sachverhalt entsprechend den hier gewonnenen Ergebnissen darstellte.

Durch die große Ähnlichkeit in den Ergebnissen beider Versuchsreihen kann die Aussage getroffen werden, dass die Hauptversuche gut zur Beurteilung der DHT geeignet sind und die klinische Situation, wie sie durch das Zahnmodell imitiert wurde, zufriedenstellend und reproduzierbar widerspiegeln. Trotzdem muss natürlich beachtet werden, dass auch diese Imitation nur eine

Annäherung an die tatsächliche klinische Situation ist und den in Kapitel 4.1.3 besprochenen Faktoren in der Anwendung von Kompositen Beachtung geschenkt werden muss.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Berechnung der Durchhärtungstiefe basierend auf der Maximalhärte

Vorangegangene Studien verwendeten die Härte an der Prüfkörperoberfläche als Referenz zur Ermittlung der DHT (Ilie et al. 2004). In der vorliegenden Studie war die DHT jedoch definiert als diejenige Probentiefe, in der noch 80 % der maximal erreichbaren Härte des jeweiligen Materials erzielt wurde.

Wie erwartet war nämlich bei fast allen getesteten Materialien dieses Härtemaximum nicht direkt an der Oberfläche, sondern in einer Tiefe von 0,5 bis 1,5 mm festzustellen. Dieser Sachverhalt wurde bereits in anderen Studien beschrieben und ist begründet durch eine eingeschränkte Reaktionsfähigkeit freier Radikale im Probenkörper an der Kontaktfläche zum Matrizenband (REINHARDT 1991).

Eine wichtige Erkenntnis dieser Studie war die Tatsache, dass die Maximalhärte der meisten getesteten Komposite unbeeinflusst durch den Polymerisationsmodus blieb. Dies ist insofern essentiell für die Aussagekraft der Untersuchungsergebnisse, da ansonsten eine Berechnung der DHT basierend auf der Maximalhärte nicht tragbar wäre.

Hier wird aber gleichzeitig eine Limitierung des vorliegenden Versuchsaufbaus offenkundig, denn beim Material Definite ergab sich in den Ergebnissen ein signifikanter Einfluss der Belichtungsart auf das Härtemaximum. Erklären lässt sich dieses spezielle Verhalten durch die Initiatoren Luzirin und Irgacure 651. Ihr Absorptionsmaximum liegt in einem Wellenlängenbereich zwischen 410 und 450 nm (HOFMANN et al. 2002a). Damit werden sie durch das enge Emissionsspektrum der LED-Lichtgeräte schwächer angeregt. In den

Ergebnissen hatte dies auf der einen Seite niedrige Maximalhärten durch die LED-Geräte, auf der anderen sehr hohe Werte der Halogenlichtgeräte, insbesondere von Optilux 501, zur Folge. Durch die 80 %-Regel resultierte daraus eine dem Anschein nach niedrige DHT. Tatsächlich waren die Härtewerte aber bis in tiefe Schichten der Proben keineswegs geringer als bei den übrigen Belichtungsmodi, was bei einzelner Betrachtung der Knoop-Härten deutlich wurde. Dieser Sachverhalt stellt eine Limitierung der Berechnung der DHT basierend auf der Maximalhärte dar und wird in Kap. 4.2.2 noch einmal ausführlicher besprochen.

4.2.2 Einfluss des Belichtungsmodus auf die Maximalhärte und die DHT

Während also in der Studie die maximal erreichte Materialhärte größtenteils unbeeinträchtigt vom Belichtungsmodus blieb, war ein signifikanter Einfluss der Polymerisationsart auf die erzielte DHT der getesteten Materialien festzustellen. Bei allen Kompositen hatte die Standardbelichtung mit dem Halogenlichtgerät Elipar Trilight im Vergleich zu den anderen Geräten die höchsten oder zumindest genauso hohe Durchhärtungstiefen zur Folge. Dieser Sachverhalt lässt auf die Tatsache schließen, dass eine längere Belichtungszeit eine größere Rolle in Bezug auf die DHT spielt als eine sehr hohe Strahlungsflussdichte, was auch in einer vorangegangenen Studien konstatiert wurde (MILLS et al. 2002). Dies ist insbesondere wegen des aufsteigenden Trends in Richtung kurzer Belichtungszeiten von Bedeutung, mit denen von Seiten der Hersteller leistungsstarker Lichtgeräte geworben wird. Die Frage, ob die Polymerisationszeit von 10 Sekunden bei lichtstarken Geräten eine adäquate DHT gewährleistet, war deshalb in dieser Studie auch von besonderem Interesse.

Diesbezüglich war festzustellen, dass die beiden lichtintensiven Geräte Freelight 2 und Optilux 501 ebenfalls sehr zufriedenstellende Ergebnisse bezüglich der DHT erbrachten. Abgesehen von Definite, dessen Sonderstellung später ausführlich besprochen werden soll, wurden bei allen Materialien in der

Farbe A2 eine DHT von mindestens 3 mm erzielt. Vergleicht man die beiden lichtstarken Lichtgeräte miteinander, so war die DHT des LED-Gerätes Freelight 2 in zwei Fällen (Filtek Supreme, Point 4) signifikant höher als bei der Belichtung mit dem Halogengerät Optilux 501, bei allen anderen Kompositen war kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der beiden Geräte zu erkennen.

Seitdem LED-Lichtgeräte kommerziell auf dem Markt erhältlich sind, hat sich die Technologie rapide weiterentwickelt. Ihre zweite Generation ist im Vergleich zur ersten wesentlich leistungsstärker. TSAI et al. (2004) ermittelten in ihrer Studie noch signifikant höhere Durchhärtungstiefen durch die Belichtung mit Optilux 501 im Vergleich zu Elipar Freelight, dem Vorgänger von Freelight 2. In der vorliegenden Studie jedoch stellte sich die zweite Freelight-Generation bereits als mindestens vergleichbar mit dem leistungsstarken Halogenlichtgerät Optilux 501 heraus.

Auch mit dem anderen LED-Lichtgerät im Test (Ultralume LED 2), mit der 20 Sekunden bei niedrigerer Strahlungsflussdichte belichtet wurde, waren die erzielten Durchhärtungstiefen sehr zufriedenstellend. Dieses Gerät gehört ebenfalls der zweiten LED-Generation an und stellte sich in den Ergebnissen bezüglich der DHT als entweder vergleichbar mit Freelight 2, in zwei Fällen (Z250, TPH Spectrum) sogar mit Elipar Trilight heraus. Dies unterstützt die Aussage, dass eine längere Belichtungszeit ausschlaggebender für eine ausreichende DHT ist als eine sehr hohe Lichtintensität, denn die radiometrische Messung ergab bei Ultralume LED 2 nicht einmal die Hälfte der Werte von Optilux 501 und Freelight 2. Auch in einer vorangegangenen Studie, in der ein LED- und ein Halogengerät unterschiedlicher Lichtintensität verglichen wurden (350 bzw. 750 mW/cm²) erbrachte das leistungsschwächere LED-Lichtgerät gleichwertige physikalische Eigenschaften (JANDT et al. 2000). Erwähnt werden sollte in diesem Zusammenhang, dass Messinstrumente wie Radiometer die Lichtintensität innerhalb eines bestimmten Wellenlängenbereiches messen, wobei jedoch ein Teil dieses Spektrums gar nicht zur Anregung der Fotoinitiatoren verwendet wird. So emittieren

Halogengeräte ein breiteres Blaulichtspektrum als LED-Geräte, was in der radiometrischen Messung höhere Lichtintensitäten zur Folge haben kann. Ein absoluter Leistungsvergleich zwischen den beiden Lichtgerätarten kann also nicht allein basierend auf einer solchen Messung erfolgen (MEYER et al. 2002, DUNN & BUSH 2002, ASMUSSEN & PEUTZFELD 2003). Dies unterstreicht einmal mehr die Wichtigkeit der experimentellen Untersuchung neuartiger Technologien.

Bezüglich der LED-Belichtung von Kompositen, die abgesehen von Kampferchinon über weitere Initiatoren verfügen, war wie vermutet ersichtlich, dass bei diesen zumindest in den ersten 2 mm der Proben signifikant geringere Knoop-Härten erzielt wurden als mit beiden Halogenlichtgeräten. Dies wurde auch in anderen Studien festgestellt (HOFMANN et al. 2002b, UHL et al. 2004a). Die Härten der beiden LED-Geräte unterschieden sich dabei nicht signifikant voneinander. Durch ihr enges Emissionsspektrum werden die zusätzlichen Initiatoren, die in Definite enthalten sind, nicht ausreichend aktiviert, was zu einer geringeren Polymerisation und somit zu einer niedrigeren Härte führt.

Insgesamt kann jedoch das Resümee gezogen werden, dass LED-Lichtgeräte in Bezug auf die DHT ein durchaus vergleichbares Leistungsniveau gegenüber Halogengeräten erreichen. Dies steht in Übereinstimmung mit anderen Studien (BURTSCHER & RHEINBERGER 2002, MILLS et al. 2002, BENNETT & WATTS 2004, UHL et al. 2004b). Jedoch müssen die zu belichtenden Komposite sorgfältig ausgewählt werden, da bei Materialien, die wie Definite außer Kampferchinon weitere Initiatoren enthalten, eine ausreichende Polymerisation nicht sichergestellt werden kann. Dazu gehören z. B. sehr helle, für die Restauration von gebleichten Zähnen gedachte Komposite, bei denen aufgrund seiner Eigenfarbe die Kampferchinon-Konzentration limitiert ist.

Der Vergleich zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Lichtgeräte musste bei Definite durch die Knoop-Härte gezogen werden. Im Verlauf des Versuches stellte sich nämlich heraus, dass über die DHT, wie sie in dieser Studie definiert war, in diesem besonderen Fall keine Beurteilung des

Belichtungsmodus möglich war. Bei ihrer Betrachtung fällt sofort die anscheinend geringe Leistung des Halogenlichtgerätes Optilux 501 ins Auge. Wie bereits in Kapitel 4.2.1 angedeutet, ist dieses Ergebnis jedoch als Artefakt des Versuchsaufbaus zu betrachten. Es kommt dadurch zustande, dass bereits das Härtemaximum bei diesem Material signifikant durch den Belichtungsmodus beeinflusst wird. Definite erreichte bei der Polymerisation mit Optilux 501 eine sehr hohe Maximalhärte, was die Messlatte für die DHT, die ja nach den Versuchs-kriterien 80 % davon betragen sollte, unverhältnismäßig hoch legte. Wenn man die Knoop-Härten von Definite jedoch im Einzelnen betrachtet, kann man erkennen, dass bis zu einer Tiefe von 2 mm die erzielte Härte des QTH hi Modus höher ist als die der LED-Lichtgeräte. Auch in tiefergelegenen Schichten erweist sie sich als statistisch gleich, jedoch ist hier der Vorsprung der Halogengeräte weniger ausgeprägt. Dieser Sachverhalt lässt sich durch das Emissionsspektrum der Halogenlichtgeräte erklären: Sie enthalten einen größeren Anteil kurzweiliger Strahlung als LED-Geräte, welche einer stärkeren Streuung unterliegt als langwellige Strahlen. Die Lichtwellen können daher die tiefen Schichten des Materials nicht erreichen und die Initiatoren Luzirin und Irgacure 651 dort nicht anregen.

Die Ergebnisse von Definite machen deutlich, dass die im Versuchsaufbau festgelegte Definition der DHT als diejenige Tiefe, in der 80 % der Maximalhärte der jeweiligen Probe nicht unterschritten wird, im Einzelfall zu Fehlinterpretationen führen kann. Dies könnte vermieden werden, indem für jedes Komposit ein maximaler Härte-wert bestimmt wird (z. B. durch eine Referenzbelichtung), auf den dann die Härte-werte der individuellen Probe bezogen werden.

4.2.3 Beeinflussung der Maximalhärte und der DHT durch das Material

Die Materialzusammensetzung beeinflusste sowohl die erreichte DHT als auch die Härtemaxima in den Versuchen signifikant, was in Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen steht (GAUDET et al. 2002). Filtek Z250 und Filtek

Supreme erreichten die höchsten Härtewerte, gefolgt von Definite, TPH Spectrum, Tetric Ceram und schließlich Point 4 (in absteigender Reihenfolge). Zusammen mit TPH Spectrum führte Filtek Z250 auch die Rangliste bei der DHT an. An zweiter Stelle standen hier Filtek Supreme und Tetric Ceram, gefolgt von Point 4 und Definite.

Maßgeblich beim Einfluss des Materials dürften vor allem die Art und die Größe der Füllpartikel sein, welche verantwortlich für die Streuung und somit Abschwächung der Strahlungsflussdichte sind. Aber auch der prozentuale Füllstoffanteil in der Materialkomposition und die Brechungsindizes von Matrix und Füllern sind sowohl für die DHT als auch die Maximalhärte von großer Bedeutung (LUTZ et al. 1992a). Die im Komposit Filtek Supreme verwirklichte Nanotechnologie scheint diesbezüglich sowohl hinsichtlich der DHT, als auch der maximal erreichten Härtewerte erfolgversprechend zu sein. Es wird ein sehr hoher Füllstoffanteil erzielt (78,5 %), der bei Filtek Z250 sogar noch übertroffen wird (82 %). Dies dürfte auch die hohen Härtewerte letzteren Materials erklären.

4.2.4 Einfluss der Farbe auf die DHT und das Härtemaximum

Anhand der beiden Materialien Filtek Z250 und Filtek Supreme wurde der Einfluss, den die Farbe eines Komposits auf die DHT hat, untersucht. Wie erwartet und bereits in anderen Studien beschrieben (FORSTEN 1984, VERONEZI et al. 1998, MILLS et al. 2002) reduzierte eine dunklere Farbe (A4) die DHT der getesteten Komposite im Vergleich zu den helleren Proben (A2) signifikant. Aber auch bei den A4-Prüfkörpern wurde in den getesteten Kombinationen eine Mindest-DHT von über 2 mm erreicht. Die signifikant höchste DHT wurde wie in der Farbe A2 durch Elipar Trilight im QTH std Modus erzielt. Am stärksten von allen Belichtungseinheiten wurde Freelight 2 durch die dunklere Farbe beeinflusst: Bei Filtek Z250 verringerte sich die DHT in der Farbe A4 im Vergleich zu A2 um ca. 1 mm, bei Filtek Supreme um ca. 1,5 mm. Komposite in dunklen oder opaken Farben bewirken durch ihre hohe Anzahl an Pigmenten eine stärkere Streuung der eintretenden Lichtstrahlen als

entsprechend hellere oder transluzentere Materialien. Hierdurch wird die Transmission des Lichtes durch das Material reduziert, was in tieferen Schichten der Proben bzw. der Restaurationen in einem verringerten Polymerisationsgrad resultiert.

Bezüglich der Härtemaxima hatte in einem Fall die dunkle Farbe einen signifikanten Anstieg der Härte zur Folge (Filtek Z250), bei Filtek Supreme waren die Härtemaxima in der Farbe A4 dagegen signifikant niedriger. Da wie oben erwähnt eine dunklere Farbe die Polymerisation normalerweise negativ beeinträchtigt, ist die Ursache des Anstiegs bei Filtek Z250 wahrscheinlich durch geringfügige Unterschiede der Materialkomposition der beiden Farben begründet. Zu den Lichtgeräten war festzustellen, dass Optilux 501 durch die dunkle Farbe am stärksten negativ beeinflusst wurde und es hier zu einem Absinken der Maximalhärten kam.

4.2.5 Einfluss der Probenherstellungsform bzw. des Matrizenmaterials

In der klinischen Anwendung ist der Einfluss der Farbe und Lichtdurchlässigkeit in der Umgebung einer Kompositfüllung auf die Lichtpolymerisation dieser Füllung nicht zu unterschätzen. Lichtundurchlässige Matrizensysteme aus Stahl verringern im Vergleich zu durchsichtigen Matrizen die DHT signifikant. Im Versuch wurde dieser Effekt ersichtlich durch den Vergleich der in der PTFE-Form mit den in der Stahlform hergestellten Proben bzw. durch die Verwendung einer Stahl- anstelle einer transparenten Kunststoffmatrize im Echtzahnmodell. Eine helle Umgebung reflektiert auftreffendes Licht um ein vielfaches stärker als eine dunkle, weswegen Kompositmaterialien bei der Verwendung transparenter Matrizensysteme besser aushärten als bei Zuhilfenahme lichtundurchlässiger Systeme (LUTZ et al. 1992a). Bei einer dunklen, lichtundurchlässigen Umgebung des Komposits stehen Lichtstrahlen, die in der transluzenten Umgebung (z. B. in einem transluzenten Nachbarzahn) in die Tiefe transportiert und dann in die Füllung zurückgestreut werden, zur Polymerisation nicht zur Verfügung (ERNST 2002b). Diese Einflüsse machen sich deutlich bemerkbar,

wenn man die DHT der in der Stahlform hergestellten Kompositproben betrachtet: Im Vergleich zu den Proben, die in den PTFE-Formen belichtet wurden, war bei den beiden getesteten Materialien (Filtek Z250, Filtek Supreme) die DHT um knapp ein Drittel im QTH std Modus und 24 % (Z250) bzw. 29 % (Filtek Supreme) im LED hi Modus reduziert. Auch im Echtzahnmodell war eine Verringerung der DHT von ca. einem Drittel bei beiden Belichtungsmodi zu beobachten.

Im Diagramm konnten mittels der Regressionsanalyse auch für die nicht in der Stahlform getesteten Komposite diejenigen Durchhärtungstiefen prognostiziert werden, welche bei Verwendung der Stahlform zu erwarten gewesen wären. Dabei stellte sich heraus, dass selbst bei der kritischsten aller Kombinationen, nämlich den Proben des Komposits Filtek Supreme in der Farbe A4 polymerisiert mit Freelight 2, voraussichtlich eine DHT von fast 2 mm erreicht worden wäre.

Die einzige Kombination, die diesen Mindestwert verfehlte, waren die Proben des Komposits Definite, polymerisiert im QTH hi Modus. Wie jedoch schon unter 4.2.2 beschrieben, kann dies nur eingeschränkt auf die klinische Anwendung bezogen werden, da dieser „Misserfolg“ eher als Artefakt des Versuchsaufbaus zu betrachten ist und aus der Definition für die DHT in dieser Studie resultiert.

4.2.6 Studien zu weiteren Parametern von LED-Geräten

Die DHT und die Knoop-Härte von Kompositen sind zwei der aussagekräftigsten und meistuntersuchten Parameter, um die Leistung von Lichthärtegeräten zu beurteilen. Andere Studien zur LED-Polymerisation evaluieren Biege- und Druckfestigkeit, Konversionsrate, marginale Spaltbildung oder Temperaturerhöhung. Insofern vervollständigt die vorliegende Untersuchung die bereits gewonnenen Erkenntnisse.

Studien zur Biegefestigkeit (MILLS et al. 2002, ASMUSSEN & PEUTZFELD 2003) und zur Druckfestigkeit (JANDT et al. 2000) ergaben entweder keine

signifikanten Unterschiede zwischen LED- und Halogengeräten, zumindest aber wurden die ISO-Anforderungen durch die LED-Geräte erreicht. Was die während der Polymerisation auftretende Temperaturerhöhung angeht, so schnitten LED-Lichtgeräte in vorangegangenen Studien zum Teil signifikant besser ab als Halogengeräte (HOFMANN et al. 2002b, UHL et al. 2003b). Bezüglich der Polymerisationskontraktion ergaben die Untersuchungen von HOFMANN et al (2002b), dass zumindest bei Belichtung mit gleichbleibender Strahlungsflussdichte die LED-Lichtgeräte in ihrer Studie eine niedrigere Kontraktion zur Folge hatten als Halogengeräte.

4.3 Schlussfolgerung

Die beiden LED-Lichtgeräte, die in der vorliegenden Studie getestet wurden und der zweiten Generation kommerziell erhältlicher LED-Geräte angehören, erreichten zwar bezüglich der DHT nicht immer das Niveau der Halogen-Standardpolymerisation, erbrachten aber insgesamt sehr zufriedenstellende Ergebnisse. In der Inkrementtechnik wird eine Schichtung des Materials von höchstens 2 mm empfohlen, dieser Grenzwert wurde in allen Testgruppen erreicht und kann somit für die klinische Anwendung als Orientierung gelten. Bei der Verwendung dunklerer Farben ist zu beachten, dass die DHT durch sie verringert und die LED-Polymerisation stärker beeinträchtigt wird als die Halogenbelichtung. Trotzdem erweist sich auch hier eine Schichtung von 2 mm als ein durchaus vertretbarer Richtwert. Gleiches gilt für die Verwendung von Stahlmatrizen: Obwohl sie eine Verringerung der DHT von rund einem Drittel im Vergleich zu transparenten Kunststoffmatrizen zur Folge haben, wurden die geforderten 2 mm in allen Testkombinationen erzielt. Zusammengefasst kann die Aussage getroffen werden, dass die Technologie der LED-Polymerisation nach relativ kurzer Zeit bereits an die von Halogenlichtgeräten heranreicht. Für Definite, welches stellvertretend für andere Komposite steht, die abgesehen von Kampherchinon über zusätzliche Initiatorsysteme verfügen, lässt sich mit dem

durchgeführten Versuchsaufbau bezüglich der DHT jedoch keine feste Aussage treffen.

5 Zusammenfassung

Die Polymerisation lichthärtender Komposite wurde bisher vor allem mit Halogenlichtgeräten durchgeführt. Eine neue Geräteentwicklung beruht auf der LED (Light Emitting Diodes)-Technologie: Hierbei werden die benötigten Lichtwellen mithilfe der Halbleitertechnik generiert und von Dioden ausgestrahlt. Das emittierte Spektrum ist genau auf den Fotoinitiator Kampferchinon abgestimmt. Im Gegensatz zu Halogengeräten ist daher die Filterung des blauen Lichtes überflüssig. Mit dem höheren Wirkungsgrad und der längeren Lebensdauer vereinen LED-Geräte wesentliche Vorteile gegenüber herkömmlichen Lichthärtegeräten. Jedoch muss jede neu entwickelte Technik in ihrer Anwendung untersucht werden, um die Qualität im klinischen Ergebnis gewährleisten zu können.

Ziel dieser Studie war es daher, LED-Technik und Halogenpolymerisation zu vergleichen. Zielgröße dieses Vergleiches war die Durchhärtungstiefe (DHT) der belichteten Komposite, die für die Füllungsqualität von großer Bedeutung ist. Sechs kommerziell erhältliche Materialien (Filtek Supreme, Filtek Z250, Point 4, TPH Spectrum, Definite, Tetric Ceram) wurden mit jeweils einem sehr lichtintensiven (Optilux 501 bzw. Freelight 2) und einem standardmäßig ausgestatteten Halogen- und LED-Polymerisationsgerät (Elipar Trilight, Ultralume LED 2) ausgehärtet. Die Polymerisation fand in Probenherstellungsformen aus transluzentem PTFE-Material und in Stahlformen statt. Außerdem wurden zur Überprüfung der Eignung des Versuchsaufbaus Proben in einem Echtzahnmodell hergestellt, wobei Kunststoff- und Stahlmatrizen zur Anwendung kamen. Die Belichtungszeit betrug bei den leistungsstarken Geräten jeweils 10, bei den standardmäßig ausgestatteten jeweils 20 Sekunden, um zu untersuchen, ob die von den Herstellern propagierte Zeitersparnis bei erstgenannten ohne Qualitätsverlust einhergeht. Geprüft wurden Komposite der Farbe A2, von zwei Materialien (Filtek Z250, Filtek Supreme) wurden zusätzlich dunklere Proben (A4) hergestellt. Die Lagerung der belichteten Proben betrug 7 Tage bei Trockenheit

und 37 °C. Die DHT wurde indirekt über die Knoop-Härte bestimmt und war definiert als diejenige Schicht, in der noch 80 % der maximal erzielten Knoop-Härte erreicht wurde. Voraussetzung für den Vergleich der Lichtgeräte war, dass die Maximalhärtigkeit unbeeinflusst vom Belichtungsmodus blieb, was für fast alle Materialien erfüllt wurde. Die Erkenntnisse dieser Studie lassen sich wie folgt zusammenfassen:

Die DHT wurde von den Variablen Belichtungsmodus, Material, Farbe und Probenherstellungsform signifikant beeinflusst. In der Farbe A2 erzielten Filtek Z250 und TPH Spectrum die höchsten Werte. Bei den Lichtgeräten erbrachte die Halogen-Polymerisation mit Elipar Trilight für alle Materialien die höchste DHT, wobei beide LED-Lichtgeräte zum Teil äquivalente Ergebnisse erzielten. Dunkle Farben verringerten die erreichte DHT signifikant, jedoch war der Einfluss auf die Materialien unterschiedlich stark. Auch die Lichtgeräte wurden durch die dunkle Farbe beeinflusst, wobei sie die Polymerisation mit Freelight 2 am stärksten beeinträchtigte. Eine lichtundurchlässige Umgebung der Proben (Stahlform bzw. -matrize) verringerte die DHT um ca. ein Drittel gegenüber einer transparenten Begrenzung. Auch hier waren die Lichtgeräte unterschiedlich betroffen, wobei in diesem Fall Elipar Trilight stärker negativ beeinflusst wurde als Freelight 2. Die Kombinationen aus Materialien und Lichtgeräten konnten in allen Fällen eine DHT von 2 mm erzielen. In einem Fall (Definite) erwies sich die gewählte Definition des Parameters DHT jedoch als ungeeignet, Vergleiche zwischen den Lichtgeräten zu ziehen. Die Beurteilung erfolgte daher über die Knoop-Härte, wobei sich herausstellte, dass die LED-Belichtung eine signifikant geringere Härte zur Folge hatte als die Polymerisation mit Elipar Trilight. Die Ursache liegt darin begründet, dass Definite neben Kampferchinon über die beiden Initiatorsysteme Luzirin und Irgacure 651 verfügt. Diese weisen in ihrem Absorptionsmaximum eine wesentlich höhere Kongruenz mit den Emissionsspektren der Halogengeräte auf.

Die LED-Technologie stellt sich jedoch insgesamt, vor allem seit der Entwicklung der zweiten Gerätegeneration, als geeignet heraus, Halogengeräte

in ihrer Funktion abzulösen. Da sie ihnen qualitativ nicht nachzustehen scheinen und darüber hinaus einige zusätzliche Vorteile in sich vereinen, liegt die Vermutung nahe, dass sie die Polymerisationstechnik der Zukunft darstellen.

6 Literaturverzeichnis

Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Light-emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites. *Quintess Int* 34(1), 71-75 (2003).

Baharav, H., Abraham, D., Cardash, H.S., Helfft, M.: Effect of exposure time on the depth of polymerisation of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil* 15, 167-172 (1988).

Bennett, A.W., Watts, D.C.: Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation time. *Dent Mater* 20, 72-79 (2004).

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

Bowen, R.L., Rapson, J.E., Dickson, G.: Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* 61(5), 654-658 (1982).

Burtscher, P., Rheinberger, V.: Efficiency of LED Lights in comparison to halogen lamps. *J Dent Res* 81 (Spec Iss A), Abstr No 3975 (2002).

Caughman, W.F., Caughman, G.B., Shiflett, R.A., Rueggeberg, F., Schuster, G.S.: Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomater* 12, 737-740 (1991).

Chan, K.C., Boyer, D.B.: Curing light-activated composite resins through dentin. *J Prosthet Dent* 54(5), 643-645 (1985).

Correa, I.C., Miranda Jr., W.G., Tavares, M.I.B., Gomes Filho, A.C.V.: Light spectrum and photoinitiators: A NMR study of unreacted monomers. J Dent Res 81 (Spec Iss A), Abstr No 0476 (2002).

Danesh, G., Davids, H., Kaup, M., Dammaschke, T., Reinhardt, K.-J., Ott, K.: Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. Dtsch Zahnärztl Z 56, 161-165 (2001).

Davidson-Kaban, S.S., Davidson, C.L., Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Erdilek, N.: The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. Dent Mater 13, 344-352 (1997).

DeWald, J.P., Ferracane, J.L.: A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. J Dent Res 66(3), 727-730 (1987).

Dunn, W.J., Bush, A.C.: A comparison of polymerisation by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. JADA 133, 335-341 (2002).

Ernst, C.P. : Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation. Teil I. ZWR 111(5), 239-248 (2002a).

Ernst, C.P.: Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation. Teil II. ZWR 111(6), 309-318 (2002b).

Ernst, C.P., Heimeier, I., Stender, E., Willershausen, B.: Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. Dtsch Zahnärztl Z 55(2), 139-144 (2000).

Ernst, C.P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. ZM 7, 30-35 (2003).

Fan, P.L., Schumacher, R.M., Azzolin, K., Geary, R., Eichmiller, F.C.: Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *JADA* 133, 429-434 (2002).

Ferracane, J.L.: Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1, 11-14 (1985).

Forsten, L.: Curing depth of visible light-activated composites. *Acta Odontol Scand* 42, 23-28 (1984).

Gaudet, S., Burgess, J.O., Li, L.: Depth of cure of three composites cured with three curing lights at three times. *J Dent Res* 81 (Spec Issue A), Abstr No 0482 (2002).

Georges, A.S., Bayne, S.C., McNeil, L.E., Thompson, J.Y., Swift, E.J.: Visible curing light transmission through composite vs enamel and dentin. *J Dent Res* 81 (Spec Iss A), Abstr No 0508 (2002).

Hofmann, N., Hugo, B., Klaiber, B.: Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 110, 471-479 (2002b).

Hofmann, N., Markert, T., Hugo, B., Klaiber, B.: Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part II: Hardness and solubility. *Am J Dent* 17, 38-42 (2004).

Hofmann, N., Renner, J., Hugo, B., Klaiber, B.: Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs. standard or soft-start halogen light irradiation. *J Dent* 30, 223-232 (2002a).

Ilie, N., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Strategien der Lichtpolymerisation und deren Auswirkungen auf die initiale Härte und Polymerisationstiefe. Dtsch Zahnärztl Z 59(7), 398-404 (2004).

Janda, R.: Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern. Teil 1: Der Zahnschmelz. Phillip J Restaur Zahnmed 5(4), 210-220 (1988).

Jandt, K.D., Mills, R.W., Blackwell, G.B., Ashworth, S.H.: Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 16, 41-47 (2000).

Kalliyana Krishnan, V., Yamuna, V.: Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light curing radiopaque dental composite. J Oral Rehabil 25, 747-751 (1998).

Klaiber, B., Haller, B.: Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit. Dtsch Zahnärztl Z 43, 893-899 (1988).

Kullmann, W.: Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten. ZWR 96(4), 320-330 (1987).

Kurachi, C., Tuboy, A.M., Magalhaes, D.V., Bagnato, V.S.: Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 17, 309-315 (2001).

Leung, R.L., Adishian, S.R., Fan, P.L.: Postirradiation comparison of photoactivated composite resins. J Prosthet Dent 54(5), 645-649 (1985).

Lovell, L.G., Lu, H., Elliott, J.E., Stansbury, J.W., Bowman, C.N.: The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater* 17, 504-511 (2001).

Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7, 107-113 (1991).

Lutz, F., Krejci, I., Frischknecht, A.: Lichtpolymerisation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102(5), 575-582 (1992a).

Lutz, F., Krejci, I., Frischknecht, A.: Lichtpolymerisationsgeräte. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102(5), 565-572 (1992b).

Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.-F., Imfeld, Th.: Komposits – Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 93(10), 914-929 (1983).

Martin, N., Jedyakiewicz, N.: Measurement of water sorption in dental composites. *Biomater* 19, 77-83 (1998).

Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerisation". *J Dent* 25(3-4), 321-330 (1997).

Meyer, G.R., Ernst, C.P., Willershausen, B.: Decrease in power output of new light-emitting diodes (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 4(3), 197-204 (2002).

Mills, R.W., Uhl, A., Blackwell, G.B., Jandt, K.D.: High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerisation of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater* 23, 2955-2963 (2002).

Nitsche, R. / Wolf, K.A.: Kunststoffe, Bd. 2: Praktische Kunststoffprüfung. Springer-Verlag (1961), S. 9.

Örtengren; U., Wellendorf, H., Karlsson, S., Ruyter, I.E.: Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil* 28, 1106-1115 (2001).

Park, Y.J., Chae, K.-H., Rawls, H.R.: Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 15, 120-127 (1999).

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

Quance, S.C., Shortall, A.C., Harrington, E., Lumley, P.J.: Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *J Dent* 29, 553-560 (2001).

Rahiotis C., Kakaboura, A., Loukidis, M., Vougiouklakis, G.: Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 112, 89-94 (2004).

Reinhardt, K.-J.: Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 46(3), 204-208 (1991).

Roulet, J.-F.: A materials scientist's view: Assessment of wear and marginal integrity. *Quintess Int* 18(8), 543-552 (1987).

Rueggeberg, F.A.: Determination of resin cure using infrared analysis without an internal standard. *Dent Mater* 10, 282-286 (1994a).

Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Curtis, J.W. Jr: Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 19, 26-32 (1994b).

Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Curtis, J.W. Jr., Davis, H.C.: Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 6, 91-95 (1993).

Rueggeberg, F.-A., Craig, R.G.: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 67 (6), 932-937 (1988).

Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., Hannigan, A.: Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: An in vitro study. *Quintess Int* 32(5), 401-405 (2001).

Stansbury, J.W., Dickens, S.H.: Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater* 17, 71-79 (2001).

Suh, B.I., Cripe, C.A., Yin, R.: Light intensity and exposure time effects on light-cured composites. *J Dent Res* 77 (IADR Abstracts), Abstr No 73 (1998).

Tsai, P.C.L., Meyers, I.A., Walsh, L.J.: Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 20, 364-369 (2004).

Uhl, A., Michaelis, C., Mills, R.W., Jandt, K.D.: The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater* 20, 21-28 (2004a).

Uhl, A., Mills, R.W., Jandt, K.D.: Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomater* 24, 1809-1820 (2003).

Uhl, A., Mills, R.W., Jandt, K.D.: Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater* 24, 1787-1795 (2003).

Uhl, A., Sigusch, B.W., Jandt, K.D.: Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater* 20, 80-87 (2004b).

Vankerckhoven, H., Lambrechts, P., van Beylen, M., Davidson, C.L., Vanherle, G.: Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *J Dent Res* 61, 791-796 (1982).

Venhoven, B.A.M., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Light initiation of dental resins: Dynamics of the polymerization. *Biomater* 17(24), 2313-2318 (1996).

Veronezi, M.C., Curvelo, V.P., Bastos, M.T.A.A., Legramandi, D.B.: Influence of the light-curing units on the depth of cure of two shades of composite resin. *J Dent Res* 77 (IADR Abstracts), Abstr No 430 (1998).

Wassell, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W.G.: Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater* 8, 218-223 (1992).

Watts, D.C., Amer, O.M., Combe, E.C.: Surface hardness development in light-cured composites. *Dent Mater* 3, 265-269 (1987).

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P., Vanherle, G.: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8, 310-319 (1992).

Yap, A.U.J., Seneviratne, C.: Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 26, 460-466 (2001).

Yearn, J.A.: Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J 35, 218-225 (1985).

7 Anhang: Herstellerverzeichnis

Applikationspistole:	Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz
Autopolymerisat:	Paladur transparent, Heraeus Kulzer, D-63450 Hanau
Bandmatrize:	Kunststoffmatrizenband, Nr. 686, 8 mm, Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
Computerprogramme:	Microsoft Excel, Microsoft, Redmont WA, USA SPSS for Windows 10.0, SPSS Inc., Chicago Ill, USA
Digital-Stoppuhr:	Conrad, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
Einmal-Applikator:	Kerr Applikator Tip, Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
Einmal-Skalpell:	Nr. 11, Ustomed, D-78532 Tuttlingen
Epoxidharz:	Araldit, Ciba GmbH, D-79664 Wehr (jetzt: Vantico GmbH&Co KG)
Feinkorndiamant:	#836 KR.314.012, Komet GmbH, D-74354 Besigheim
Glyceringel:	Airblock, Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz
Härteprüfgerät:	3212 Kleinhärteprüfgerät, Zwick, Materialprüfung, D-89079 Ulm-Eisingen
Holzkeile:	Sycamore Interdental Wedges, 829/60 (rot); Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
Komposite:	Filtek Supreme (A2 / A4), 3M ESPE AG, D-82229 Seefeld; Ch#TA / 2AA Filtek Z250 (A2/A4), 3M ESPE AG, D-82229 Seefeld; Ch#1MG / 20020725 Point 4, SDS Kerr, Orange, USA; Ch#205C57 TPH Spectrum, Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz; Ch#206000875

	Definite, Degussa AG, D-63403 Hanau; Ch#30002260
	Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent GmbH, D-73479 Ellwangen; Ch#E52762
Kunststoffteilmatrizen:	Vorgeformte Teilmatrizen für Molaren, Adapt Sectional Matrix System, Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
Kunststoffzähne:	Orthognathe Frasaco-Zähne, Franz Sachs&Co GmbH, D-88069 Tettnang
Matrizenhalter:	Kunststoffspannring, Adapt Sectional Matrix System, Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
Metallteilmatrizen:	Vorgeformte Teilmatrizen für Molaren, Adapt Sectional Matrix System, Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
Mikrometerschraube:	#156-105, Mitutoyo, D-41469 Neuss
Objektträger:	Exakt GmbH, D-22851 Norderstedt
Parallelschleifmaschine:	Exakt Mikroschleifsystem, Exakt GmbH, D-22851 Norderstedt
Polymerisationsgeräte:	Optilux 501, SDS Kerr Demetron, Danbury, CT, USA
	Ultralume LED 2, Ultradent GmbH, D-81829 München
	Elipar Trilight, 3M ESPE AG, D-82229 Seefeld
	Elipar Freelight 2, 3M ESPE AG, D-82229 Seefeld
Radiometer:	Model 100 Curing Radiometer, Demetron Research Corp., Danbury, CT, USA
	Optilux 501 eingebautes Radiometer, SDS Kerr Demetron, Danbury, CT, USA
Schleifpapier:	Struers GmbH, D-47877 Willich

Sekundenkleber:	Hermes GmbH&Co KG, D-22547 Hamburg #1733, Renfert GmbH, D-78247 Hilzingen
Silikon:	Provil, Heraeus Kulzer, D-63450 Hanau
Wärmeschrank:	Typ KB 600, Heraeus Kulzer, D-63450 Hanau
Winkelstück:	Rotring-Winkelstück, KaVo Dental GmbH, D-88400 Biberach
Zementspatel:	Hu Friedy, D-69181 Leimen

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber danke ich für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas.

Herrn Prof. Dr. med. dent. A. Renk danke ich für die Übernahme des Korreferats.

Mein besonders herzlicher Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. N. Hofmann, der mich sowohl bei der Durchführung des experimentellen Teiles als auch bei der statistischen Auswertung der gewonnenen Ergebnisse tatkräftig unterstützt hat. Mit seinem umfangreichen Fachwissen stand er mir immer engagiert und freundlich zur Seite und hat mich konstruktiv an das wissenschaftliche Arbeiten herangeführt.

Ich bedanke mich weiterhin bei den Mitarbeitern der Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und Zahnheilkunde für ihre freundliche Unterstützung.

Ein Dankeschön gilt auch meinen Eltern, meiner Schwester, Matt, und meinen Freunden für ihre Motivation und Unterstützung.