

**AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND
KIEFERHEILKUNDE
DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG**

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Lotzmann

-Abteilung für Zahnerhaltung-
Direktor: Prof. Dr. V. Stachniss

**In-vitro Untersuchung zum Vergleich von
Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt

von

Roland Bärwald

aus Stolzenau

Marburg 2005

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg am 16.06.2005

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. Bernhard Maisch

Referent: Prof. Dr. Vitus Stachniss

Korreferent: Prof. Dr. Michael Gente

**Meiner Freundin Mado
und meiner Familie gewidmet**

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1. Literaturrecherche	3
2.2. Polymerisationsverfahren	3
2.2.1. Polymerisation mit Halogenlicht	3
2.2.2. Polymerisation mit Plasmalampen	4
2.2.3. Laserpolymerisation	6
2.2.4. Polymerisation mit blauen Leuchtdioden (LED)	7
2.3. Fotoinitiatorsysteme in Kompositmaterialien	9
2.4. Härtemessverfahren	12
2.4.1. Polymerisationsbeurteilung durch Härtemessverfahren	12
2.4.2. Die verschiedenen Messverfahren	12
2.4.3. Härtemessverfahren nach Vickers	13
2.4.4. Härtemessverfahren nach Knoop	14
2.4.5. Härtemessverfahren nach Barcol	15
3. Zielsetzung der vorliegenden Arbeit	17
4. Material und Methode	18
4.1. Versuchsdesign	18
4.2. Überprüfung der Energieleistung	19
4.3. Herstellung der Prüfkörper	19
4.4. Härtemessung und Lagerung der Prüfkörper	22

5. Ergebnisse	26
5.1. Deskriptive Statistik	25
5.1.1. Ergebnisse zur Überprüfung der Energieleistung	25
5.2. Statistische Tests	34
5.2.1. Vergleich der Lampen Halogen vs. LED	34
5.2.2. Härte in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer	43
6. Diskussion	47
6.1. Material und Methode	47
6.1.1. Auswahl der Lampen	47
6.1.2. Herstellung der Kompositprüfkörper	49
6.1.3. Restaurationsmaterial	50
6.1.4. Wasserlagerung	52
6.1.5. Lagerungsdauer	52
6.1.6. Härtemessverfahren	53
6.2 Ergebnisse	55
6.2.1. Ergebnisse hinsichtlich der Polymerisationsmethode	55
6.2.2. Ergebnisse hinsichtlich der Lagerungsdauer	56
6.3. Abschließende Bewertung der Ergebnisse	57
6.4. Klinische Schlussfolgerung	59

7. Zusammenfassung	60
7.1. Zusammenfassung - Marburger Bibliographie	64
7.2. Zusammenfassung – Abstract	65
7.3. Zusammenfassung – Abstract, Englisch	66
8. Literaturverzeichnis	67
9. Materialverzeichnis	84
10. Danksagung	86
11. Tabellarischer Lebenslauf	87
12. Verzeichnis Akademische Lehrer	88
13. Ehrenwörtliche Erklärung	89

1. Einleitung und Problemstellung

Die Lichtpolymerisation ist heutzutage ein unentbehrliches zahnmedizinisches Standardverfahren. Die konventionelle Polymerisation von Kompositmaterialien wurde bisher durch Licht auf der Basis von Halogenlampen ausgeführt, welche weißes Licht emittieren.

Das Absorptionsspektrum des Fotoinitiators Kampherchinons reicht von 360 bis 520 nm und besitzt ein Absorptionsmaximum bei 465 nm. Damit ein Halogenlicht-Polymerisationsgerät vorrangig Licht im Bereich dieser Wellenlänge ausstrahlt, muss ein Blaufilter das Spektrum auf einen Wellenlängenbereich von 380-520 nm eingrenzen. Dadurch wird der Fotoinitiator von dem Licht der Halogenlampe besser zur Polymerisation von Kompositen angeregt. Die Strahlungsintensität von Halogenlampen im oben genannten Wellenlängenbereich ist aber relativ niedrig. Nur 2% der zugeführten Energie sind als Nutzlicht verfügbar.

Eine neue Technik beruht darauf, dass das zur Polymerisation benötigte Licht von LEDs (Light Emitting Diodes) generiert wird. Diese Dioden emittieren Licht in einem Wellenlängenbereich von 450-490 nm. Damit trifft ihr Lichtspektrum recht genau das Empfindlichkeitsmaximum des Fotoinitiators Kampherchinon. Das emittierte Licht kann somit ohne Zwischenschaltung eines die Lichtleistung reduzierenden Filters zur Polymerisation von Kompositen, die diesen Fotoinitiator beinhalten, genutzt werden.

Während bei den Halogenlampen eine elektrische Leistung von 75 Watt zum Betrieb der Lampe erforderlich ist, ist bei den LED-Lampen lediglich eine elektrische Leistung von 5 Watt nötig. Dadurch ist einerseits die Wärmeentwicklung bei den LED-Lampen wesentlich geringer als bei den Halogenlampen. Andererseits lassen sich Polymerisationsgeräte herstellen, die mit Akkumulatoren betrieben werden können und keinen Ventilator oder andere aktive Kühlsysteme benötigen. Somit lassen sich kleinere Polymerisationslampen herstellen, die ein besseres Handling am Patienten und aufgrund der entbehrlichen Lüfter eine bessere Hygienefähigkeit besitzen.

Weitere Vorteile dieser neuen Technologie bestehen in der langen Lebensdauer der LEDs und deren geringer Leistungsabfall. Im Gegensatz zu Halogenlampen, die nur mehrere hundert Stunden betrieben werden können,

laufen LEDs mehrere tausend Stunden. Zudem brauchen LED-Lampen keine Reflektoren, so dass eine konstante Lichtleistung gewährleistet werden kann.

Bei der Entwicklung neuer Technologien stellt sich die Frage, ob die Polymerisation mit gleicher Effizienz durchführbar ist, wie mit der herkömmlichen Technik. Um die beiden Polymerisationsverfahren miteinander zu vergleichen, werden Härteprofile von Kompositen erstellt, wobei die gleiche Polymerisationszeit von 40 s zur Anwendung kommt.

2. Literatur

2.1. Literaturrecherche

Die Literaturrecherche für die vorliegende Dissertation erfolgte mittels Internet und Handsuche. Die Handsuche beschränkte sich auf die Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift für die Jahrgänge von 1998 bis 2004.

Bei der Literaturrecherche im Internet kamen zwei verschiedene Methoden zur Anwendung. Die meisten Literaturverweise konnten in der Datenbank „PubMed“ gefunden werden. Dabei wurden die Suchbegriffe “LED curing”, “depth of cure”, “composite curing depth of cure”, “Barcol hardness composite”, “photoinitiator composite” und “camphorquinone” benutzt. Als Limits wurden entweder randomisierte Studien oder Metaanalysen, human und all languages verwendet.

Die andere Methode zur Literatursuche im Internet, bestand in der Verwendung der Suchmaschine google. Darin wurde mit den Begriffen “Barcol hardness” und “LED curing depth of cure composite“ recherchiert.

2.2. Polymerisationsverfahren

2.2.1. Polymerisation mit Halogenlicht

Auf dem Markt verfügbare Halogenlampen zur Photopolymerisation bestehen im Allgemeinen aus einer Wolfram-Halogen-Lampe mit nachgeschaltetem Filtersystem sowie einem Lichtübertragungssystem [Dental Vademekum, 1989]. Aus einer elektrischen Leistung von 75 Watt produziert die Wolfram-Halogen-Lampe eine ausreichende Lichtmenge im blauen Bereich. Allerdings sind nur 2% der Energie als Nutzlicht verfügbar und 98% verpuffen als Hitze [Lutz et al., 1992]. Eine konstante Lichtmenge im blauen Bereich wird über 3-9 Monate erreicht. Danach kann es zu Leistungsverlusten der Halogenlampen durch Ablagerung von aus der Heizwendel ausgetretenem Metall Dampf an der Innenseite des Glases kommen [Albers, 1996; Ernst, 2002]. Weitere Leistungseinbußen treten durch Kolbentrübung, Kolbenschwärzung, Reflektortrübung, Defokussierung, Filtertrübung und Überhitzung auf

[Friedmann, 1989; Lutz et al., 1992]. Auch der Abstand des Lichtaustrittsfensters zum polymerisierenden Komposit beeinflusst den Polymerisationsgrad [Ernst et al., 2000; Meyer et al., 2002; Bennett et al., 2004].

Das durch die Wolfram-Halogen-Lampe emittierte weiße Licht wird durch einen Blaufilter auf den Wellenlängenbereich von 380-520 nm eingegrenzt [Lutz et al., 1992; Albers, 1996; Ernst et al., 1996], der dem des Fotoinitiators entspricht.

Ein konventionelles Lichtpolymerisationsgerät sollte zur Sicherstellung von Leistungsreserven eine Strahlenflussdichte von 600-800 mW/cm² aufweisen [Ernst, 2002] und regelmäßig mit geeigneten Messgeräten überprüft werden [Thormann et al., 1999].

Die maximale Durchdringungstiefe des Halogenlichtes beträgt im Kompositmaterial abhängig von Farbe und Füllkörperanteil ca. 2-3 mm. Ernst et al. [Ernst et al., 1996] verglichen sieben Halogen-Polymerisationsgeräte und fanden maximale Polymerisationstiefen zwischen 2 und 4 mm, die auch unter Dauerbelastung weitgehend konstant blieben.

Die Polymerisation mit konventionellen Halogenlampen wird mit 40 s pro Inkrement, welche eine Dicke von 2-3 mm nicht überschreiten sollten, angegeben. Nur unter dieser Voraussetzung kann eine vollständige Polymerisation des Füllungswerkstoffes gewährleistet werden [Baharav et al., 1988; Lutz et al., 1992].

2.2.2. Polymerisation mit Plasmalampen

Ein anderes Verfahren zur Polymerisation von Kompositen nutzt eine Plasma-Gas - Entladungslampe. Bei einem Plasma handelt es sich um ein leuchtendes, hochionisiertes, elektrisch leitendes Gasmisch, welches bei der Ionisation des Füllgases edelgasgefüllter Entladungsröhren entsteht [Brockhaus, 1992]. Auch bei diesen Lampen wird weißes Licht emittiert, das durch einen Blaufilter auf den zur Polymerisation notwendigen Wellenlängenbereich limitiert wird. Dieser ist allerdings enger eingegrenzt (440-500 nm) als bei Halogenlampen (400-500 nm) und damit besser auf das Absorptionsspektrum des Fotoinitiators Kampherchinon abgestimmt [Rueggeberg, 2000; Ernst, 2002; Yoon et al., 2002].

Duret berichtet über ein hochenergetisches Polymerisationsgerät, eine Argon-Plasma-Lampe der ersten Generation, welches eine Strahlungsintensität von 1320 mW/cm^2 aufweist. Seine Untersuchungen belegen, dass bei einer Polymerisationszeit von nur 3 s, bei einzelnen Kompositmaterialien, höhere Knoop-Härten sowohl an der Oberfläche als auch in 1 mm und 2 mm Tiefe im Vergleich zur konventionellen 40-Sekunden Polymerisation gemessen wurden [Duret, 1998].

Inzwischen liegen aber zahlreiche Studien vor, die zeigen, dass eine Polymerisation von 3 s mit einer Plasmalampe nicht die Polymerisationsqualität einer 40-sekündigen Halogenbelichtung erreicht. Bei 2 mm dicken Kompositproben liegt die Konversionsrate im Vergleich zum Halogenlicht um 50% niedriger [Latta et al., 2000; Peutzfeldt et al., 2000; Rahiotis et al., 2004], die relative Oberflächenhärte ist signifikant reduziert [Ergle et al., 2000; Roberts et al., 2000; Ernst et al., 2001; Tonioli et al., 2001], die vorhandenen Restmonomere [Roberts et al., 2000] bzw. Restdoppelbindungen sind verdoppelt [Peutzfeldt et al., 2000] oder wurden sogar in 4- bis 7-facher Menge vorgefunden [Munksgaard et al., 2000]. Zudem ist die Löslichkeitsresistenz von Kompositen bei Plasmapolymersation um mehr als 30% erniedrigt [Ergle et al., 2000] und es kommt zu einem signifikanten Temperaturanstieg in der Pulpa [Palmer et al., 2002].

Burtscher et al. [Burtscher et al., 2000] empfehlen mindestens 3 Polymerisationszyklen je 3 s für eine sichere Polymerisation. Auch in Studien, bei denen physikalische Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Vickers- oder Knoop-Härte untersucht wurden, erzielte die Polymerisation mit Plasmalicht schlechtere Ergebnisse als die Polymerisation mit Halogenlicht [Danesh et al., 2001; Sharkey et al., 2001; Tonioli et al., 2002].

In einigen Untersuchungen wurde festgestellt, dass es bei der hochenergetischen Polymerisation von Kompositen zu vermehrten Abrissen des Füllungsmaterials von der Zahnhartsubstanz kommt. Dies scheint mit einem sehr schnellen initialen Spannungsaufbau innerhalb des Kompositgefüges zusammenzuhängen, der den adhäsiven Verbund stark belastet [Suh et al., 1998; Harris et al., 1999; Bouschlicher et al., 2001; Ducksworth et al., 2001].

2.2.3. Laserpolymerisation

Laser-Licht ist eine nahezu monochromatische, kohärente und kollimierte elektromagnetische Strahlung im sichtbaren, infraroten und auch im ultravioletten Bereich des Spektrums [Heidemann, 1999]. Monochromasie bedeutet Einfarbigkeit, also die Emission elektromagnetischer Strahlung in einem sehr engen Frequenzbereich. Kohärenz bedeutet, dass alle Elementarwellen des abgegebenen Laserlichtes eine feste Phasenbeziehung zueinander haben, die auf einen zum gleichen Zeitpunkt ablaufenden Emissionsprozess zurückzuführen ist. Kollimiert bedeutet ein nahezu paralleles Lichtbündel [Thull, 1999].

Die großen Vorteile einer Polymerisation mit Laserlicht sind die exakte Einstellung seiner Lichtemission in einem eng begrenzten Wellenlängenbereich auf das Absorptionsspektrum des jeweiligen Fotoinitiators [Meniga et al., 1997] und laut Herstellerangaben eine verkürzte Polymerisationszeit. Mit dem Laser kann eine hohe Konversionsrate erzielt werden, woraus gute physikalische Eigenschaften resultieren [Harris et al., 1999; Shata et al., 2000].

Bei der Polymerisation mit Laserlicht kommt es, ähnlich wie bei Plasmalampenpolymerisation, durch die hohe Polymerisationsgeschwindigkeit sehr schnell zum internen Spannungsaufbau, der zu vermehrten Desintegrationen am Kavitätenrand führen kann [Shata et al., 2000]. Burtscher et al. [Burtscher et al., 1998] fanden heraus, dass Biegefestigkeit und Härte bei einer 10-sekündigen Laserpolymerisation signifikant geringer sind als bei einer 40-sekündigen Halogenlichtpolymerisation.

Eine abschließende Bewertung der Polymerisation mit Laserlicht scheint beim derzeitigen Wissensstand nicht möglich.

2.2.4. Polymerisation mit blauen Leuchtdioden (LED)

Ein neueres Verfahren zur Polymerisation von Kompositen nutzt das Licht von blauen Leuchtdioden (LEDs). Leuchtdioden basieren auf Halbleiterverbindungen, die den Strom direkt in Licht umwandeln. Halbleiter sind Festkörper, die in reinem Zustand bei niedrigen Temperaturen isolieren und bei höheren Temperaturen hingegen eine Leitfähigkeit aufweisen [Ernst, 2002]. Um die elektrische Leitfähigkeit eines Halbleiters gezielt einzustellen, wird reines Halbleitermaterial mit Fremdatomen dotiert. Die in der Zahnheilkunde verwendeten blauen LEDs verwenden den Halbleiter Galliumnitrid [Ernst, 2002; Leonard et al., 2002].

LEDs (Light Emitting Diodes) scheinen eine Alternative zum konventionellen Halogenlicht zu sein, da die blauen LEDs ausschließlich Licht im blauen Bereich emittieren, wodurch ein optimal auf den Fotoinitiator Kampherchinon eingegrenztes Wellenlängenspektrum im Bereich von 450-490 nm zur Verfügung steht [Meniga et al., 1998; Kurachi et al., 2000; Stahl et al., 2000; Leonard et al., 2002; Mills et al., 2002; Moore et al., 2002; Parr et al., 2002]. Zusätzlich wird aufgrund ihres hohen Wirkungsgrades kaum Energie in Form von Wärme abgegeben [Mills et al., 1999]. Ein großer Vorteil der LED-Lampen ist in jedem Fall die geringe Temperaturentwicklung während des Polymerisationsvorganges, wodurch die Gefahr einer übermäßigen Erwärmung der Pulpa reduziert wird [Hofmann et al., 2002; Palmer et al., 2002; Uhl et al., 2003].

Die recherchierten Untersuchungen zur Beurteilung der Polymerisationsqualität von LED-Polymerisationsgeräten im Vergleich zu konventionellen Polymerisationsverfahren liefern sehr inhomogene Ergebnisse. Dabei wurden in den Untersuchungen folgende Parameter zur Beurteilung der Polymerisation herangezogen: die Polymerisationsschrumpfung, die Polymerisationstiefe, der Konversionsgrad, die Biegefestigkeit, das E-Modul und Härtemessungen.

Bei einigen Untersuchungen wurde festgestellt, dass die Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zur Polymerisation mit Halogenlicht geringer ausfällt [Asmussen et al., 2002; Hofmann et al., 2002; Kunzelmann et al., 2002].

In anderen Untersuchungen konnte kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Polymerisation mit einer LED-Lampe und einer Halogenlampe

bezüglich der erzielten Polymerisationstiefe gefunden werden [Jandt et al., 2000; Ernst et al., 2001; Knezevic et al., 2001; Burtscher et al., 2002]. Asmussen et al. [Asmussen et al., 2002] und Rahiotis et al. [Rahiotis et al., 2004] konnten dagegen nachweisen, dass die Polymerisationstiefe und der Konversionsgrad bei der LED-Polymerisation geringer waren. Weitere Studien bestätigen die geringeren Polymerisationstiefen der LED-Lampen beim Vergleich zwischen der Polymerisation mit Halogenlicht und der Polymerisation mit LED-Licht [Leonard et al., 2002; Strassler et al., 2002; Bennett et al., 2004; Tsai et al., 2004].

Andere Studien zeigen nur annähernd gleiche Biegefestigkeiten, E-Moduli und Härtemessungen beim Vergleich der beiden Polymerisationsverfahren [Stahl et al., 2000; Jandt et al., 2001; Asmussen et al., 2002; Burtscher et al., 2002]. Zudem gibt es Berichte die niedrigere Härtewerte mit LED-Lampen nachweisen [Burgess et al., 2002; Dunn et al., 2002; Mills et al., 2002; Moore et al., 2002; Soh et al., 2003; Rahiotis et al., 2004; Tsai et al., 2004]. Meyer et al [Meyer et al., 2002] stellten in einer Untersuchung fest, dass die Lichtleistung von einigen LED-Lampen bei zunehmender Entfernung zur Füllungsoberfläche stark abnimmt. Diese Tatsache trifft allerdings auch bei Halogenlampen und Plasmalampen zu.

Insgesamt weisen aber alle Studien daraufhin, dass in der Polymerisation mit dem Licht von LEDs viel Potential steckt und dass sie als ein Polymerisationsverfahren mit Zukunft angesehen werden kann. So stellte Uhl et al. [Uhl et al., 2004] in einer Studie fest, dass mit einem selbst entwickelten LED-Prototypen, größere Polymerisationstiefen und keine signifikanten Unterschiede bei der Knoop-Härte im Vergleich zur Polymerisation mit Halogenlicht erzielt wurde.

Zur kritischen Beurteilung der neuen LED-Lampen auf dem Markt sind allerdings weitere Untersuchungen dringend erforderlich.

2.3. Fotoinitiatorsysteme in Kompositmaterialien

Die Aushärtung von Kompositmaterialien erfolgt als Polymerisationsvorgang, bei dem Monomermoleküle über eine Kettenverlängerung bzw. Vernetzung untereinander verbunden werden. Die Komposite enthalten dazu fotosensible Moleküle, sogenannte Fotoinitiatoren, welche die von einer Lichtquelle emittierte Strahlungsenergie absorbieren. Durch diese lichtinduzierte Energieanhebung des Fotoinitiators werden freie Radikale gebildet, welche wiederum die Monomermoleküle aktivieren, indem eine ungesättigte Doppelbindung geöffnet wird. Somit wird der radikalische Polymerisationsprozess in Gang gesetzt und dauert solange an, bis sämtliche freie Radikale gebunden sind oder keine benachbarten Bindungen mehr zur Verfügung stehen. Dabei spielt besonders der Wellenlängenbereich eine große Rolle, da die verschiedenen Lichtquellen unterschiedliche Intensitätsverteilungen im Spektrum zwischen 400 und 800 nm besitzen und somit die Vernetzung bzw. Aushärtung der Kompositmaterialien unterschiedlich sein kann [Mortimer, 1997].

Ein Fotoinitiatorsystem besteht aus einem Oxidations- und einem Reduktionsmittel, welches auch Koinitiator genannt wird. Uhl et al. [Uhl et al., 2002] konnten nachweisen, dass Materialien, welche in höheren Mengen Koinitiatoren zum Kampherchinon enthalten und mit LED-Polymerisationslampen ausgehärtet wurden, geringere Knoop-Härten aufwiesen, als wenn sie mit Halogenlampen gehärtet wurden. Dabei handelte es sich allerdings um Füllungswerkstoffe, die nach Angaben der Hersteller von LED-Polymerisationslampen nicht mit diesen Lampen ausgehärtet werden sollen.

Das sichtbare weiße Licht stellt eine Mischung aus den einzelnen Spektralfarben dar, wobei für die Lichtpolymerisation von Kompositen ausschließlich der Blaulichtbereich von 405-505 nm interessant ist, da in diesem Spektrum die meisten Fotoinitiatoren der Kompositmaterialien angeregt werden [Ernst, 2002]. Als Fotoinitiatorsysteme werden Diketonverbindungen, vor allem Kampherchinon, in Verbindung mit organischen Aminen als Akzeleratoren, z.B. DHEPT = N,N-bis[2-hydroxyethyl]-p-toluidin, verwendet [Lutz et al., 1992]. Das Absorptionsspektrum von Kampherchinon liegt im

Wellenlängenbereich von 360-520 nm mit einem Absorptionsmaximum bei 468 nm und besitzt einen Anteil von 0,17-1,03 Gew.-% in Kompositen [Taira et al., 1988].

Neben dem am häufigsten eingesetzten Fotoinitiator Kampherchinon, gibt es einen weiteren Fotoinitiator, 1-Phenyl-1,2-Propanedione (PPD), welcher in Kompositmaterialien verwendet wird. Dieser Fotoinitiator zeigt bei der Polymerisation mit Licht aus Halogenlampen keine Unterschiede bei der Aktivierung von Monomeren in Kompositen, im Vergleich zum Kampherchinon. Denn das Absorptionsspektrum von PPD liegt ebenfalls im Wellenlängenbereich von 360-520 nm, wobei das Absorptionsmaximum von PPD bei 410 nm liegt. Dieser Fotoinitiator besitzt eine hellere Farbe als das gelbe Kampherchinon, weshalb er für Komposite für ästhetisch anspruchsvolle Frontzahnversorgungen eingesetzt wird [Park et al., 1999].

Leider geben die Hersteller von Kompositmaterialien das genaue Mischungsverhältnis von Fotoinitiatoren und Akzeleratoren nicht preis, weshalb Yoshida et al. [Yoshida et al., 1994] an einem ungefüllten Komposit untersuchten, welche Konzentration von Kampherchinon als Fotoinitiator den besten Konversionsgrad hervorruft. Dabei zeigte sich, dass eine Konzentration von 0,5 Gew. % eine Konversionsrate von 75-77% hervorruft. Bei geringeren Konzentrationen ist die Konversionsrate zu gering und höhere Konzentrationen bewirken keine signifikanten Veränderungen der Konversionsrate, führen aber zu einer toxischen Gefährdung der Pulpa.

Venhoven et al. [Venhoven et al., 1998] stellten in einer Untersuchung fest, dass die minimale Konzentration für ein Fotoinitiatorsystem, um ein lichthärtendes Komposit auszuhärten, für Kampherchinon bei 0,25 Gew.-% und für den Koinitiator 2-(dimethylamino)ethyl methacrylate (DMAEMA) bei 0,10 Gew.-% liegt.

Die während der Lichtpolymerisation entstehenden Radikale der Fotoinitiatoren, stellen ebenso wie der Restmonomergehalt in ausgehärteten Kompositen, infolge ihrer zytotoxischen Wirkungen, eine Gefahr für die Vitalität der Pulpa dar. Um diese Gefahr zu minimieren, muss eine Konzentration des Fotoinitiatorsystems gefunden werden, die bei bestmöglicher Konversionsrate die wenigsten Nebenwirkungen zeigt. In einer Untersuchung von Moin Jan et al. [Moin Jan et al., 2000] wurde diese Konzentration für das Initiatorsystem

Kampherchinon/N,dimethyl-p-toluidine(DMPT) auf 0,6 Gew.-% und für das Initiatorsystem Kampherchinon/DMAEMA auf 0,5 Gew.-% bei einem Mischungsverhältnis von 1:1 festgelegt.

Nic et al. [Nic et al., 2002] hatten die Intension mit N,N-dimethyl,-N,N-di(methacryloxy)-1,6-hexanediamine (NDMH), als einem wirkungsvollen Amin-Koinitiator, Initiatorsysteme in Kompositen zu verändern oder ganz zu ersetzen. In ihrer Studie untersuchten sie die Konversionsrate, mechanische Eigenschaften, die Wasserabsorption und die Löslichkeit des experimentellen Komposits mit zwei Vergleichskompositen. Die Ergebnisse der Untersuchung zeigten bei der Verwendung von NDMH für alle Parameter schlechtere Resultate als die Vergleichskomposite.

Abschließend kann gesagt werden, dass Kampherchinon der Fotoinitiator der Wahl ist, und alle bekannten Hersteller von Kompositen ihn als Grundlage zur Herstellung von Kompositwerkstoffen verwenden. Weiterhin ist die LED-Technologie, welches als das Verfahren der Zukunft zur Polymerisation von Kompositen angesehen wird, mit seinem Wellenlängenspektrum von 450-490 nm optimal auf das Absorptionsmaximum von Kampherchinon mit 468 nm eingestellt (s. Abb.1). Andere Fotoinitiatoren besitzen andere Absorptionsmaxima, so dass eine vollständige Aushärtung solcher Komposite mit LED-Lampen nicht gewährleistet wird.

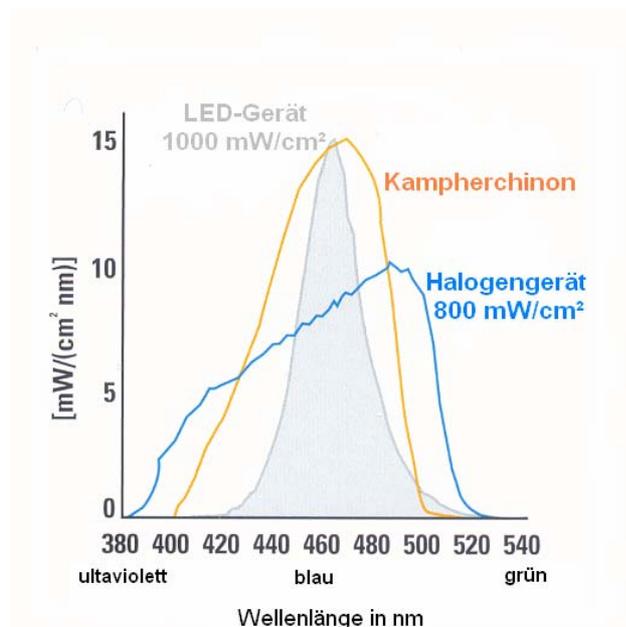


Abb. 1: Verhältnis des Lichtspektrums von einer LED-Lampe und einer Halogenlampe im Vergleich zum Fotoinitiator Kampherchinon

2.4. Härtemessverfahren

2.4.1. Polymerisationsbeurteilung durch Härtemessverfahren

Zur Beurteilung der Polymerisationsqualität von Kompositen mittels Lichtpolymerisation sind quantitative Angaben notwendig. Eine sehr exakte Methode zur Quantifizierung des erreichten Polymerisationsgrades in unterschiedlichen Schichttiefen ist die Bestimmung der Konversionsrate, d.h. der Prozentsatz aller Doppelbindungen, der bei der Aushärtung umgesetzt wird [Eliades et al., 1987; Rueggeberg & Craig, 1988; Peutzfeld, 1994]. Diese Methode ist jedoch sehr aufwendig, weshalb in Untersuchungen häufig Härtemessungen als Surrogat-Kriterium durchgeführt werden [Leung et al., 1983; Friedmann et al., 1984; Baharav et al., 1988; Abate et al., 2001; Hofmann et al., 2002; Mills et al., 2002; Tsai et al., 2004]. Ferrance [Ferrance, 1985] konnte zeigen, dass der Härteabfall in Kompositproben etwa mit der Abnahme der Konversionsrate übereinstimmt. Eliades et al. [Eliades et al., 1987] konnten allerdings nachweisen, dass mit zunehmender Tiefe die Konversionsrate rascher abnimmt als der jeweilige Härtegrad. Besonders interessant bei der Überprüfung der Polymerisation ist die Härteabnahme von der Oberfläche bis in die Tiefe eines Prüfkörpers, welche mit Hilfe der Aufnahme von Härteprofilen dargestellt werden kann [Lutz et al., 1992].

2.4.2. Die verschiedenen Messverfahren

Nach Eichner [Eichner, 2000], Marxkors [Marxkors/Meiners, 1993] und Zimmermann [Zimmermann, 1991] werden grundsätzlich die Ritzhärteprüfungen von den Eindruckhärteprüfungen unterschieden. Die Eindruckhärteprüfungen werden darüber hinaus in statische und dynamische Prüfverfahren unterteilt, wobei bei den statischen Verfahren das Ausmaß einer Impression bestimmt wird, die eine stoßfrei aufgebrachte Prüfsonde auf dem Prüfkörper hinterlässt und bei den dynamischen Verfahren werden Energieverluste bestimmt, die bei der Wechselwirkung von Meßsystem und Prüfkörper auftreten [Richter, 1995].

Mit der Einführung des SI-Einheitensystems wurde die Kräfteinheit Kilopond (kp) zugunsten des Newton ($1\text{N} = 0,102\text{ kp}$) verlassen, wobei die mit kp-Kräften berechneten Härtewerte beibehalten werden sollten. Deshalb wurde auf eine neue Dimensionsangabe verzichtet und so wurde z.B. aus der Vickershärte 90 kp/mm^2 90 HV [Marxkors/Meiners, 1993]. Das bedeutet die ermittelten Härteangaben sind dimensionslos [Strickling, 1988].

2.4.3. Härtemessverfahren nach Vickers

Bei der Vickers-Härte (HV) wird die Härte durch den Eindruck einer Diamantspitze einer vierkantigen Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 136° bestimmt [Marxkors/Meiners, 1993]. Die Härteprüfung nach Vickers ist eine Weiterentwicklung des Brinell-Verfahrens. Die Prüfkraft wird bei der HV in 10 s stoßfrei aufgebracht und zwischen 10 und 30 s belassen. Bei der HV werden meist Prüfkraft zwischen $98,07$ und $980,7\text{ N}$ (10 bis 100 kp) angewendet [Nitsche, 1963; Strickling, 1988; DIN Taschenbuch, 1997]. Die HV wird anhand des vermessenen Eindruckes der Diamantpyramide bestimmt. Abbildung 2 zeigt schematisch die Form des Vickers-Eindringdiamanten und seinen resultierenden Eindruck in einem Prüfkörper.

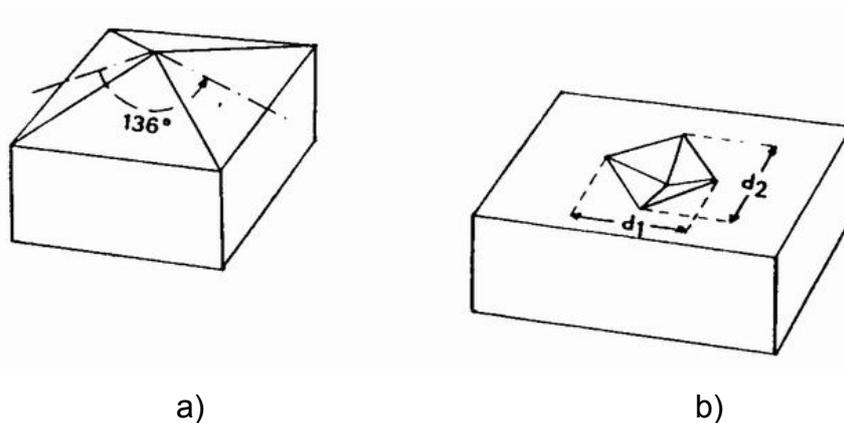


Abb. 2: a) Eindringdiamant nach Vickers

b) resultierender Eindruck

Als Vorteile des Härtemessverfahrens nach Vickers werden die Verwendbarkeit sowohl für harte als auch für weiche Materialien genannt [Strickling, 1988]. Die Methode wird an verschiedenen dentalen Materialien angewendet, sowohl an

lichthärtenden Befestigungskomponenten [Ernst et al., 1998] als auch an Füllungskompositen [Ernst et al., 2000; Wang et al., 2001].

Das Härtemessverfahren nach Vickers ist genormt nach EN ISO 6507-1 und TGL 9556 [DIN Taschenbuch, 1997].

2.4.4. Härtemessverfahren nach Knoop

Das Härtemessverfahren nach Knoop (KHN) wurde speziell für Mikrohärtmessungen entwickelt [Chung, 1989; Strickling, 1988]. Mikrohärtmessungen sind Härtemessungen mit sehr kleinen Prüfkraften (kleiner als 10 N oder 1 kp) [Strickling, 1988]. Dementsprechend beträgt die Prüfkraft bei der Knoop-Härtemessung weniger als 9,8 N (1 kp) [Strickling, 1988].

Bei der KHN handelt es sich um eine Diamantpyramide mit rhombischem Querschnitt. Der Längskantenwinkel beträgt $172,5^\circ$, der Querkantenwinkel 130° . Der resultierende Eindruck ist sehr flach, seine Tiefe beträgt nur $1/30$ der langen Diagonalen [Strickling, 1988]. Damit eignet sich das Verfahren gut für spröde Materialien [Tabor, 1951; Shaw, 1973; Weiler, 1985]. Dies bedeutet aber auch, dass mit der KHN nur Aussagen über die oberflächlich nahe Härte gemacht werden kann, da die Diamantpyramide nicht so tief in den Prüfkörper eindringt, wie z.B. bei der Barcol-Härteprüfung [Chung, 1989].

Im Gegensatz zur Vickers-Härte wird für die Berechnung des Messwertes nicht die Kontaktfläche zwischen Probe und Eindruckkörper verwendet, sondern die projizierte Oberfläche A , die nur aus der langen Diagonale d ermittelt wird [Shaw, 1973].

Abbildung 3 zeigt schematisch die Form des Knoop-Eindringdiamanten und seinen resultierenden Eindruck in einem Prüfkörper.

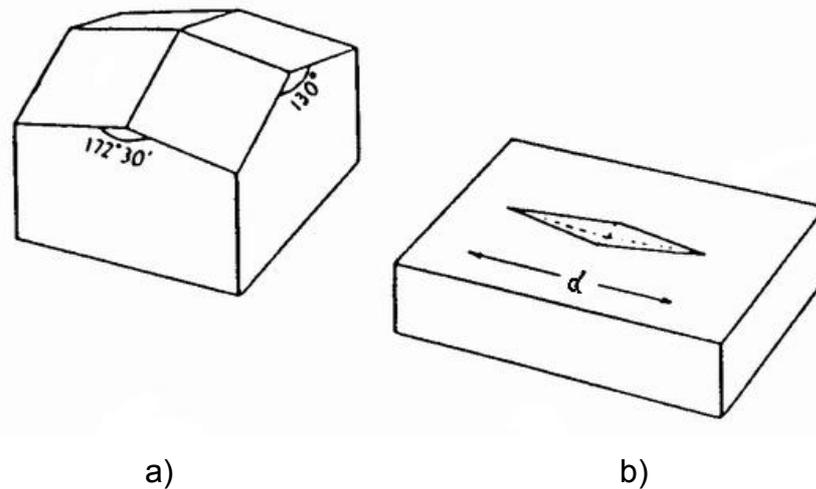


Abb. 3: a) Eindringdiamant nach Knoop b) resultierender Eindruck

Chung [Chung, 1989] zeigte allerdings, dass mit der KHN stark streuende Ergebnisse bei verschiedenartigen Kompositen ermittelt werden, woraus er schlussfolgert, dass dieses Härtemessverfahren nicht allzu gut geeignet ist, um Komposite untereinander zu vergleichen.

Das Härtemessverfahren nach Knoop ist nach EN ISO 4516 und ASTM D 1474 genormt [DIN Taschenbuch, 1997].

2.4.5. Härtemessverfahren nach Barcol

Das Härtemessverfahren nach Barcol wird, wie das Vickers- und Knoop-Härteverfahren, den statischen Prüfverfahren zugeordnet [Chung, 1989]. Die Barcol-Härte (BH) ist ein genormtes Verfahren, um Härtemessungen an Kompositen durchzuführen.

So wurde die BH häufig verwendet, um die Polymerisationstiefe von Kompositproben zu bestimmen [Tirtha et al., 1982; Leung et al., 1983 und 1985]. Murdock et al. [Murdock et al., 2001] stellte in einer Untersuchung fest, dass die ermittelte BH einen guten Rückschluss auf die Konversionsrate von Kompositproben zulässt. Chung [Chung, 1989] führt in seiner Studie an, dass die BH gut geeignet ist, um verschiedenartige Komposite miteinander zu vergleichen und dass sie eine empfindliche Technik für Härteunterschiede darstellt, da schon bei einer Differenz von 2,1 Barcol-Einheiten ein signifikanter Unterschied gegeben ist.

Bei dem Barcol-Härtemessgerät GYZJ 934-1 handelt es sich um einen Kegelstumpf aus Stahl mit einem Winkel von 26° und einem stirnseitigen Kegeldurchmesser von $170\ \mu\text{m}$, der im Prüfkörper einen Eindruck hinterlässt [Wassell et al., 1992]. Die Tiefe dieses Eindruckes entspricht der direkt am Gerät abgelesenen Barcol-Härte und ist wie alle Härteangaben dimensionslos [Wassell et al., 1992]. Bei der BH wird eine Prüfkraft zwischen 65 und $77\ \text{N}$ ($6,6 - 7,8\ \text{kp}$) angewendet [Vergleich von Prüfnormen, 1999].

Abbildung 4 zeigt schematisch die Form des Barcol-Eindringkegel und seinen resultierenden Eindruck in einem Prüfkörper.

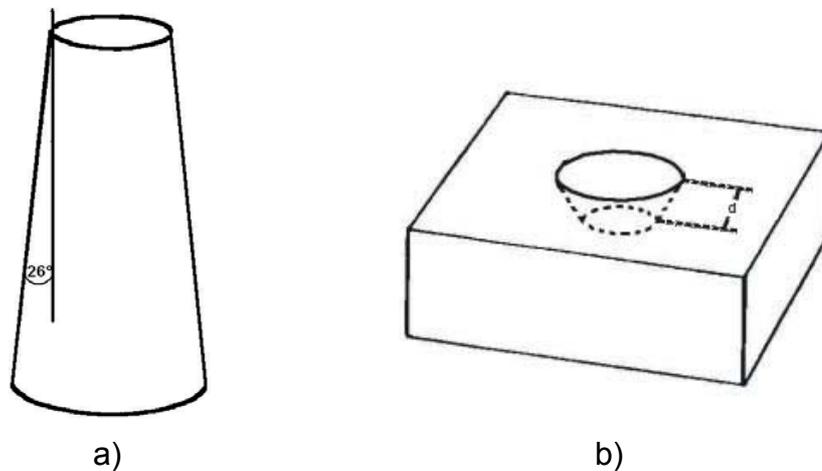


Abb. 4: a) schematischer Kegelstumpf nach Barcol b) resultierender Eindruck

Die Vorteile des Barcol-Härtemessverfahrens bestehen zum einen in der einfachen Handhabung des Messgerätes und der guten Reproduzierbarkeit der Härteangaben. Zum anderen ist es gut geeignet, um verschiedene Komposite oder Polymerisationsverfahren mittels Härtemessungen untereinander zu vergleichen, da schon bei geringen Unterschieden der Härtemesswerte ein deutliches Signifikanzniveau erreicht wird. Dadurch lassen sich die Messdaten statistisch gut weiterverwenden. Weiterhin lassen sich mit dieser Methode Härteprüfungen durchführen, die Bereiche unterhalb der Oberfläche erfassen, da der stumpfe Stahlkegel im Gegensatz zu anderen Härtemessverfahren relativ tief in die Untersuchungsmaterialien eindringt.

Das Härtemessverfahren nach Barcol ist genormt nach DIN EN 59 und ASTM D 2583 [DIN Taschenbuch 1997].

3. Zielsetzung der vorliegenden Arbeit

Ziel der Studie ist es, die mit dem Licht von zwei lichttechnisch verschiedenen Polymerisationslampen, mit unterschiedlichen Intensitätsverteilungen in ihrem Lichtspektrum, zu erzielende Polymerisationstiefe von Prüfkörpern aus Komposit in Abhängigkeit von der Belichtungszeit anhand von Härteprofilen zu untersuchen.

Zu Beginn der Untersuchung wird die Lichtleistung der Polymerisationslampen überprüft.

Sowohl mit der LED-Lampe als auch mit der Halogenlampe werden die Proben mit 40 s belichtet. Diese Zeiten entsprechen den Herstellerangaben.

Die Härtemessung soll mit Hilfe des statischen Prüfverfahrens der Barcol Härte erfolgen.

Die Kompositprüfkörper werden zwischen den Barcol Härte Messungen im Verlauf von 20 Tagen bei 37°C in steriler Ringer-Lösung aufbewahrt.

Die gewonnenen Härteprofile sollen mit geeigneten statistischen Verfahren auf Signifikanz der Unterschiede geprüft werden.

Als Arbeitshypothesen sollen folgende Aussagen überprüft werden:

1. Es besteht kein Einfluss der Polymerisationslampe
 - a) LED-Lampe
 - b) Halogenlampeauf die Härteprofile.

2. Es gibt keine zeitabhängige Veränderung der Härteprofile nach Polymerisation von 24 h, von drei und von zwanzig Tagen.

4. Material und Methode

4.1. Versuchsdesign

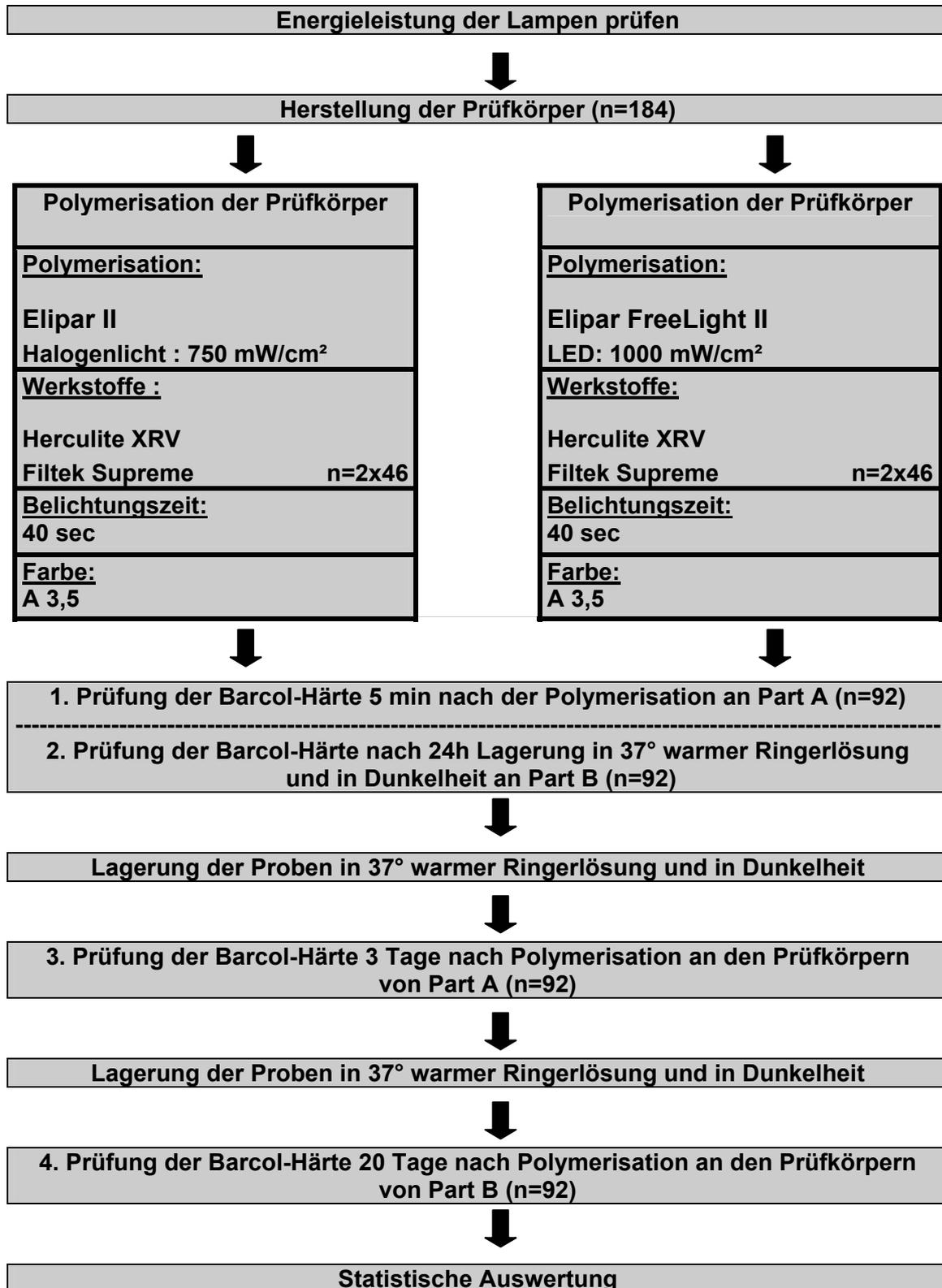


Abb. 5: Versuchsdesign: Ablaufplan von Probenherstellung und Auswertung

4.2. Überprüfung der Energieleistung

Die Konstanz der Strahlungsleistung der Lichtquelle wurde vor Versuchsbeginn und während des Versuches nach je zehn Polymerisationsdurchgängen mit einem Radiometer (Mat. #1) überprüft.

4.3. Herstellung der Prüfkörper

Zur Herstellung der Prüfkörper wurde eine zweigeteilte Aluminiumform (Mat. #8) verwendet (s. Abb.6). Der Hohlraum für die Kompositprüfkörper wies einen quadratischen Querschnitt mit je 6 mm Kantenlänge in der Längs- und Querachse und eine Tiefe von 8 mm auf. Mit dieser Aluminiumform ließen sich durch Einfügen einer Trennfolie (Mat. #9) zwei Kompositprüfkörper gleichzeitig herstellen, da sich die Form durch eine Schraub- und Steckvorrichtung teilen beziehungsweise zusammensetzen ließ (s. Abb.7). Die beiden so im Bulk-Verfahren entstandenen Kompositprüfkörper hatten dann eine rechteckige Form (3 mm in der Querachse, 6 mm in der Längsachse und 5-6 mm in der Tiefe). Um eine unversehrte Entformung der beiden Kompositprüfkörper mit einem Heidemannspatel (Mat. #7) zu ermöglichen wurde die Aluminiumform mit einer dünnen Schicht Vaseline (Mat. #17) isoliert.

Mit dieser Methode wurden je Komposit und je Polymerisationslampe 46 Prüfkörper hergestellt. Davon wurde an 23 Prüfkörpern (Part A) fünf Minuten nach der Polymerisation die Barcol Härte Messung durchgeführt. Die anderen 23 Prüfkörper (Part B) wurden zunächst 24 Stunden im Wasserbad (Mat. #13) in steriler Ringer-Lösung (Mat. #14) aufbewahrt, bevor die Härtemessung an ihnen ausgeführt wurde.

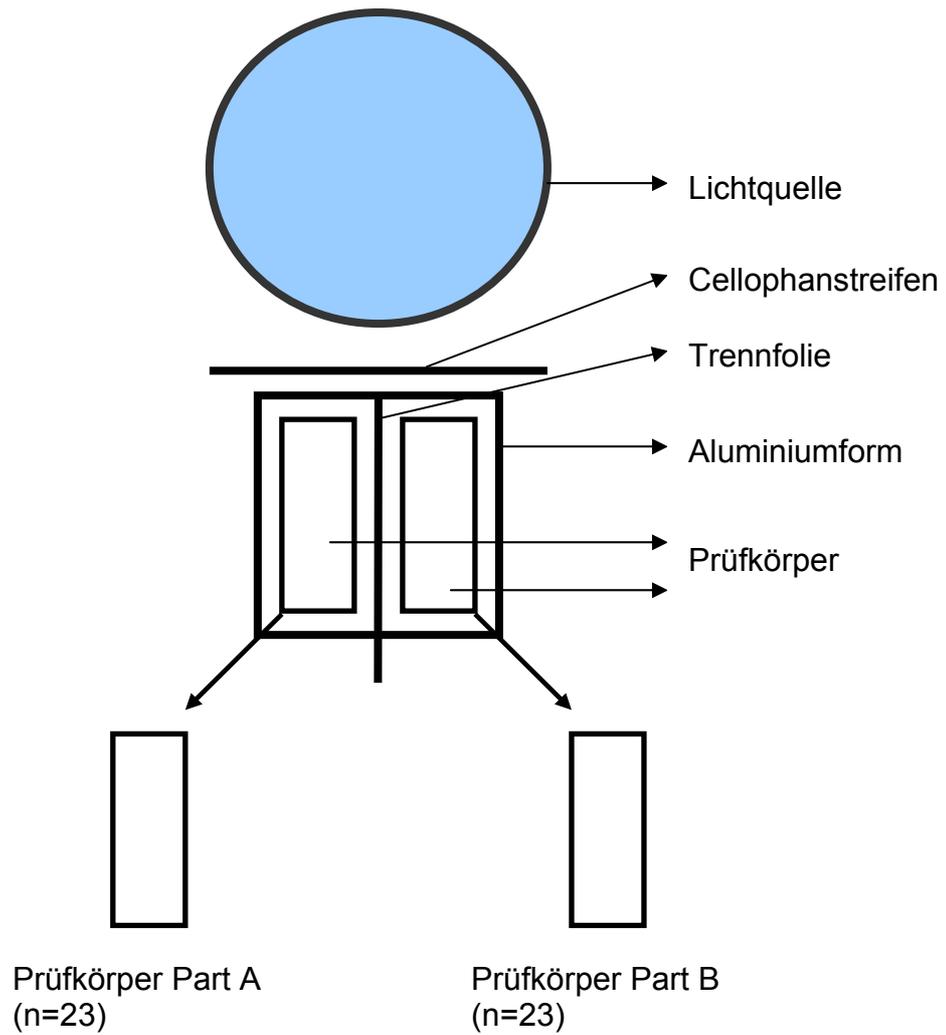


Abb. 6: Schematischer Versuchsaufbau zur Herstellung der Kompositprüfkörper

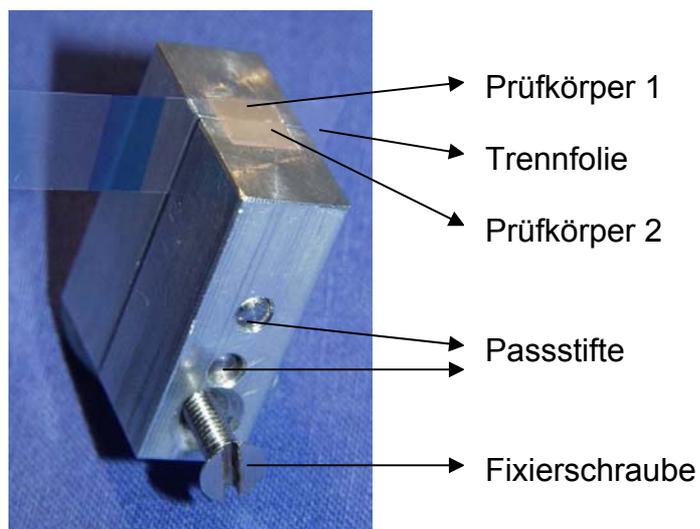


Abb. 7: Aluminiumform zum Herstellen der Kompositprüfkörper im Bulk-Verfahren, je zwei Stück in einem Arbeitsgang

Als Kompositfüllungswerkstoffe wurden Herculite XRV[®] (Mat. #3) und Filtek Supreme[®] (Mat. #4) verwendet, welche sowohl unter Verwendung von Halogenlicht (Mat. #5), als auch unter Verwendung von LED-Licht (Mat. #6) polymerisiert wurden (s. Tab.1+2). Das Füllungsmaterial wurde in einem Inkrement in den Hohlraum der Aluminiumform eingebracht und mit der jeweiligen Polymerisationslampe 40 s polymerisiert. Zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht und zur Erzielung einer glatten Kompositoberfläche wurde das zu untersuchende Kompositfüllungsmaterial an der Oberseite der Aluminiumform mit einem Cellophanstreifen abgedeckt. Das Lichtaustrittsfenster der Polymerisationslampen hatte bei diesem Versuchsaufbau nahezu direkten Kontakt mit dem Füllungswerkstoff, lediglich getrennt durch den Cellophanstreifen.

Die Polymerisation der Füllungswerkstoffe erfolgte in einem abgedunkelten Raum.

Nr.	Komposit	Aushärtung
1	Herculite XRV	Halogen, 40 s
2	Herculite XRV	LED, 40 s
3	Filtek Supreme	Halogen, 40 s
4	Filtek Supreme	LED, 40 s

Tab. 1: Verwendete Kompositfüllungsmaterialien und Polymerisationsverfahren

Komposit	Farbe	Typ	Füller (Gew.%)	durchschn. Korngrösse des Füllers	Hersteller
Herculite XRV [®]	A 3,5	Hybridkomposit	78,5 %	600 nm	Kerr
Filtek Supreme [®]	A3,5	Nanokomposit	78,5 %	20 nm	3M ESPE

Tab. 2: Verwendete Komposite in dieser Studie

4.4. Härtemessung und Lagerung der Prüfkörper

Nach der Entformung der zwei Kompositprüfkörper wurde zunächst der basale unpolymerisierte Anteil des Komposits mit einem Kunststoffspatel (Mat. #10) entfernt und dann die Polymerisationstiefe mit einer Schieblehre (Mat. #19) entsprechend der ISO-Norm (ISO Standard 4049) ausgemessen. Danach wurden die Prüfkörper auf der nicht zu untersuchenden Seite mit einem wasserfesten Stift (Mat. #15) nummeriert.

Die erste Messung der Barcol Härte erfolgte fünf Minuten nach der Polymerisation. Die Härteprofile wurden an der Innenfläche der Prüfkörper, also an der dem Cellophanstreifen zugewandten Fläche aufgenommen. Die Härteprofile entstanden, indem fünf Barcol Härte Messungen an den Kompositprüfkörpern in einem Abstand von jeweils 0,5 mm entlang der Längsachse des Probenkörpers durchgeführt wurden (s. Abb.8). Um die Schrittweite der Messpunkte von 0,5 mm an den Prüfkörpern zu gewährleisten, wurde eine Messhilfe (Mat. #18) entwickelt, in der die Prüfkörper ohne Spannungsentwicklung, aber trotzdem in einer Position fixiert, passiv eingelegt werden konnten. Mit Hilfe einer Schraube, welche das Härtemessgerät bei einer halben Umdrehung um jeweils 0,5 mm weiterbewegt, konnte ein konstanter Abstand eingehalten werden (s. Abb.9).

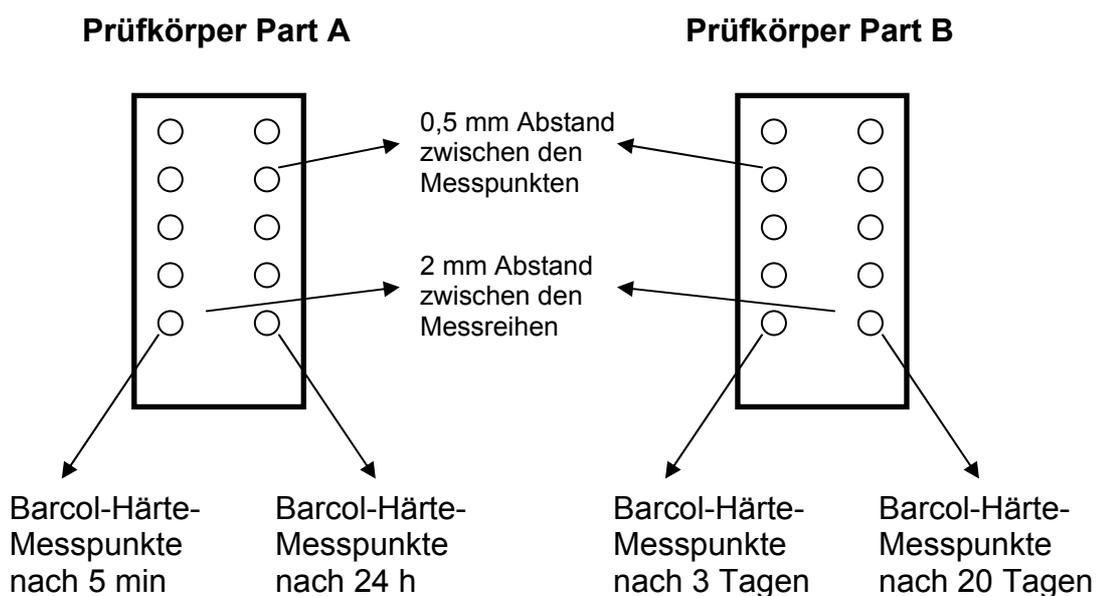


Abb. 8: Schematische Darstellung der Lage der Messpunkte auf den Prüfkörpern



Abb. 9: Barcol-Härtemessgerät mit Messapparatur

Nachdem das erste Härteprofil an Part A der Prüfkörper aufgezeichnet wurde, lagerten sie für drei Tage in Dunkelheit und bei 37°C in steriler Ringer-Lösung. Nach dieser Zeitspanne wurde ein zweites Härteprofil an denselben Kompositprüfkörpern aufgenommen, allerdings nicht an denselben Messstellen, sondern um 2 mm verschoben.

Der zweite Prüfkörper (Part B), der bei jedem Polymerisationsvorgang entstand, wurde direkt nach seiner Nummerierung für 24 h bei 37°C in steriler Ringer-Lösung aufbewahrt. Danach wurde das erste Härteprofil aufgenommen. Nach dieser Messung wurde er wieder bei 37°C in steriler Ringer-Lösung gelagert. Zwanzig Tage nach der Polymerisation dieses Kompositprüfkörpers wurde dann ein um 2 mm versetztes weiteres Härteprofil aufgezeichnet.

Alle 92 Polymerisationsvorgänge, bei denen insgesamt 184 Prüfkörper (s.Tab.3) entstanden, wurden zur Konstanthaltung der Zeitspanne vom Polymerisationsende bis zum Beginn der Aufnahme der Härteprofile (5 Minuten) einzeln durchgeführt. Die Zeitpunkte der einzelnen Messungen wurden genau dokumentiert, um die Abstände der Untersuchungen (24 h, 3 Tage und 20 Tage) einzuhalten.

Die Härtemessungen wurden mit dem Barcol Impressor GYZJ 934-1 (Mat. #2) durchgeführt. Die Werte wurden bei einer Dauer des Eindringvorganges der Messspitze von 2s in den Kompositprüfkörper abgelesen. Die Messwerte

wurden direkt am Gerät in einer Skala von 0-100 abgelesen und sind dimensionslos.

Die Konstanthaltung der Temperatur von 37°C wurde durch Verwendung eines Wasserbades (Mat. #13) gewährleistet.

Gruppe	Komposit	Polymerisation	1. Messung	2. Messung	n
1	Herculite XRV	Halogen	nach 5 min	nach 3 d	23
2	Herculite XRV	Halogen	nach 24 h	nach 20 d	23
3	Herculite	LED	nach 5 min	nach 3 d	23
4	Herculite	LED	nach 24 h	nach 20 d	23
5	Filtek Supreme	Halogen	nach 5 min	nach 3 d	23
6	Filtek Supreme	Halogen	nach 24 h	nach 20 d	23
7	Filtek Supreme	LED	nach 5 min	nach 3 d	23
8	Filtek Supreme	LED	nach 24 h	nach 20 d	23

Tab. 3: Größe und Verteilung der Versuchsgruppen mit Zeitpunkt der Härtmessungen; $\Sigma = 184$ Prüfkörper

5. Ergebnisse

5.1. Deskriptive Statistik

Die Messdaten wurden in das Statistikprogramm SPSS 11.0 [Statistical Package for the Social Sciences] (Mat. #16) eingegeben und zunächst auf Plausibilität überprüft.

Hiermit ist es möglich eine deskriptive Statistik zu beschreiben, als auch analytisch zu untersuchen, ob Mittelwertsunterschiede oder differierende Medianwerte zwischen Gruppen zufällig auftreten [Bühl und Zöfel 2000].

In der Statistik spielt es eine entscheidende Rolle, ob die Messwerte eine Normalverteilung zeigen oder nicht. Danach richtet sich, welche statistischen Kennwerte (Mittelwert, Medianwert) zu ihrer Beschreibung verwendet werden können [Zöfel, 2001]. Die Verteilung kann optisch mit Hilfe eines Histogramms oder anhand von Kennwerten überprüft werden, die z. B. mit dem Kolmogorov-Smirnov Test die Irrtumswahrscheinlichkeit für eine Gaußsche Verteilung angeben. Mit diesem K-S Test wurden die Daten aus dieser Studie auf Normalverteilung untersucht.

Liegt keine Normalverteilung vor, erfolgte die weitere Auswertung mit dem nichtparametrischen U-Test nach Mann und Whitney. Der parametrische T-Test wird angewendet, wenn eine Normalverteilung vorliegt [Zöfel, 2001].

Zum Vergleich der Härteprofile wurden Mittelwerte berechnet und als Liniendiagramm für die einzelnen Messpunkte dargestellt. Zusätzlich wurde die Standardabweichung der Mittelwerte berechnet und in Tabellen aufgeführt.

5.1.1. Ergebnisse zur Überprüfung der Energieleistung

Die Konstanzprüfungen mit dem Radiometer ergaben für die Halogenlampe immer Werte über 720 mW/cm² und für die LED-Lampe Werte zwischen 550 und 600 mW/cm².

Testgruppe: Herculite XRV[®]
Zeitpunkt der Messung: nach 5 min

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	72,05 (±3,07)	69,91 (±3,14)	66,83 (±3,97)	60,22 (±5,79)	50,17 (±5,25)
Free Light II (LED)	64,10 (±2,84)	62,78 (±2,66)	59,78 (±4,06)	54,57 (±4,62)	45,70 (±6,50)

Tab. 4: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

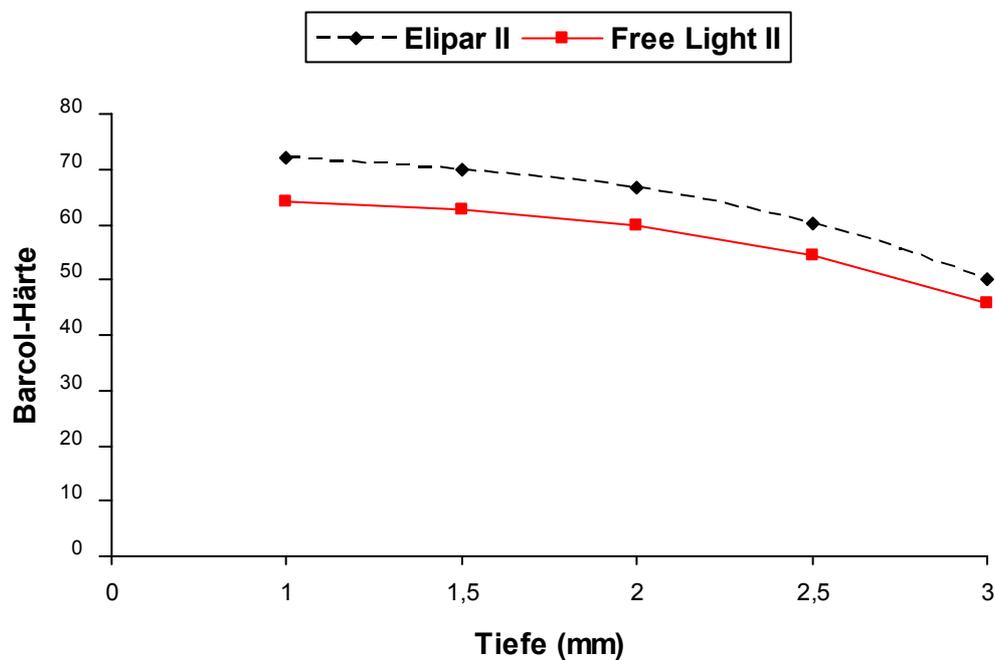


Abb. 10: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte der Messung 5 min nach Polymerisation in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Herculite

Testgruppe: Herculite XRV[®]
Zeitpunkt der Messung: nach 24 h

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	75,45 (±2,44)	74,30 (±2,51)	71,13 (±2,95)	68,45 (±3,52)	65,24 (±4,49)
Free Light II (LED)	72,50 (±3,54)	72,22 (±3,34)	71,05 (±4,25)	70,00 (±3,49)	68,32 (±3,55)

Tab. 5: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

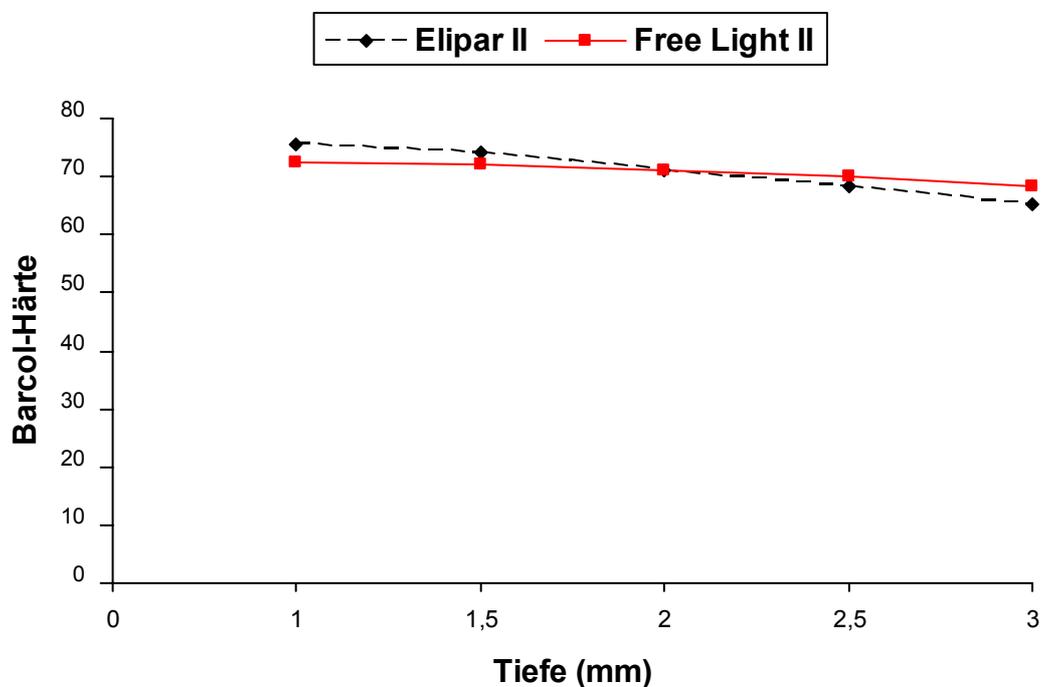


Abb. 11: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte nach Messung von 24 h in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Herculite

Testgruppe: Herculite XRV[®]
Zeitpunkt der Messung: nach 3 Tagen

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	72,68 (±2,67)	71,43 (±2,55)	69,67 (±2,61)	66,05 (±2,49)	63,00 (±3,47)
Free Light II (LED)	68,10 (±3,60)	66,33 (±4,25)	65,39 (±3,55)	63,09 (±3,37)	60,64 (±4,01)

Tab. 6: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

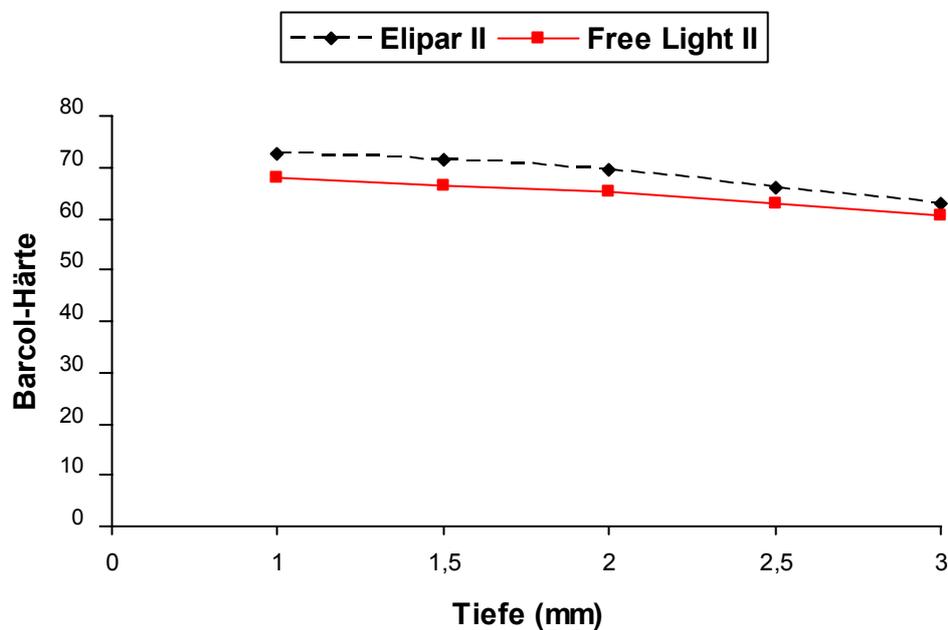


Abb. 12: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte nach Messung von 3 Tagen in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Herculite

Testgruppe: Herculite XRV[®]
Zeitpunkt der Messung: nach 20 Tagen

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	58,05 (±3,87)	56,77 (±4,37)	53,70 (±4,45)	51,87 (±4,15)	48,81 (±3,93)
Free Light II (LED)	51,36 (±5,61)	51,48 (±5,20)	49,26 (±4,64)	46,38 (±5,57)	43,70 (±4,40)

Tab. 7: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

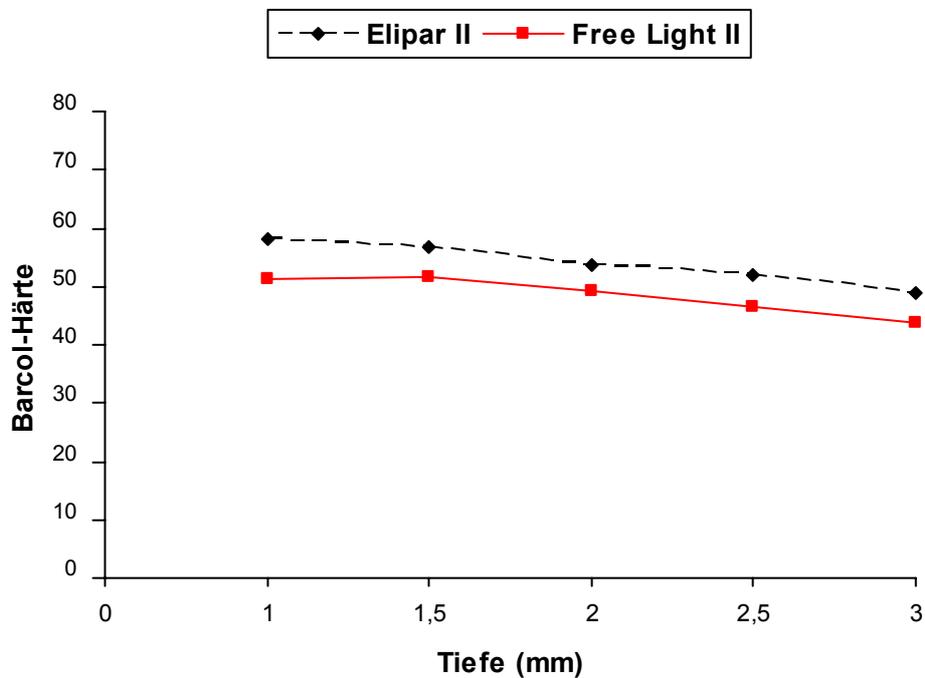


Abb. 13: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte nach Messung von 20 Tagen in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Herculite

Testgruppe: Filtek Supreme®
Zeitpunkt der Messung: nach 5 min

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	72,39 (±2,85)	71,43 (±2,12)	69,13 (±2,28)	66,35 (±2,24)	61,90 (±3,85)
Free Light II (LED)	68,70 (±3,37)	66,70 (±3,26)	64,61 (±2,03)	61,09 (±2,25)	55,17 (±3,68)

Tab. 8: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

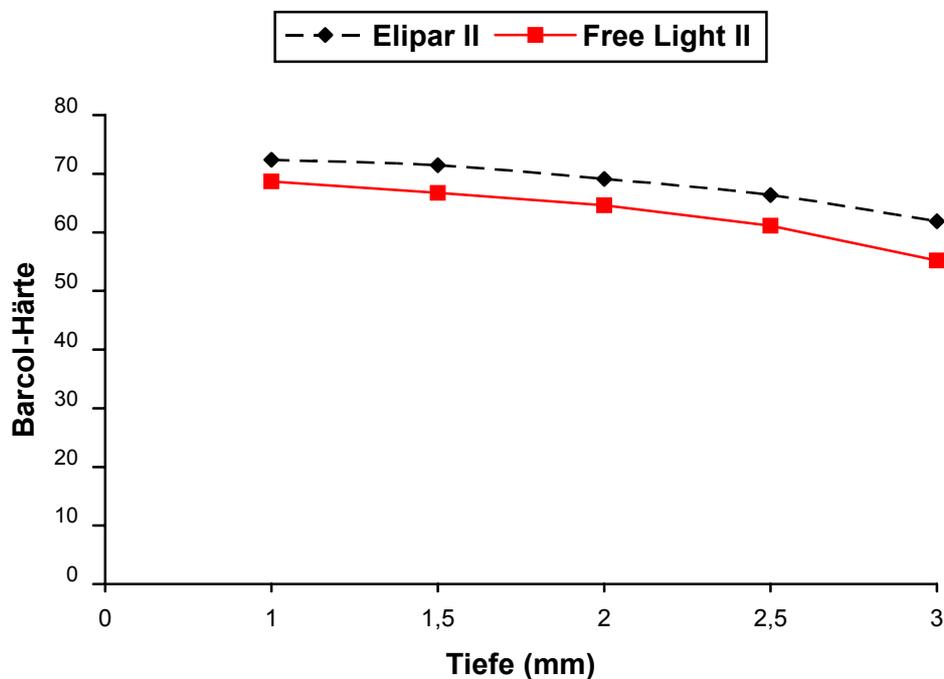


Abb. 14: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte der Messung 5 min nach Polymerisation in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Filtek Supreme

Testgruppe: Filtek Supreme®

Zeitpunkt der Messung: nach 24 h

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	76,91 ($\pm 2,44$)	75,70 ($\pm 2,94$)	74,78 ($\pm 2,87$)	72,00 ($\pm 3,39$)	70,91 ($\pm 2,53$)
Free Light II (LED)	73,74 ($\pm 1,57$)	72,83 ($\pm 1,46$)	71,78 ($\pm 1,53$)	70,04 ($\pm 1,66$)	68,39 ($\pm 1,90$)

Tab. 9: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

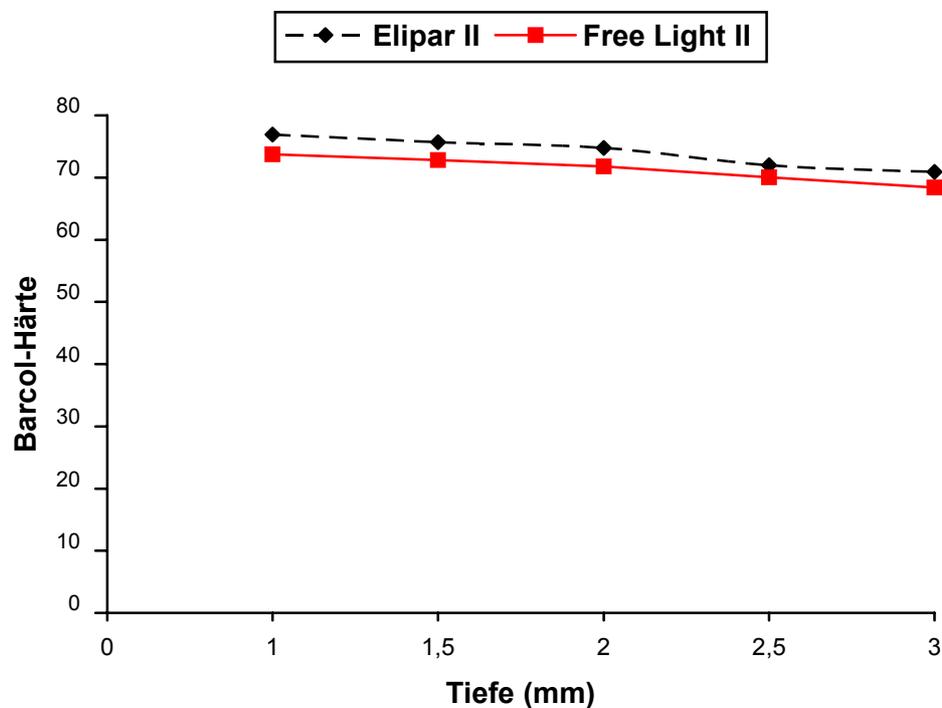


Abb. 15: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte nach Messung von 24 h in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Filtek Supreme

Testgruppe: Filtek Supreme®
Zeitpunkt der Messung: nach 3 Tagen

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	70,50 (±2,56)	69,14 (±3,07)	68,22 (±3,35)	66,30 (±3,29)	62,91 (±5,16)
Free Light II (LED)	68,00 (±2,30)	67,61 (±1,94)	66,45 (±1,82)	64,91 (±2,15)	62,18 (±3,56)

Tab. 10: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

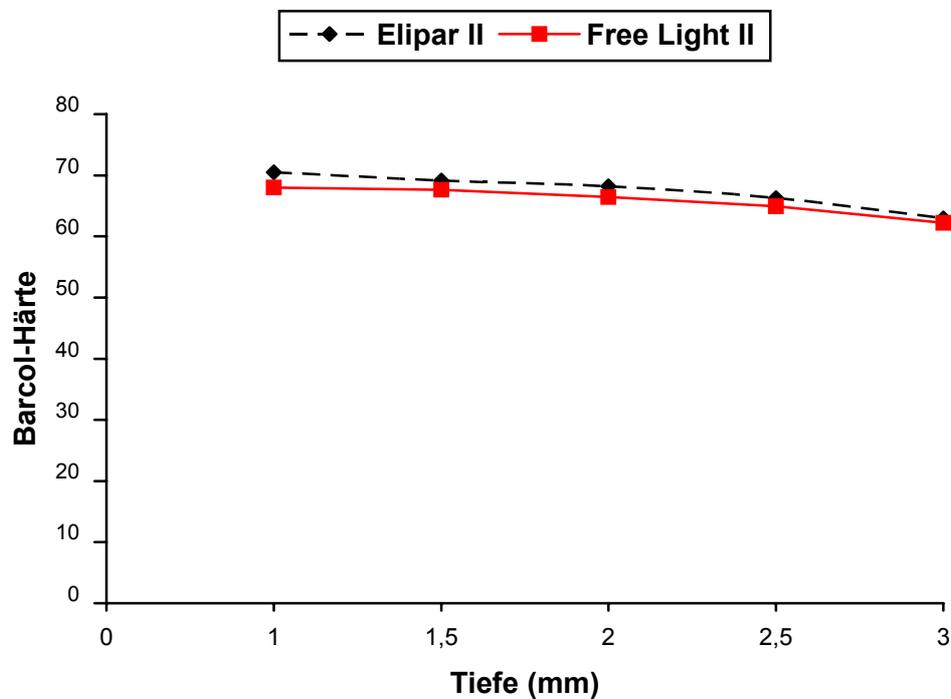


Abb. 16: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte nach Messung von 3 Tagen in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Filtek Supreme

Testgruppe: Filtek Supreme®
Zeitpunkt der Messung: nach 20 Tagen

Lampe	1mm	1,5mm	2mm	2,5mm	3mm
Elipar II (Halogen)	59,30 (±2,85)	58,00 (±3,20)	56,74 (±3,62)	54,43 (±3,67)	49,91 (±5,46)
Free Light II (LED)	57,65 (±3,74)	56,86 (±3,16)	55,18 (±3,23)	53,14 (±3,48)	50,18 (±3,66)

Tab. 11: Mittelwerte der Barcol-Härte und (Standardabweichung) (n=23)

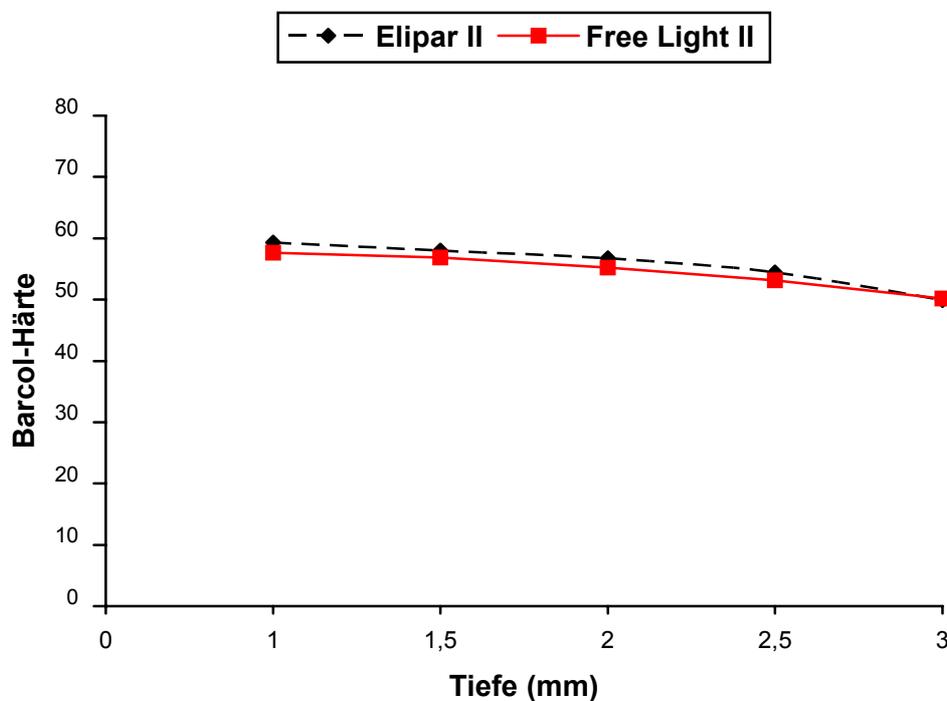


Abb. 17: Graphischer Vergleich der Barcol-Härte nach Polymerisation mit der Halogenlampe Elipar II und der LED-Lampe FreeLight II; Mittelwerte der Barcol-Härte nach Messung von 20 Tagen in den verschiedenen Tiefen; verwendetes Komposit: Filtek Supreme

5.2. Statistische Tests

5.2.1. Vergleich der Lampen Halogen vs. LED

Die weitere Aufbereitung der Messdaten erfolgte mittels statistischer Testverfahren, welche auf die beiden unterschiedlichen Polymerisationsverfahren angewendet wurden. Es wurden eine Prüfung auf Signifikanz der Unterschiede bezüglich der Härteprofile und ein Vergleich der Zeitpunkte der Messung innerhalb einer Untersuchungsgruppe durchgeführt. Aussagen, die mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit (p) von $\leq 0,05$ behaftet sind, werden als signifikant bezeichnet. Obwohl die Festlegung im Prinzip jedem selbst überlassen ist, ab wann von statistischer Signifikanz gesprochen wird, wurde sie jedoch in sehr vielen Publikationen auf diesen Wert festgelegt [Bühl und Zöfel, 2000].

Es wurden die Einflussgrößen Licht, Material und Lagerungsdauer getestet.

Symbolisierung	Bedeutung	Irrtumswahrscheinlichkeit
ns	nicht signifikant	$p > 0,05$
*	signifikant	$p \leq 0,05$
**	sehr signifikant	$p \leq 0,01$
***	höchst signifikant	$p \leq 0,001$

Tab. 12: Definition der Signifikanzniveaus

I. Verwendetes Komposit: Herculite XRV[®]

Herculite 5 min nach Polymerisation	Halogen 1mm (72)	Halogen 1,5 mm (70)	Halogen 2 mm (67)	Halogen 2,5 mm (60)	Halogen 3 mm (50)
LED 1mm (64)	*** p ≤ 0,001	–	–	–	–
LED 1,5 mm (63)	–	*** p ≤ 0,001	–	–	–
LED 2 mm (60)	–	–	*** p ≤ 0,001	–	–
LED 2,5 mm (55)	–	–	–	** p ≤ 0,01	–
LED 3 mm (46)	–	–	–	–	** p ≤ 0,01

Tab. 13: T-Test für unabhängige Stichproben

Die Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Herculite; Zeitpunkt der Messung: 5 min nach Aushärtung

Es besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an den Messpunkten 1 mm, 1,5 mm und 2 mm und ein sehr signifikanter Unterschied an den Messpunkten 2,5 mm und 3 mm.

Herculite 1 Tag nach Polymerisation	Halogen 1 mm (75)	Halogen 1,5 mm (74)	Halogen 2 mm (71)	Halogen 2,5 mm (68)	Halogen 3 mm (65)
LED 1 mm (73)	** $p \leq 0,01$	–	–	–	–
LED 1,5 mm (72)	–	* $p \leq 0,05$	–	–	–
LED 2 mm (71)	–	–	ns	–	–
LED 2,5 mm (70)	–	–	–	ns	–
LED 3 mm (68)	–	–	–	–	* $p \leq 0,05$

Tab. 14: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Herculite; Zeitpunkt der Messung: 1 Tag nach Aushärtung

Es besteht ein sehr signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an dem Messpunkt 1 mm, ein signifikanter Unterschied an den Messpunkten 1,5 mm und 3 mm und ein nicht signifikanter Unterschied an den Messpunkten 2 mm und 2,5 mm.

Herculite 3 Tage nach Polymerisation	Halogen 1 mm (73)	Halogen 1,5 mm (71)	Halogen 2 mm (70)	Halogen 2,5 mm (66)	Halogen 3 mm (63)
LED 1 mm (68)	*** $p \leq 0,001$	–	–	–	–
LED 1,5 mm (66)	–	*** $p \leq 0,001$	–	–	–
LED 2 mm (65)	–	–	*** $p \leq 0,001$	–	–
LED 2,5 mm (63)	–	–	–	** $p \leq 0,01$	–
LED 3 mm (60)	–	–	–	–	* $p \leq 0,05$

Tab. 15: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Herculite; Zeitpunkt der Messung: 3 Tage nach Aushärtung

Es besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an den Messpunkten 1 mm, 1,5 mm und 2 mm, ein sehr signifikanter Unterschied an dem Messpunkt 2,5 mm und ein signifikanter Unterschied an dem Messpunkt 3 mm.

Herculite 20 Tage nach Polymerisation	Halogen 1 mm (58)	Halogen 1,5 mm (56)	Halogen 2 mm (54)	Halogen 2,5 mm (52)	Halogen 3 mm (49)
LED 1 mm (51)	*** $p \leq 0,001$	–	–	–	–
LED 1,5 mm (51)	–	** $p \leq 0,01$	–	–	–
LED 2 mm (49)	–	–	** $p \leq 0,01$	–	–
LED 2,5 mm (46)	–	–	–	** $p \leq 0,01$	–
LED 3 mm (44)	–	–	–	–	*** $p \leq 0,001$

Tab. 16: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Herculite; Zeitpunkt der Messung: 20 Tage nach Aushärtung

Es besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an den Messpunkten 1 mm und 3 mm und ein sehr signifikanter Unterschied an den Messpunkten 1,5 mm, 2 mm und 2,5 mm.

II. Verwendetes Komposit: Filtek Supreme®

Filtek 5 min nach Polymerisation	Halogen 1 mm (72)	Halogen 1,5 mm (71)	Halogen 2 mm (69)	Halogen 2,5 mm (66)	Halogen 3 mm (62)
LED 1 mm (69)	*** $p \leq 0,001$	–	–	–	–
LED 1,5 mm (67)	–	*** $p \leq 0,001$	–	–	–
LED 2 mm (65)	–	–	*** $p \leq 0,001$	–	–
LED 2,5 mm (61)	–	–	–	*** $p \leq 0,001$	–
LED 3 mm (55)	–	–	–	–	*** $p \leq 0,001$

Tab. 17: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Filtek Supreme; Zeitpunkt der Messung: 5 min nach Aushärtung

Es besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an den Messpunkten 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm und 3 mm.

Filtek 1 Tag nach Polymerisation	Halogen 1 mm (77)	Halogen 1,5 mm (76)	Halogen 2 mm (75)	Halogen 2,5 mm (72)	Halogen 3 mm (71)
LED 1 mm (74)	*** $p \leq 0,001$	–	–	–	–
LED 1,5 mm (73)	–	*** $p \leq 0,001$	–	–	–
LED 2 mm (72)	–	–	*** $p \leq 0,001$	–	–
LED 2,5 mm (70)	–	–	–	** $p \leq 0,01$	–
LED 3 mm (68)	–	–	–	–	*** $p \leq 0,001$

Tab. 18: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Filtek Supreme; Zeitpunkt der Messung: 1 Tag nach Aushärtung

Es besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an den Messpunkten 1 mm, 1,5 mm, 2 mm und 3 mm und ein sehr signifikanter Unterschied an dem Messpunkt 2,5 mm.

Filtek 3 Tage nach Polymerisation	Halogen 1 mm (71)	Halogen 1,5 mm (69)	Halogen 2 mm (68)	Halogen 2,5 mm (66)	Halogen 3 mm (63)
LED 1 mm (68)	** $p \leq 0,01$	–	–	–	–
LED 1,5 mm (68)	–	ns	–	–	–
LED 2 mm (66)	–	–	* $p \leq 0,05$	–	–
LED 2,5 mm (65)	–	–	–	ns	–
LED 3 mm (62)	–	–	–	–	ns

Tab. 19: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Filtek Supreme; Zeitpunkt der Messung: 3 Tage nach Aushärtung

Es besteht ein sehr signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an dem Messpunkt 1 mm, ein signifikanter Unterschied an dem Messpunkt 2 mm und ein nicht signifikanter Unterschied an den Messpunkten 1,5 mm, 2,5 mm und 3 mm.

Filtek 20 Tage nach Polymerisation	Halogen 1 mm (59)	Halogen 1,5 mm (58)	Halogen 2 mm (57)	Halogen 2,5 mm (54)	Halogen 3 mm (50)
LED 1 mm (58)	ns	–	–	–	–
LED 1,5 mm (57)	–	ns	–	–	–
LED 2 mm (55)	–	–	ns	–	–
LED 2,5 mm (53)	–	–	–	ns	–
LED 3 mm (50)	–	–	–	–	ns

Tab. 20: T-Test für unabhängige Stichproben

Mittelwerte der Barcol-Härte sind in Klammern angegeben

Komposit: Filtek Supreme; Zeitpunkt der Messung: 20 Tage nach Aushärtung

Es besteht ein nicht signifikanter Unterschied zwischen der Halogenlampe und der LED-Lampe bei der Barcol-Härte Messung an den Messpunkten 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm und 3 mm.

5.2.2. Härte in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer

I. Halogenlampe Elipar II® mit Herculite XRV®

Ort der Messung	Zeitpunkt der 1. Messung	Zeitpunkt der 2. Messung	Signifikanz	Zunahme (+) Keine Änderung (0) Abnahme (-)
1 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	ns	0
1 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
1 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
1,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
1,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	*	+
1,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
2 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
2 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
2 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
2,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	ns	0
2,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
2,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
3 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	*	+
3 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
3 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	ns	0

Tab. 21: Einfluss der Lagerungsdauer auf die Härte;

verwendete Lampe: Elipar II®; verwendetes Komposit: Herculite XRV®

Der Vergleich der Zeitpunkte der Härtemessungen mit der Messung nach 5 min zeigt, dass es nach Lagerung von einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme der Härtewerte kommt, nach 20 Tagen kommt es dagegen meist zu einer Abnahme und einmal zu keiner Änderung der Härtewerte.

II. Halogenlampe Elipar II[®] mit Filtek Supreme[®]

Ort der Messung	Zeitpunkt der 1. Messung	Zeitpunkt der 2. Messung	Signifikanz	Zunahme (+) Keine Änderung (0) Abnahme (-)
1 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
1 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	*	-
1 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
1,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
1,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
1,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
2 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
2 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
2 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
2,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
2,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
2,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
3 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
3 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
3 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-

Tab. 22: Einfluss der Lagerungsdauer auf die Härte;

verwendete Lampe: Elipar II[®]; verwendetes Komposit: Filtek Supreme[®]

Der Vergleich der Zeitpunkte der Härtemessungen mit der Messung nach 5 min zeigt, dass es nach Lagerung von einem und 3 Tagen meist zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme und einmal zu einer Abnahme der Härtewerte kommt, nach 20 Tagen kommt es dagegen immer zu einer Abnahme der Härtewerte.

III. LED-Lampe FreeLight II[®] mit Herculite XRV[®]

Ort der Messung	Zeitpunkt der 1. Messung	Zeitpunkt der 2. Messung	Signifikanz	Zunahme (+) Keine Änderung (0) Abnahme (-)
1 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	ns	0
1 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
1 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
1,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
1,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
1,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
2 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	*	+
2 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	***	+
2 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	***	-
2,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	*	+
2,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	***	+
2,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	**	-
3 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	***	+
3 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	**	+
3 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	*	-

Tab. 23: Einfluss der Lagerungsdauer auf die Härte;

verwendete Lampe: FreeLight II[®]; verwendetes Komposit: Herculite[®]

Der Vergleich der Zeitpunkte der Härtemessungen mit der Messung nach 5 min zeigt, dass es nach Lagerung von einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme der Härtewerte kommt, nach 20 Tagen kommt es dagegen immer zu einer Abnahme der Härtewerte.

IV. LED-Lampe FreeLight II® mit Filtek Supreme®

Ort der Messung	Zeitpunkt der 1. Messung	Zeitpunkt der 2. Messung	Signifikanz	Zunahme (+) Keine Änderung (0) Abnahme (-)
1 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	*	+
1 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
1 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	ns	0
1,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	*	+
1,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
1,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	ns	0
2 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	ns	0
2 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
2 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	ns	0
2,5 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	ns	0
2,5 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	*	+
2,5 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	ns	0
3 mm	nach 5 min	nach 1 Tag	ns	0
3 mm	nach 5 min	nach 3 Tagen	ns	0
3 mm	nach 5 min	nach 20 Tagen	*	-

Tab. 24: Einfluss der Lagerungsdauer auf die Härte;

verwendete Lampe: FreeLight II®; verwendetes Komposit: Filtek Supreme®

Der Vergleich der Zeitpunkte der Härtemessungen mit der Messung nach 5 min zeigt, dass es nach Lagerung von einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme der Härtewerte kommt, nach 20 Tagen kommt es meist zu keiner Änderung und einmal zur Abnahme der Härtewerte.

6. Diskussion

6.1. Material und Methode

6.1.1. Auswahl der Lampen

Die Prüfung der Eignung der neuen, blaues Licht emittierenden Dioden (LED) zur Polymerisation von dentalen Kompositen erfordert den experimentellen Vergleich mit bewährten etablierten Polymerisationsverfahren. In der vorliegenden Untersuchung wurde eine der leistungsstärksten auf dem Markt erhältlichen LED-Lampe (Elipar FreeLight II[®], 3M ESPE) mit einer konventionellen Halogenlampe verglichen, welche derzeit als Standard Equipment in der Praxis anzusehen ist.

Bei beiden Polymerisationsverfahren wurde eine Belichtungszeit von 40 s gewählt, obwohl laut Herstellerangaben bei der LED-Lampe eine Belichtungszeit von 20 s ausreichend wäre. So sollte ein direkter Vergleich anhand von Härteprofilen gewährleistet werden.

Die vom Hersteller angegebene Lichtintensität von 1000 mW/cm² für die LED-Lampe konnte in unserer Überprüfung mit einem Standard-Radiometer nicht gemessen werden. Für die verwendete Halogenlampe gibt der Hersteller eine Lichtintensität von 750 mW/cm² an, welche in der vorliegenden Studie bei der Überprüfung mit dem Radiometer bestätigt wurde.

Die Tatsache, dass mit dem Radiometer für die LED-Lampe eine geringere Lichtintensität (550-600 mW/cm²) gemessen wurde, bestätigten die Untersuchungen anderer Forschungsgruppen [Ernst et al., 2000; Asmussen et al., 2002; Dunn et al., 2002; Ernst et al., 2002; Bennett et al., 2004; Rahiotis et al., 2004; Tsai et al., 2004]. Dies lässt sich damit erklären, dass das verwendete Radiometer (Curing Radiometer, Demetron, Danbury, CT, USA) das gesamte Lichtspektrum der Polymerisationslampen erfasst und nicht nur den engen Bereich, welcher von den LED-Lampen emittiert wird [Asmussen et al., 2002; Dunn et al., 2002]. Das Lichtspektrum, welches von Halogenlampen erzeugt wird, ist wesentlich größer als das von LED-Lampen, welches nur im Blaulichtbereich (mit einem Maximum bei 470 nm) liegt (Abb.18). Die Hersteller von LED-Lampen warnen daher davor, herkömmliche Radiometer zu benutzen,

um die Lichtintensität von LED-Lampen mit der von Halogenlampen zu vergleichen [Dunn et al., 2002]. Allerdings ist dies für den Zahnarzt die einzige Möglichkeit, um die Lichtintensität der Polymerisationslampen zu kontrollieren. Viele Autoren haben darauf hingewiesen, dass die Korrelation zwischen dem Emissionsspektrum der LED-Lampen und dem Absorptionsspektrum von Kampherchinon der größte Vorteil dieser Polymerisationslichtquelle sei. Denn dieser Fotoinitiator werde in den meisten Kompositen verwendet [Jandt et al., 1999; Mills et al., 1999; Stahl et al., 2000; Leonard et al., 2002]. Darin liegt mit Sicherheit auch ein großer Vorteil der LED-Polymerisation, aber in einigen Kompositen werden auch andere Fotoinitiatoren verwendet. Diese Komposite lassen sich mit LED-Lampen nicht ausreichend polymerisieren [Uhl et al., 2003; Uhl et al., 2004; Uhl et al., 2004]. Die Hersteller von Kompositen sollten den Spektralbereich in dem der jeweilige Fotoinitiator reagiert für ihre Komposite bekannt geben. Damit könnte sichergestellt werden, dass in der Zahnärztlichen Praxis nur geeignete Komposite mit der LED-Technologie polymerisiert werden.

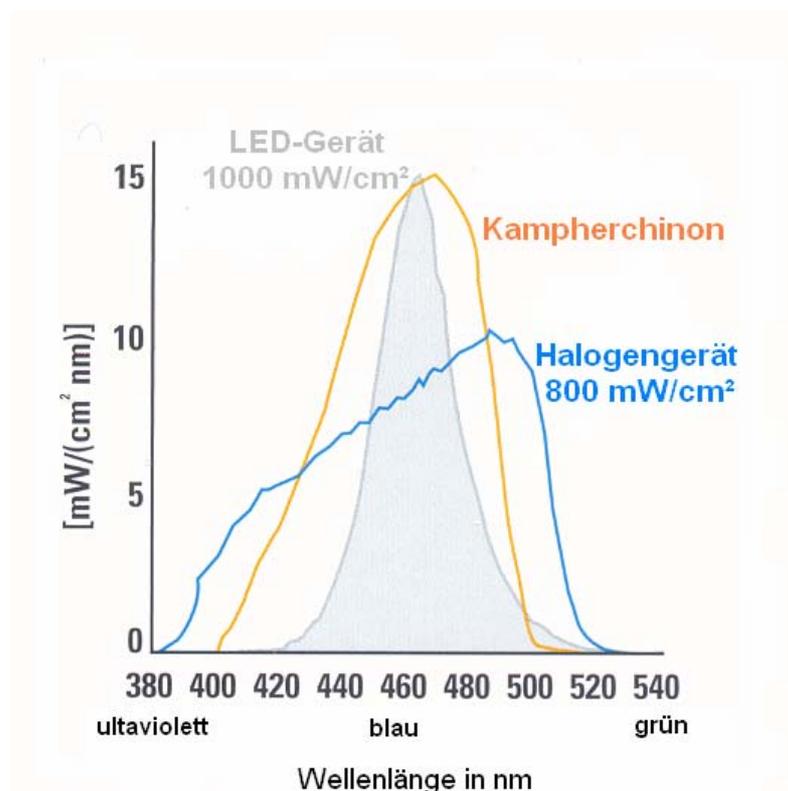


Abb. 18: Verhältnis des Lichtspektrums von einer LED-Lampe und einer Halogenlampe im Vergleich zum Fotoinitiator Kampherchinon

6.1.2. Herstellung der Kompositprüfkörper

Das Ziel, die Aufnahme von Härte-Tiefen-Profilen, machte es notwendig, dass die zur Herstellung der Prüfkörper verwendete Aluminiumform teilbar sein musste. Dadurch wurde vermieden, dass der Kompositprüfkörper erst mit einer Diamanttrennscheibe längsgeteilt werden muss, um geeignete Härteprofile aufnehmen zu können. Durch diesen Schleifvorgang könnte es infolge der Wärmeentwicklung zu einer Gefügeveränderung innerhalb der Kompositprüfkörper kommen, was zu einer Verfälschung der Härtewerte führen könnte. Die Teilbarkeit der Aluminiumform wurde erreicht, indem ein Cellophanstreifen innerhalb der Kompositprobe gespannt wurde. Dadurch ließen sich zwei getrennte Kompositprüfkörper in einem Polymerisationsschritt herstellen.

Hofmann et al. [Hofmann et al., 2002] berichtet in seiner Untersuchung davon, dass die Härte an der Oberfläche eines Kompositprüfkörpers, der oberflächlich mit einem Cellophanstreifen abgedeckt und polymerisiert wurde, geringer ist als in 80-100 µm Tiefe des Prüfkörpers. Daher empfiehlt er, dass die Oberfläche der Kompositprüfkörper vor der Härtemessung poliert werden sollte.

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Methode der Polymerisation mit einem Cellophanstreifen angewandt. Denn in der Zahnärztlichen Praxis können die Bereiche von Kompositfüllungen, welche der Matrize zugewandt sind, nicht immer poliert werden (Approximalkontakt). Zudem wurde die Polymerisation über einen Cellophanstreifen mit anschließender Härtemessung ohne vorherige Politur der Kompositprüfkörper in vielen anderen Studien angewandt [Chung 1989; Wassell et al., 1992; Dunn et al., 2002; Mills et al., 2002; Soh et al., 2003; Uhl et al., 2004].

In der vorliegenden Studie wurde der Grad der Polymerisation von Kompositprüfkörpern anhand von Härteprofilen überprüft, um zu zeigen, welche Auswirkungen verschiedene Polymerisationsverfahren auf den Härteverlauf im Inneren von Kompositprüfkörpern haben. Diese praxisrelevante Methode ist sehr anschaulich und sie verdeutlicht, wie es zu einem Abfall der Härtewerte in der Tiefe des Kompositgefüges kommt. Der Vergleich von verschiedenen Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen ist in der einschlägigen Literatur anerkannt und wurde von zahlreichen Untersuchern als Parameter

verwendet [Burtscher et al., 2002; Dialani et al., 2002; Pfeifer et al., 2002; Porche et al., 2002; Uhl et al., 2002; Rahiotis et al., 2004; Tsai et al., 2004].

Eine andere Methode, um Polymerisationsverfahren anhand von Härtemessungen miteinander zu vergleichen, besteht darin, Messungen an der Ober- und Unterseite von Kompositprüfkörpern aufzuzeichnen. Auch dieses Verfahren ist verbreitet [Dunn et al., 2002; Hofmann et al., 2002; Uhl et al., 2002; Soh et al., 2003]. Allerdings liegen dabei jeweils nur zwei Werte vor, um Vergleiche zu ziehen.

Zur Durchführung der Barcol-Härtemessung mussten die Prüfkörper eine Mindestdicke von 3 mm aufweisen, da es in Vorversuchen mit dünneren Kompositprüfkörpern während der Härtemessung häufig zu Frakturen kam.

Um eine Formkongruenz der Kompositprüfkörper zu gewährleisten, wurde immer dieselbe Aluminiumform verwendet. Das glatte Aluminium in Verbindung mit einer dünnen Schicht Vaseline zur Isolierung gewährleistete eine einfache Entformung der polymerisierten Kompositprüfkörper.

6.1.3. Restaurationsmaterial

Das verwendete Komposit Herculite XRV[®] ist ein Hybridkomposit. Das Komposit Filtek Supreme[®] ist der neuen Gruppe der Nanokomposite zugeteilt.

Bei den Hybridkompositen handelt es sich um eine Kombination von Mikro- und Makrofüllern. Die Makrofüllerkomposite enthalten Quarz-, Glas- oder Keramikpartikel mit einem Partikeldurchmesser von 1 µm und größer. Der Partikeldurchmesser bei den Mikrofüllerkompositen liegt im Bereich von etwa 10-40 nm. Kombinationen dieser beiden Komposittypen werden als Hybridkomposite bezeichnet, wodurch sich der Füllkörpergehalt bei einem Partikeldurchmesser von 0,6-1 µm auf bis zu 85 Gew.% steigern lässt. Diese Kombination vereint die Vorteile der beiden Komposittypen. Durch die dichte Packung der Füller mit sehr geringen Abständen ergibt sich die Möglichkeit einer sehr guten Politur. Durch eine gute Abriebfestigkeit lassen sich diese Komposite sowohl im Front- als auch Seitenzahnbereich verwenden. Die Randständigkeit und Volumenkonstanz ist bei den Hybridkompositen wesentlich besser, da die Polymerisationsschrumpfung mit ca. 2,5-3% gering ist [Heidemann 1999].

Nanokomposite bestehen ebenfalls aus zwei unterschiedlichen Füllergruppen. Einerseits bestehen die Nanokomposite aus Partikeln, den Nanomeren, mit einer Grösse zwischen 20 und 75 Nanometern und andererseits aus den Nanoclustern, die aus Agglomeraten von Nanomeren bestehen. Der Füllkörpergehalt bei diesen Kompositen beträgt etwa 78-82 Gew.%. Durch diesen hohen Füllkörpergehalt aus kleinsten Partikeln ergibt sich eine Polymerisationsschrumpfung von ca. 1,5-2%. Mit diesem neuen Komposittypen soll eine noch bessere Polierbarkeit der Kompositfüllungen erzielt werden. Die Abrasionsfestigkeit und damit die Stabilität des Glanzes nach der Politur gegenüber den Hybridkompositen sollen besser sein. Denn unter Belastung gehen nicht so große Füllkörper verloren, wie bei den Hybridkompositen [3M ESPE, 2002].

In der vorliegenden Studie wurden ein gut untersuchtes und klinisch langjährig bewährtes Komposit (Herculite XRV[®]) [Kook, 2000; Danesh et al., 2001; Quance et al., 2001; Sharkey et al., 2001; Hofmann et al., 2002] und ein neu auf dem Markt eingeführtes Komposit (Filtek Supreme[®]) verwendet. Die Bestandteile beider Komposite sind sehr ähnlich. Das Komposit Filtek Supreme[®] repräsentiert einen Komposittyp mit einem hohen Elastizitätsmodul verbunden mit einem schnellen Polymerisationscharakter. Es soll nach Herstellerangaben sehr gute Ergebnisse bei der Polymerisation mit der neuen LED-Technologie liefern [3M ESPE, 2002]. Beide Komposite enthalten nach Herstellerangaben ausschließlich den Fotoinitiator Kampherchinon.

Beide Komposite können nach Herstellerangaben sowohl mit der Halogenlampe als auch mit der LED-Lampe im klinischen Alltag verwendet werden. Da das neue Komposit Filtek Supreme[®] vom gleichen Hersteller stammt wie die verwendete LED-Lampe, konnte davon ausgegangen werden, dass dieses besonders gut mit dem neuen Polymerisationsverfahren harmoniert. Denn die LED-Lampe wurde vor dem neuen Komposit auf den Markt gebracht.

6.1.4. Wasserlagerung

Um eine bessere Vergleichbarkeit mit der in vivo Situation zu erreichen, wird die Methode der Wasserlagerung der Probenkörper den Gegebenheiten des Mundmilieus angenähert. Eine einheitliche Vorgehensweise bei der Lagerung von Kompositprüfkörpern lässt sich der Literatur nicht entnehmen.

Die Lagerung in isotoner und steriler Kochsalzlösung bei 37°C ist ein anerkanntes Verfahren, um Kompositprüfkörper für Härtemessungen zu lagern und wurde bereits in vielen anderen Studien angewandt [Abate et al., 1997; Jandt et al., 1999; Danesh et al., 2001; Asmussen et al., 2002; Mills et al., 2002; Price et al., 2002]. Diese Methode soll zum einen die menschliche Körpertemperatur simulieren und zum anderen soll die isotone Kochsalzlösung den Speichel ersetzen und Quellungseffekte und Hydrolyse ermöglichen.

Als Alternative hätte eine trockene Lagerung der Kompositprüfkörper gewählt werden können, wie sie in anderen Studien zur Anwendung kam [Ernst et al., 1998; Ernst et al., 2000; Dunn et al., 2002; Hofmann et al. 2002; Uhl et al., 2002]. Diese Lagerung entspricht allerdings nicht den Gegebenheiten des Mundmilieus. Daher wurde diese Lagerungsform nicht gewählt.

6.1.5. Lagerungsdauer

Die hergestellten Kompositprüfkörper wurden für 24 h, 3 Tage und 20 Tage gelagert, wobei nach diesen Zeitpunkten jeweils eine Barcol-Härtemessung vorgenommen wurde. Durch den Vergleich dieser Messwerte mit jenen unmittelbar nach der Polymerisation sollte festgestellt werden, ob es zu einer Veränderung der Härte der Kompositoberfläche kommt.

Mit dieser Vorgehensweise sollte geprüft werden, ob die Härtemessungen nach 24 h, 3 Tagen und 20 Tagen höhere Werte im Vergleich zur Messung nach 5 min erreichen, da eine Nachhärtung der Kompositprüfkörper nach der Polymerisation erwartet werden konnte.

Einige Studien wählten eine ähnliche Vorgehensweise und stellten fest, dass es nach einem Tag zu einer signifikanten Härtesteigerung kommt [Leung et al., 1983 und 1985; Pilo et al., 1992; Price et al., 2002]. Des Weiteren zeigten diese Untersuchungen auch, dass es auch danach noch zu weiteren Härteanstiegen

kam, diese aber im Vergleich zur Messung nach 24 Stunden gering ausfallen. Dies bedeutet, dass die Nachhärtung von Kompositen im Wesentlichen innerhalb eines Tages abläuft.

Die erwähnten Studien führten Härtemessungen an Kompositprüfkörpern durch, welche maximal 10 Tage gelagert wurden. In der vorliegenden Studie sollte festgestellt werden, wie sich die Härtewerte der Kompositprüfkörper nach 20 Tagen verändern und wie sich dabei die Lagerung der Proben in 37°C warmer Kochsalzlösung auf die Härte der Komposite auswirkt.

Ernst et al. [Ernst et al., 1998] untersuchten ebenfalls die Auswirkungen der Nachhärtung bei einer längeren Lagerungsdauer, wobei sie die Proben zwischen den Härtemessungen jedoch trocken lagerten.

6.1.6. Härtemessverfahren

Die Messung der Härte von Kompositen ist ein gutes und anerkanntes Surrogatkriterium, um die Polymerisation der Komposite zu beurteilen. Es besteht eine Korrelation zwischen der Härtemessung und der Konversionsrate von Kompositen. Härtemessverfahren werden somit als indirekte Methode der C=C Konversion angesehen [Ferracane, 1985; De Wald et al., 1987; Rueggeberg et al., 1988].

Das Barcol-Härtemessgerät GYZJ-1 ist nach Herstellerangaben zur Prüfung der Härte von weichen Metallen, wie Aluminium und seine Legierungen, Messing, Kupfer, Fiberglas und für harte Kunststoffe geeignet. Aus diesem Grund wurde dieses Härtemessverfahren bereits in zahlreichen Studien angewendet. Abate et al. [Abate et al., 1997 und 2001] untersuchten verschiedene Zemente und Komposite, Friedman und Hasan [Friedman & Hasan, 1984] verglichen unterschiedliche Komposite, Leung et al. [Leung et al., 1983 und 1985] verwendeten die Barcol-Härte, um eine Nachhärtung der Komposite nach der Polymerisation aufzuzeigen und Mills et al. [Mills et al., 2002] untersuchten verschiedene Polymerisationsverfahren mit Hilfe der Barcol-Härte.

Das Barcol-Härtemessverfahren bietet ein unkompliziertes Handling, da das Gerät sehr leicht zu bedienen ist und die Barcol-Härte nach der Messung ohne Zeitverzögerung am Gerät abgelesen werden kann. Dadurch können

problemlos viele Messungen und auch eine einfache Überprüfung der Messergebnisse auf Reproduzierbarkeit durchgeführt werden.

Diverse Studien beschäftigten sich mit dem Vergleich von verschiedenen Härtemessverfahren. Dabei stellten Chung [Chung 1989] und Tirtha et al. [Tirtha et al., 1982] fest, dass das Barcol-Härtemessverfahren ein sehr sensibles Härtemessverfahren ist. Ihre Untersuchungen zeigten, dass bei einer Differenz von 2,1 Barcol-Einheiten (Chung) bzw. von 1,9 Barcol-Einheiten (Tirtha) ein signifikanter Unterschied für die untersuchten Proben vorliegt. Beide Studien verwendeten die einfaktorielle Varianzanalyse, um eine Signifikanz der Unterschiede der Mittelwerte zu überprüfen. Um die Signifikanz der Mittelwertunterschiede der Barcol-Härte zu ermitteln, verwendete Chung den Scheffé-Test und Tirtha den Tukey-Test. Sie sind der Meinung, dass das Barcol-Härtemessverfahren ein geeignetes Verfahren darstellt, um verschiedene Komposite oder Polymerisationsverfahren miteinander zu vergleichen. Die Härtemessverfahren nach Knoop und Rockwell wiesen bei der Untersuchung von Chung wesentlich größere Streuungen innerhalb der Messreihen auf, woraus er schlussfolgerte, dass diese Verfahren ungenauer sind als das Barcol-Messverfahren.

Bei den Härtemessverfahren nach Vickers und Knoop werden die Härtemessungen an der Oberfläche der Kompositprüfkörper gemessen, weshalb vorher eine Oberflächenbehandlung durchgeführt werden muss. Erst nach dieser Oberflächenbehandlung kann der Eindruck, den die Vickers- oder Knooppyramide auf dem Kompositprüfkörper hinterlässt, bestimmt werden.

6.2. Ergebnisse

6.2.1. Ergebnisse hinsichtlich der Polymerisationsmethode

Bereits in der deskriptiven Statistik zeigt sich, dass zwischen den beiden Polymerisationsverfahren Mittelwertsunterschiede bestehen. Die Varianzanalyse belegt einen signifikanten Einfluss der Polymerisationslampe auf das Härteprofil.

Die Betrachtung der Mittelwerte zeigt, dass das Licht der Halogenlampe fast immer eine höhere Härte der Kompositoberfläche bewirkt als das Licht der LED-Lampe.

Bessere Ergebnisse erreicht die LED-Lampe nur zweimal mit dem Material Herculite XRV[®] nach eintägiger Messung und nur einmal mit dem Material Filtek Supreme[®] nach zwanzigtägiger Messung. Des Weiteren ist auffällig, dass die LED-Lampe bei beiden Materialien nach einem Tag einen deutlicheren Anstieg der Härtewerte zeigt, als die Halogenlampe. Die Frage, ob die vorliegenden Ergebnisse darauf hinweisen, dass die LED-Polymerisation eine bessere Nachhärtung von Kompositen erzeugt als die Halogenpolymerisation ist mit dem vorliegenden Versuchsansatz nicht eindeutig zu klären.

Die in der Zielsetzung formulierte Nullhypothese:

- 1. Es besteht kein Einfluss der Polymerisationslampe**
 - a) LED-Lampe**
 - b) Halogenlampe**
- auf die Härteprofile.**

muss daher verworfen werden.

6.2.2. Ergebnisse hinsichtlich der Lagerungsdauer

Hinsichtlich der Lagerungsdauer ergaben die Versuche sowohl mit den unterschiedlichen Polymerisationsverfahren als auch mit den verschiedenen Kompositen vergleichbare Ergebnisse. In der Varianzanalyse innerhalb der einzelnen Messreihen wurden signifikante Unterschiede gefunden.

Bei den Messungen nach 24 Stunden kam es in den meisten Fällen zu einer höchst signifikanten Zunahme der Härtewerte und bei den Messungen nach drei Tagen noch zu einer signifikanten Zunahme im Vergleich zur Messung nach fünf Minuten. Bei der Messung nach zwanzig Tagen wurde aber fast immer eine höchst signifikante Abnahme der Härtewerte im Vergleich zur Messung nach fünf Minuten festgestellt. Diese Abnahme lässt sich mit der Art der Lagerung der Kompositproben erklären. Aufgrund der Lagerung der Proben in 37°C warmer Kochsalzlösung nehmen die Komposite Wasser auf, wodurch über Hydrolyse Kompositbestandteile herausgelöst werden und sich die Härte somit reduziert.

Die in der Zielsetzung formulierte Nullhypothese:

- 2. Es gibt keine zeitabhängige Veränderung der Härteprofile nach Polymerisation von 24 h, von drei und von zwanzig Tagen.**

muss daher verworfen werden.

6.3. Abschließende Bewertung der Ergebnisse

In der Literatur finden sich noch keine validen Untersuchungen mit den neueren LED-Lampen. Vergleichend herangezogen werden können nur die Untersuchungen, die sich mit den ersten auf dem Markt befindlichen LED-Lampen (Luxomax[®], GC Light[®], FreeLight I[®]) oder mit Prototypen beschäftigen. Die Auswertung dieser Literatur zeigt, dass die LED-Polymerisation noch nicht die Leistungsfähigkeit der Halogenpolymerisation erreicht. Die Untersucher weisen jedoch alle daraufhin, dass diese neue Technologie die Polymerisationsmethode der Zukunft sei.

Nach der Auswertung der Literatur zur Polymerisation mit LED-Lampen [Jandt et al., 1999; Mills et al., 1999; Asmussen et al., 2002; Burgess et al., 2002; Dunn et al., 2002; Hofmann et al., 2002; Leonard et al., 2002; Porche et al., 2002; Strassler et al., 2002; Uhl et al., 2002; Uhl et al., 2003; Bennett et al., 2004; Rahiotis et al., 2004; Tsai et al., 2004; Uhl et al., 2004] wäre zu erwarten, dass mit dem Intensitätsmaximum der Emission im Wellenlängenbereich um 470 nm, in dem auch das Maximum der Lichtabsorption des Fotoinitiators Kampherchinon liegt, trotz der geringen Lichtstärke der LEDs eine ähnliche Induktion der Polymerisation wie mit dem Halogenlicht erzielt wird. Alle genannten Studien zeigen aber, dass mit der LED-Polymerisation bezüglich der physikalischen Parameter, wie E-Modul, Härte, Druckfestigkeit und auch des Konversionsgrades und der Polymerisationstiefe im Vergleich zur Halogenpolymerisation geringere Werte erreicht werden.

In der vorliegenden Studie wurde eine neuere LED-Lampe mit höherer Lichtstärke untersucht und es wurden ebenfalls geringere Härtewerte im Vergleich zur Halogenlampe gefunden. Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen den Polymerisationsverfahren. Trotz dieser signifikanten Unterschiede ist die Polymerisationsleistung der LED-Lampe dennoch ausreichend, um eine Aushärtung von 2 mm dicken Kompositinkrementen in der zahnärztlichen Praxis zu gewährleisten.

Um einen guten Vergleich zwischen den Polymerisationsverfahren zu erhalten, wurde mit beiden Lampen eine Belichtungszeit von 40 s gewählt, obwohl laut Herstellerangaben bei der LED-Lampe eine Belichtungszeit von 20 s ausreichend sei. Trotz der verlängerten Belichtungszeit fallen die Härtewerte

mit der LED-Polymerisation signifikant geringer aus. In anderen Studien wurden ebenfalls Härteprofile aufgestellt, um die Halogen- und LED-Polymerisation miteinander zu vergleichen und die Ergebnisse aus der vorliegenden Untersuchung bestätigt [Munoz et al., 2002; Uhl et al., 2003; Rahiotis et al., 2004; Tsai et al., 2004]. Erstaunlich ist die Tatsache, dass die Härtewerte mit der LED-Polymerisation nach 24 Stunden und drei Tagen stärker ansteigen als mit der Halogenpolymerisation und sich somit die Härteprofile der beiden Verfahren annähern. Eine mögliche Erklärung für diese Tatsache wäre, dass die Lichtstärke und die Belichtungszeit der LED-Lampe nicht ausreichen, um dieselbe Anzahl der Monomere in den Kompositen wie mit der Halogenpolymerisation zu aktivieren. Die geringe Lichtstärke der LED-Lampen wird auch in einer anderen Studie als Ursache herangezogen, um die geringeren Härtewerte der LED-Polymerisation zu erklären [Rahiotis et al., 2004]. Allerdings scheint die Aktivierung der Monomere auszureichen, um eine entsprechende Nachhärtung der Komposite zu gewährleisten. Weitere Studien sind erforderlich, um dieses Phänomen im Bereich der LED-Polymerisation zu erklären.

In der vorliegenden Untersuchung wurde bewusst die Lagerung der Kompositproben in 37°C warmer Kochsalzlösung gewählt, da diese Form der Lagerung dem Mundmilieu näher kommt. Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Steigerung der Härtewerte bei der Messung nach 24 Stunden und meist auch noch nach drei Tagen im Vergleich zur Härtemessung nach 5 min. Diese Ergebnisse stimmen mit der ausgewerteten Literatur überein [Leung et al., 1983; Leung et al., 1985; Pilo & Cadash, 1992; Quance et al., 2001; Price et al., 2002]. Leung et al. [Leung et al., 1986] und Pilo und Cadash [Pilo & Cadash, 1992] stellten in ihren Untersuchungen fest, dass die Härte mit dem Molekulargewicht korreliert. Dabei bemerkten sie, je härter ein Kompositprüfkörper ist, desto größer ist sein Molekulargewicht.

Bei der Messung nach 20 Tagen kommt es dagegen zu einem signifikanten Abfall der Härtewerte. Dies könnte auf die Lagerung der Kompositproben in 37°C warmer Ringer-Lösung zurückzuführen sein. Dabei kommt es zunächst zu einer Wasserabsorption durch einen Diffusions-kontrollierten Vorgang. Danach werden Monomere aus dem Komposit durch Hydrolyse herausgelöst und das Molekulargewicht wird reduziert [Örtengren et al., 2001]. Damit kommt es auch

zu einer Abnahme der Härte der Kompositprüfkörper [Leung et al., 1986]. Andere Studien bestätigen diesen Gewichtsverlust der Komposite bei Lagerung der Prüfkörper im feuchten Milieu [Watts et al., 1986; Martin et al., 1998; Milleding et al., 1998].

6.4. Klinische Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die Anwendung einer LED-Polymerisationslampe zur Polymerisation von Kompositprüfkörpern nicht die Härtewerte einer Halogenlichtpolymerisation erreicht. Die Aushärtung in der zahnärztlichen Praxis von maximal 2 mm dicken Kompositinkrementen mit der untersuchten LED-Lampe könnte dennoch ausreichend sein, da es nach 24 Stunden zu einer stärkeren Nachhärtung kommt als mit der Halogenlampe.

Diese neue Technologie der Kompositpolymerisation reicht bereits nach kurzer Entwicklungsphase schon fast an die Qualität der Halogenpolymerisation heran. Somit ist die LED-Polymerisation wahrscheinlich das Verfahren der Zukunft.

Die LED-Technologie bietet für den Praktiker die Vorteile der langen Lebensdauer und der einfachen, kabellosen Handhabung am Patienten.

7. Zusammenfassung

Kompositmaterialien wurden bisher mit dem Licht von Halogen- oder Plasmalampen polymerisiert. Eine neue Technik beruht darauf, dass das zur Polymerisation benötigte Licht von blauen LEDs (Light Emitting Diodes) generiert wird. Diese Dioden emittieren Licht in einem Wellenlängenbereich von 450-490 nm. Damit trifft ihr Lichtspektrum recht genau das Empfindlichkeitsmaximum des Fotoinitiators Kampherchinon, welcher in den meisten Kompositen verwendet wird. Damit ein Halogenlicht-Polymerisationsgerät Komposite aushärten kann, muss ein Blaufilter das Lichtspektrum der Lampe auf einen Wellenlängenbereich von 380-520 nm eingrenzen. Bei der Entwicklung neuer Technologien stellt sich nun die Frage, ob die Polymerisation mit gleicher Effizienz durchführbar ist, wie mit der Technik der Halogenlichtpolymerisation.

Ziel der vorliegenden Studie war es, eine LED-Lampe mit einer Halogenlampe anhand von Härteprofilen miteinander zu vergleichen. Für die Studie wurden mit Hilfe einer teilbaren Aluminiumform insgesamt 184 Kompositprüfkörper (3x6x6mm) hergestellt. Es ließen sich also durch Einspannen einer Trennfolie zwei Prüfkörper in einem Arbeitsschritt herstellen. Davon wurden 92 Prüfkörper mit dem Licht aus der konventionellen Halogenlampe Elipar II[®] und die anderen 92 Prüfkörper mit dem Licht aus der LED-Lampe Elipar FreeLight II[®] polymerisiert. Die Polymerisationszeit betrug bei beiden Lampen 40 s. Als Kompositmaterialien zur Herstellung der Prüfkörper wurden Herculite XRV[®] und Filtek Supreme[®] in der Farbe A 3,5 verwendet. Somit wurden pro Kompositmaterial und Polymerisationsverfahren 46 Prüfkörper hergestellt. Das Einbringen der Komposite erfolgte in der Bulk-Technik. An 92 Prüfkörpern wurde nach 5 min die erste Härtemessung und nach 3 Tagen die zweite Härtemessung durchgeführt. An den anderen 92 Prüfkörpern wurde die erste Härtemessung nach 24 Stunden und die zweite Härtemessung nach 20 Tagen durchgeführt. Als Härtemessverfahren wurde das statische Prüfverfahren der Barcol-Härte verwendet. Zwischen den einzelnen Härtemessungen lagerten die Prüfkörper in einem Wasserbad bei 37°C in steriler Ringer-Lösung und Dunkelheit. Um Härteprofile aufzunehmen, wurden an jedem Prüfkörper fünf Härtemessungen entlang der Längsachse der Prüfkörper

durchgeführt. Die Messpunkte lagen 1mm; 1,5 mm; 2 mm; 2,5 mm und 3 mm unterhalb der Lichteintrittsfläche der Prüfkörper.

Die Messdaten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 11.0 ausgewertet. Dabei wurden die Einflussgrößen Licht, Kompositmaterial und Lagerungsdauer berücksichtigt. Der T-Test wurde für den Vergleich der beiden Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen verwendet. Unter Anwendung des Komposits Herculite XRV[®] ergab die Aufnahme der Härteprofile nach 5 min an drei Messpunkten eine höchst signifikante ($p \leq 0,001$) und an zwei Messpunkten eine sehr signifikante ($p \leq 0,01$) höhere Barcol-Härte für die Halogenlichtpolymerisation. Bei den Härtemessungen nach einem Tag zeigte die Halogenlichtpolymerisation an einem Messpunkt eine sehr signifikante höhere und einem Messpunkt eine signifikante ($p \leq 0,05$) höhere Barcol-Härte. An zwei Messpunkten lagen keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede vor und an einem Messpunkt zeigte die Aushärtung mit der LED-Lampe eine signifikante höhere Barcol-Härte. Die Härtemessungen nach 3 Tagen wiesen bei der Polymerisation mit der Halogenlampe an drei Messpunkten eine höchst signifikante höhere, an einem Messpunkt eine sehr signifikante höhere und an einem Messpunkt eine signifikante höhere Barcol-Härte auf. Bei den Härtemessungen nach 20 Tagen zeigte die Halogenlichtpolymerisation an zwei Messpunkten eine höchst signifikante höhere und an drei Messpunkten eine sehr signifikante höhere Barcol-Härte im Vergleich zur Polymerisation mit der LED-Lampe.

Unter Verwendung des Komposits Filtek Supreme[®] ergab die Aufnahme der Härteprofile nach 5 min an allen Messpunkten eine höchst signifikante höhere Barcol-Härte für die Halogenlichtpolymerisation im Vergleich zur LED-Polymerisation. Die Härtemessungen nach 24 Stunden wiesen bei der Polymerisation mit der Halogenlampe an vier Messpunkten eine höchst signifikante höhere und an einem Messpunkt eine sehr signifikante höhere Barcol-Härte auf. Bei den Härtemessungen nach 3 Tagen zeigte die Halogenlichtpolymerisation an einem Messpunkt eine sehr signifikante höhere und an einem Messpunkt eine signifikante höhere Barcol-Härte. Die übrigen Härtemessungen aus dieser Messreihe zeigten keine signifikanten Unterschiede. Der Vergleich der Härteprofile

nach 20 Tagen ergab an allen Messpunkten einen nicht signifikanten Unterschied zwischen den beiden Polymerisationsverfahren.

Um den Einfluss der Lagerungsdauer in 37°C warmer Ringer-Lösung auf die Härte der Kompositprüfkörper darzustellen, wurden die Härteprofile von der Messung nach 5 min mit den Messungen nach 24 Stunden, 3 Tagen und 20 Tagen für jeden einzelnen Messpunkt verglichen.

Bei der Verwendung der Halogenlampe und dem Komposit Herculite XRV[®] führte die Lagerung der Kompositprüfkörper dazu, dass es im Gegensatz zur Messung nach 5 min, nach einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme der Härtewerte kam. Nach 20 Tagen kam es dagegen meist zu einer Abnahme und einmal zu keiner Änderung der Härtewerte. Bei Anwendung der Halogenlampe mit dem Komposit Filtek Supreme[®] wies der Vergleich der Zeitpunkte der Härtemessungen mit der Messung nach 5 min auf, dass es nach Lagerung von einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme und einmal zu einer Abnahme der Härtewerte kam. Dagegen führte die Lagerung in der Ringer-Lösung nach 20 Tagen immer zu einer Abnahme der Härtewerte.

Bei Verwendung der LED-Lampe und dem Komposit Herculite XRV[®] ergab die Lagerung der Kompositprüfkörper in 37°C warmer Ringer-Lösung im Vergleich zur Messung nach 5 min, dass es nach einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme der Härtewerte kam. Nach 20 Tagen führte die Lagerung dagegen immer zu einer Abnahme der Härtewerte. Bei der Anwendung der LED-Lampe und dem Komposit Filtek Supreme[®] zeigte sich, dass es beim Vergleich der Zeitpunkte der Härtemessungen mit der Messung nach 5 min nach Lagerung von einem und 3 Tagen zu keiner Änderung oder zu einer Zunahme der Härtewerte kam. Nach 20 Tagen führte die Lagerung in 37°C warmer Ringer-Lösung meist zu keiner Änderung und einmal zur Abnahme der Härtewerte.

In der Studie wurde der Grad der Polymerisation von Kompositprüfkörpern anhand von Härte-Tiefen-Profilen überprüft, um zu zeigen, welche Auswirkungen verschiedene Polymerisationsverfahren auf den Härteverlauf im Inneren von den Kompositprüfkörpern haben. Zur Herstellung der Prüfkörper wurden ein gut untersuchtes und klinisch langjährig bewährtes Komposit und ein neu auf dem

Markt eingeführtes Komposit verwendet. Das neu eingeführte Komposit wird von derselben Firma hergestellt, wie die verwendete LED-Polymerisationslampe.

Die Lagerung der Prüfkörper in Kochsalzlösung bei 37°C wurde gewählt, da sie sich den Gegebenheiten des Mundmilieus annähert. Mit den Härtemessungen nach 24 Stunden, 3 Tagen und 20 Tagen im Vergleich zu der Härtemessung nach 5 min sollte überprüft werden, ob es zu einer Veränderung der Härtewerte kommt.

Das Barcol-Härtemessverfahren ist ein anerkanntes Verfahren, um verschiedene Komposite oder Polymerisationsverfahren anhand von Härtemessungen miteinander zu vergleichen.

Es konnten Unterschiede zwischen den Polymerisationsmethoden gefunden werden.

Zum Vergleich kommen nur Studien in Betracht, die sich mit den ersten auf dem Markt befindlichen LED-Lampen oder mit Prototypen beschäftigen, aber nicht mit den neueren LED-Lampen.

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass das Licht der Halogenlampe immer höhere Härteprofile der Kompositprüfkörper erzeugt als das Licht der LED-Lampe. Lediglich zweimal mit dem Material Herculite XRV[®] nach eintägiger Messung und einmal mit dem Material Filtek Supreme[®] nach zwanzigtägiger Messung erreichte die LED-Polymerisation bessere Härtewerte. Der Einfluss der Lagerungsdauer auf die Härteprofile der Prüfkörper zeigte, dass es nach einem Tag meist zu einer höchst signifikanten Zunahme und nach drei Tagen noch zu einer signifikanten Zunahme der Härtewerte im Vergleich zur Messung nach 5 min kam. Nach zwanzig Tagen kam es dagegen meist zu einer höchst signifikanten Abnahme der Härtewerte. Dies lässt sich mit der Lagerung der Prüfkörper in 37°C warmer Kochsalzlösung erklären, da es dabei zu einer Wasseraufnahme der Komposite kommt und über Hydrolyse Bestandteile herausgelöst werden und sich somit die Härte der Prüfkörper reduziert.

Abschließend kann festgestellt werden, dass die neue LED-Technologie bereits nach kurzer Entwicklungsphase schon fast an die Qualität der Halogenpolymerisation heranreicht. Somit ist die LED-Polymerisation wahrscheinlich das Verfahren der Zukunft.

7.1. Zusammenfassung – Marburger Bibliographie

In-vitro Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen

Bärwald, R.

Kompositmaterialien wurden bisher mit dem Licht von Halogen- oder Plasmalampen polymerisiert. Eine neue Technik generiert das zur Polymerisation benötigte Licht aus blauen LEDs (Light Emitting Diodes). Diese Dioden generieren Licht im Wellenlängenbereich von 450-490 nm. Damit treffen sie recht genau das Empfindlichkeitsmaximum des Fotoinitiators Kampherchinon, welcher in den meisten Kompositen verwendet wird. Dabei stellt sich nun die Frage, ob mit dieser neuen Technik eine Polymerisation mit gleicher Effizienz durchführbar ist, wie mit der Halogenlichtpolymerisation. Ziel der vorliegenden Studie war es, eine LED-Lampe mit einer Halogenlampe anhand von Härteprofilen miteinander zu vergleichen. Für die Studie wurden mit Hilfe einer teilbaren Aluminiumform insgesamt 184 Kompositprüfkörper (3x6x6mm) hergestellt, wovon 92 mit einer herkömmlichen Halogenlampe (Elipar II[®]) und die anderen 92 mit der LED-Lampe Elipar FreeLight II[®] mit je 40 s polymerisiert wurden. Als Kompositmaterialien wurden Herculite XRV[®] und Filtek Supreme[®] verwendet. Die Messung der Barcol-Härte erfolgte 5 min nach der Polymerisation und nach 24 h, 3 Tagen und 20 Tagen Lagerung der Prüfkörper in Ringer-Lösung (37°C) bei Dunkelheit. Die Messpunkte lagen 1 mm; 1,5 mm; 2 mm; 2,5 mm und 3 mm unterhalb der Lichteintrittsfläche des Prüfkörpers. Das Komposit Herculite XRV[®] zeigte bei der Polymerisation mit der Halogenlampe zu allen Zeitpunkten der Härtemessungen eine signifikante ($p \leq 0,05$) bis höchst signifikante ($p \leq 0,001$) höhere Barcol-Härte als bei der Polymerisation mit der LED-Lampe. Ausnahmen gab es nur bei drei Messungen nach einem Tag. Das Komposit Filtek Supreme[®] wies bei den Messungen nach 5 min und 24 h eine sehr signifikante ($p \leq 0,01$) bis höchst signifikante höhere Barcol-Härte bei der Polymerisation mit der Halogenlampe auf. Die Messungen nach 3 Tagen und 20 Tagen zeigten größtenteils nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede der Barcol-Härte. Insgesamt konnte beim Vergleich der Härteprofile die LED-Polymerisation keine ebenbürtigen Ergebnisse erreichen.

7.2. Zusammenfassung – Abstract

In-vitro Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen.

Bärwald, R.

Neben Halogen (HL)- und Plasmalampen werden LED-Lampen (LED) angeboten, die zur Polymerisation von Komposit geeignet sein sollen. Ziel der Untersuchung war es, Härteprofile von Prüfkörpern aus Komposit zu vergleichen. Je 92 Prüfkörper (3x6x6mm) aus den Kompositen Herculite XRV[®] und Filtek Supreme[®] wurden mit einer HL (Elipar II[®]) und einer LED (Elipar FreeLight II[®]) über die Dauer von 40 s polymerisiert. Die Messung der Barcol-Härte (BH) erfolgte 5 min nach der Polymerisation und nach 24 h, nach 3 Tagen und nach 20 Tagen Lagerung in Ringerlösung (37°C) bei Dunkelheit. Die Messpunkte lagen 1 mm; 1,5 mm; 2 mm; 2,5 mm und 3 mm unterhalb der Lichteintrittsfläche des Probenkörpers. Das Komposit Herculite XRV[®] wies bei der Polymerisation mit der HL zu allen Zeitpunkten der Messungen eine signifikante ($p \leq 0,05$) bis höchst signifikante ($p \leq 0,001$) höhere BH auf als bei der Polymerisation mit der LED. Nur bei der Polymerisation nach einem Tag zeigte Herculite XRV[®] an zwei Messpunkten nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede der BH und an einem Messpunkt zeigte die LED eine signifikante ($p \leq 0,05$) höhere BH. Das Komposit Filtek Supreme[®] wies bei den Messungen nach 5 min und 24 h eine sehr signifikante ($p \leq 0,01$) bis höchst signifikante ($p \leq 0,001$) höhere BH bei der Polymerisation mit der HL auf. Die Messungen nach 3 Tagen und 20 Tagen zeigten größtenteils nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede der BH. Insgesamt konnte beim Vergleich der Härteprofile, die LED-Polymerisation keine ebenbürtigen Ergebnisse erreichen.

7.3. Zusammenfassung – Abstract, Englisch

In Vitro Comparison of Polymerization Outcomes in Terms of Hardness Profiles.

Bärwald, R.

In addition to halogen (HL) and plasma lamps, LED lamps (LED) claimed to be suitable for polymerizing composite are commercially available. The aim of the study was to compare the hardness profiles of test specimens made of composite. 92 test specimens (3x6x6mm) made of Herculite XRV[®] and 92 made of Filtec Supreme[®] were polymerized with a HL (Elipar II[®]) and with a LED (Elipar FreeLight II[®]), for a period of 40 sec. The Barcol hardness (BH) was measured after 5 min of polymerization and after 24 h, after 3 days and 20 days storage in Ringer solution at 37°C in the dark. The measuring points were 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm and 3 mm below the point at which light impacted the test specimen. The composite Herculite XRV[®] exhibited a significant ($p \leq 0,05$) to most significant ($p \leq 0,001$) higher BH with the polymerization of the HL at all times of the measurements than with the polymerization of the LED. Only with the polymerization after one day Herculite XRV[®] at two measuring points showed no significant ($p > 0,05$) differences BH and at one measuring point showed the LED a significant ($p \leq 0,05$) higher BH. The composite Filtec Supreme[®] exhibited a very significant ($p \leq 0,01$) to most significant ($p \leq 0,001$) higher BH with the measurements after 5 min and 24 hours with the polymerization of the HL. The measurements after 3 days and 20 days showed to a large extent no significant ($p > 0,05$) differences of the BH. Altogether the LED polymerization could not achieve equal results with the comparison of the hardness profiles.

8. Literaturverzeichnis

Abate, P.F.; Polack, M.A.; Macchi, R.L.

Barcoll hardness of resin modified glass-ionomer cements and a compomer
Quintess Int 28, 345-348 (1997)

Abate, P.F.; Zahra, V.N.; Macchi, R.L.

Effect of photopolymerization variables on composites hardness
J Prosth Dent 86, 632-635 (2001)

Albers, H.F.

Tooth-colored Restoratives

Alto Books, Santa Rosa (1996)

Asmussen, E.; Peutzfeldt, A.

Light-emitting diode curing: influence on selected properties resin composites
Quintess Int 34, 71-75 (2003)

Baharav, H.; Abraham, D.; Cardash, H.S.; Helft, M.

Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured
composite resin
J Oral Rehabilitation 15, 167-172 (1988)

Bakelite AG (Skript)

Vergleich von Prüfnormen nach ISO, DIN ASTM, JIS und BS

Internetdatei: www.bakelite.de (1999)

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.; Heiner, A.D.

Polymerization shrinkage force with xenon short arc or QTH photoillumination

J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1737 (2001)

Brockhaus in einem Band

Verlag F.A. Brockhaus GmbH, 679, Mannheim 1992

Bühl, A.; Zöfel, P.

SPSS Version 10

Addison Wesley Verlag, München (2000)

Burgess, J.O.; Porche, C.

Composite hardness cured with four LED and one Quartz-Tungsten Halogen curing lights

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 3972 (2002)

Burtscher, P.; Rheinberger, V.

Efficiency of LED Lights in comparison to Halogen Lamps

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 3975 (2002)

Burtscher, P.; Salz, U.; Rheinberger V.

Curing ability of a Plasma Lamp

J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1531 (2000)

Burtscher, P.; Salz, U.; Rheinberger, V.

Flexural Strength and Modulus of Laser Cured Composites

J Dent Res 77, Abst.Nr. 428 (1998)

Chung, K.H.

Hardness tests in highly filled composite resins

Chin Dent J 8, 27-32 (1989)

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

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

Dialani, I.; Sung, E.; Caputo, A.A.
Effect of LED curing light on composite resin depth of cure
J Dent Res 81, Abstr.Nr. 0489 (2002)

DIN Taschenbuch 267 Zahnheilkunde Werkstoffe
DIN Deutsches Institut für Normung, 1. Auflage
Beuth Verlag GmbH, Berlin (1997)

3M ESPE
Filtek Supreme : Das Universal-Composite mit Nano-Technologie
Dent-Trend (2002)

Ducksworth, J.; Huget, E.; Swords, R.; Turner, E.W.
Effects of curing on a lowable resin composite
J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1294 (2001)

Dunn, W.J.; Bush, A.C.
A comparison of photopolymerization by light-emitting diode and halogen-
based light-curing units
J Am Dent Assoc 133, 335-341 (2002)

Duret, F.
Schnelle Photopolymerisation von Kompositen mittels Plasmalicht
Zahnarzt/Wirtschaft/Praxis 4, 91-98 (1998)

Eichner, K.

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung (Bd. 1): Grundlagen und Verarbeitung

Thieme Verlag, Stuttgart 2000

Eliades, G.C.; Vougiouklakis, G.J.; Caputo, A.A.

Degree of double bond conversion in light-cured composites

Dent Mater 3, 19-25 (1987)

Ergle, J.W.; Rueggeberg, F.A.

Composite Depths of Cure using a Variety of Curing Sources

J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1804 (2000)

Ernst, C.-P.; Schauer, F.; Willershausen, B.; Hickel, R.

Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (I)

Acta Med Dent Helv 1, 58-63 (1996)

Ernst, C.-P.; Schauer, F.; Willershausen, B.; Hickel, R.

Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (II)

Acta Med Dent Helv 1, 64-69 (1996)

Ernst, C.-P.; Ermer, S.; Stender, E., Willershausen, B.

Härtemessungen an einem lichthärtenden Befestigungskomponente

Dtsch Zahnärztl Z 53, 522-527 (1998) 8

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, 139-144 (2000)

Ernst, C.P.; Scheiblich, M.; Willershausen, B.

Depth of cure of a new blue LED light curing device

J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1501 (2001)

Ernst, C.P.; Zieger, B.; Willershausen, B.

Depth of cure of a new soft-start polymerization unit

J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1502 (2001)

Ernst, C.-P.

Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation, Teil I

ZWR 111, 239-248 (2002)

Ernst, C.-P.

Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation, Teil II

ZWR 111, 309-317 (2002)

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

J Am Dent Assoc 133, 429-434 (2002)

Fay, R.-M.; Lu, H.; Powers, J.M.

Mechanical Properties of Composite cured with LED and QTH Curing Lights

J Dent Res 81, Abstr. Nr. 0484 (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)

Friedmann, J.

Variability of lamp characteristics in dental curing lights

J Esth Dent 1, 189-190 (1989)

Friedmann, J.; Hassan, R.

Comparison study of visible curing lights and hardness of light-cured restorative materials

J Prosth Dent 52, 504-505 (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, Abstr.Nr. 0482 (2002)

Harris, J.S.; Jacobsen, P.H.; O'Doherty, D.M.

The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites

J Oral Rehabilitation 26, 635-639 (1999)

Heidemann, D.

Praxis der Zahnheilkunde (Bd. 2): Kariologie und Füllungstherapie

Urban & Schwarzenberg, München 1999, S. 100-101

Hofmann, N.; Hammerfald, D.; Klaiber, B.

Depth of cure of differently irradiated resin based composites

Cons Euro, Poster 83, München (2003)

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 (2002)

Jandt, K.D.; Mills, R.W.; Blackwell, G.B.; Ashworth, G.H.

Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)

Dent Mater 16, 41-47 (2000)

Kawaguchi, M.; Fukushima, T.; Miyazaki, K.

The Relationship Between Cure Depth and Transmission Coefficient of Visible-light-activated Resin Composites

J Dent Res 73, 516-521 (1994)

Knezevic, A.; Tarle, Z.; Meniga, A.; Sutalo, J.; Pichler, G.; Ristic, M.

Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes

J Oral Rehabilitation 28, 586-591 (2001)

Kook, K.

In-vitro Untersuchung zum Einfluss des Polymerisationsverfahrens auf die marginale Integrität von zweiflächigen Seitenzahnfüllungen bei drei verschiedenen Kompositwerkstoffen

Medizinische Dissertation, Marburg (2000)

Kunzelmann, K.-H.; Hiebsch, M.; Hickl, R.

Comparison of composite shrinkage forces of LED and conventional halogen light curing unit

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 3978 (2002)

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)

Latta, M.A.; Stanislav, C.M.; Barkmeier, W.W.

Polymerization conversion of composite resin using different curing devices

J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1519 (2000)

Leonard, D.L.; Charlton, D.G.; Roberts, H.W.; Cohen, M.E.

Polymerization efficiency of LED curing lights

J Esthet Restor Dent 14, 286-295 (2002)

Leung, R.L.; Fan, P.L.; Johnston, W.M.

Postirradiation polymerization of visible light-activated composite resin

J Dent Res 62, 363-365 (1983)

Leung, R.L., Adishian, S.R.

Postirradiation comparison of photoactivated composite resins

J Prosth Dent 54, 645-649 (1985)

Lim, D.Y.; Owens, B.M.; Wells, S.

Comparison of cure depth using different composite curing lights

J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1734 (2001)

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.; Frischknecht, A.

Lichtpolymerisationsgeräte

Schweiz Mschr Zahnmed 102, 565-572 (1992)

Lutz, F.; Krejci, I.; Frischknecht, A.

Lichtpolymerisation

Schweiz Mschr Zahnmed 102, 575-582 (1992)

Martin, N.; Jedyakiewicz, N.

Measurement of water sorption in dental composites

Biomater 19, 77-83 (1998)

Marxkors R.; Meiners H.

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde

Hanser Verlag, 165-166, München/Wien 1993

Meniga, A.; Knezevic, A.; Tarle, Z.; Sutalo, J.; Pichler, G.

Blue superbright LEDs as an alternative to soft-start halogen curing unit

J Dent Res 77, Abstr.Nr. 432 (1998)

Meniga, A.; Tarle, Z.; Ristic, M.; Sutalo, J.; Pichler, G.

Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins

Biomat 18, 1349-1354 (1997)

Meyer, G.R.; Ernst, C.P.; Willershausen, B.

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

J Adhes Dent 4, 197-204 (2002)

Milleding, P.; Ahlgren, F.; Wennerberg, A.; Ortengren, U.; Karlsson, S.

Microhardness and surface topography of a composite resin cement after water storage

Int J Prosthodont 11, 21-26 (1998)

Mills, R.W.; Jandt, K.D.; Ashworth, S.H.

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

Br Dent J 186, 388-391 (1999)

Mills, R.W.; Uhl, A.; Blackwell, G.B.; Jandt, K.D.

High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties

Biomat 23, 2955-2963 (2002)

Mills, R.W.; Uhl, A.; Jandt, K.D.

Optical power outputs, spectra and dental composites depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs)

Br Dent J 26, 459-463 (2002)

Moin Jan, C.; Nomura, Y.; Urabe, H.; Okazaki, M.; Shintani, H.
The relationship between leachability of polymerization initiaor and degree or
conversion of visible light-cured resin
J Biomed Mater Res 58, 42-46 (2001)

Moore, B.K.; Platt, J.A.; Clark, H.E.; Duke, E.S.
Properties of 3 commercial LED, blue-light activating units
J Dent Res 81, Abstr.Nr. 3977 (2002)

Munksgaard, E.C.; Peutzfeldt, A.; Asmussen, E.
Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured
with halogen or plasma light
Eur J Oral Sci 108, 341-345 (2000)

Munoz, C.A.; Jessop, N.; Bernal, G.; Dunn, J.R.
Depth of cure and hardness of various composites using a new LED curing
light
J Dent Res 81, Abstr.Nr. 1935 (2002)

Murdock, C.M.; Latta, M.A.; Barkmeier, W.W.; Hammesfahr, P.D.; Wang, X.
Barcol hardness vs. direct degree of conversion measurement
J Dent Res 80, 110, Abstr. Nr. 595 (2001)

Nic, J.; Bowman, C.N.
Synthesis and photopolymerization of N,N'-dimethyl,-N,N'-di(methacryloxy
ethyl)-1,6-hexanediamine as a polymerizable amine coinitorator for dental
restorations
Biomat 23, 1221-1226 (2002)

Nitsche, K.
Werkstoffprüfung von Metallen (Bd. 1): Mechanische Prüfverfahren
Barth Verlag, Leipzig (1963), S. 200

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 Rehabilitation 28, 1106-1115 (2001)

Palmer, T.M.; Yost, M.P.; Latey, M.L.; Ashton, J.A.; Syndergaard, B.D.; Christensen, R.P.

Light emitting diode resin polymerization compared to three other methods

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 3976 (2002)

Park, Y.J.; Chae, K.H.; Rawls, H.R.

Development of a new photoinitiator system for dental light-cure composite resins

Dent Mater 15, 120-127 (1999)

Parr, G.R.; Rueggeberg, F.A.

Spectral analysis of commercial LED dental curing lights

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 0507 (2002)

Peutzfeldt, A.

Correlation between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light-curing resin

Scand J Dent Res 102, 73-75 (1994)

Peutzfeldt, A.; Sahafi, A.; Asmussen, E.

Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units

Dent Mater 16, 330-336 (2000)

Pfeifer, S.; Friedl, K.-H.; Hiller, K.-A.; Schneider, A.; Schmalz, G.

Efficiency of LED and halogen polymerization in composite restorations

J Dent Res 81, Abstr. Nr. 3974 (2002)

Pilo, R.; Cardash, H.S.

Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites

Dent Mater 8, 299-304 (1992)

Porche, C.; Burgess, J.O.; Li, L.

Composite hardness cured with two curing lights at two times

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 0483 (2002)

Prati, C.; Mongiorgi, R.; Bertocchi, G.; Baldisserotto, G.

Dental composite resin porosity and effect on water absorption

Boll Soc Ital Biol Sper 67, 409-414 (1991)

Price, R.B.; Derand, T.; Loney, R.W.; Andreou, P.

Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite

Am J Dent 15, 47-53 (2002)

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)

Roberts, S.B.; Puckett, A.D.; Inman, C.C.; Fitchie, J.G.

Comparison of a plasma-arc and a conventional halogen light-curing units

J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1802 (2000)

Rueggeberg, F.A.

Spectral irradiance of contemporary photo-curing units

J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1515 (2000)

Rueggeberg, F.A.; Craig, R.G.

Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite

J Dent Res 67, 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, 401-405 (2001)

Shata, A.; Nathanson, D.; Pober, R.; Wu, B.

Effect of argon laser on the degree of conversion, depth of cure, mechanical properties and microleakage of light-cured dental composite resins

J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1800 (2000)

Soh, M.S.; Yap, A.U.; Siow, K.S.

Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights

Oper Dent 28, 371-377 (2003)

Stahl, F.; Ashworth, S.H.; Jandt, K.D.; Mills, R.W.

Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential

Biomat 21, 1379-1385 (2000)

Strassler, H.E.; Massey, W.L.

Cure depths using different curing lights

J Dent Res 81, Abstr.Nr. 2567 (2002)

Strickling, W.

Vergleichende Untersuchungen zur Härte von Aufbrennlegierungen und die klinische Relevanz von Härteangaben

Medizinische Dissertation, Marburg (1988)

Suh, B.I.; Cripe, C.A; Yin, R.

Light intensity and exposure time effects on light-cured composites
J Dent Res 77, Abstr.Nr. 73 (1998)

Tabor, D.

The hardness of metals
Oxford University Press, Oxford (2000)

Taira, M.; Urabe, H.; Hirose, T.; Wakasa, K.; Yamaki, M.

Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins
J Dent Res 67, 24-28 (1988)

Thormann, J.; Lutz, F.

Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfungsprotokoll
Schweiz Mschr Zahnmed 109, 1191-1197 (1999)

Thormann, J.; Lutz, F.

Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten II: Prüfungsprotokoll
Schweiz Mschr Zahnmed 109, 1299-1312 (1999)

Thull, R.

Laser in der Werkstoffbearbeitung und Dentaltechnik
ZWR 108, 40-45 (1999)

Tirtha, R.; Fan, P.L.; Dennison, J.B.

In vitro depth of cure of photo-activated composites
J Dent Res 61, 1184-1187 (1982)

Tonioli, M.; Bouschlicher, M.; Rueggeberg, F.; Mettenburg, D.

Depths of cure with QTH and plasma arc curing lights
J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1735 (2001)

Tonioli, M.; Bouschlicher, M.R.; Rueggeberg, F.; Mettenburg, D.; Dawson, D.V.

Depth of cure comparison of LED, plasma arc and QTH curing lights
J Dent Res 81, Abstr.Nr. 0490 (2002)

Tsai P.C., 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.; Mills, R.W.; Vowles, R.W.; Jandt, K.D.

Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies
J Biomed Mater Res 63, 729-738 (2002)

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.; 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.; 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 (2004)

Uhl, A.; Sigusch, B.W.; Jandt, K.D.

Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials
Dent Mater 20, 80-87 (2004)

Venhoven, B.A.M.; De Gee, A.J.; Werner, A.; Davidson, C.L.
Reduction of photoinitiation system concentration for slow curing resin composites
J Dent Res 77, Abst.Nr. 427 (1998)

Wang, X.; Sang, J.
Vickers hardness of hybrid composites cured by high power curing lights
J Dent Res 80, Abstr.Nr. 1743 (2001)

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

Watts, D.C.; McNaughton, V.; Grant, A.A.
The development of surface hardness in visible light-cured posterior composites
J Dent 14, 169-174 (1986)

Weiler, W.
Härteprüfungen an Metallen und Kunststoffen
Expert Verlag, Sindelfingen (1985)

Yoon, T.H.; Lee, Y.K.; Lim, B.S.; Kim, C.W.
Degree of polymerization of resin composites by different lighth sources
J Oral Rehabilitation 29, 1165-1173 (2002)

Yoshida, K.; Greener, E.H.
Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled lighth cured resin
J Dent 22, 296-299 (1994)

Zimmermann, A.
Untersuchungen zur Härte an der Oberfläche von Gipsproben
Medizinische Dissertation, Marburg (1991)

Zöfel, P.

Statistik verstehen. Ein Begleitbuch zur computergestützten Anwendung

Addison Wesley Verlag, München (2001)

9. Materialverzeichnis

Handelsname / Produkt	Hersteller / Bezugsquelle
1. Radiometer	Demetron, Danbury (USA)
2. Barcol Impressor GYZJ 934-1	Barber Colman Company Rockford, Illinois (USA)
3. Herculite XRV [®]	Kerr GmbH, D-75 Karlsruhe 21
4. Filtek Supreme [®]	3 M ESPE, D-82229 Seefeld
5. Elipar II [®]	3 M ESPE, D-82229 Seefeld
6. FreeLight II [®]	3 M ESPE, D-82229 Seefeld
7. Heidemannspatel	Seitz & Haag GmbH D-35440 Linden
8. Aluminiumform	Feintechnik Lahnberge D-35043 Marburg
9. Cellophanstreifen	Seitz & Haag D-35440 Linden
10. Kunststoffspatel	Seitz & Haag GmbH D-35440 Linden
11. Planstopfer	Seitz & Haag GmbH D-35440 Linden
12. Kugelstopfer	Seitz & Haag D-35440 Linden
13. Wasserbad	Wenzel Laborshop D-69115 Heidelberg

- | | |
|-------------------|--|
| 14. Ringer-Lösung | B. Braun Melsungen AG
D-34209 Melsungen |
| 15. Stabilo Stift | Schreibwarenladen
D-35037 Marburg |
| 16. SPSS 11 | SPSS Inc.
Chicago IN 60611 USA |
| 17. Vaseline | Apotheke, D-35037 Marburg |
| 18. Messhilfe | Feintechnik Lahnberge
D-35043 Marburg |
| 19. Schieblehre | Seitz & Haag
D-35440 Linden |

10. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich während der Entstehung meiner Dissertation unterstützt haben und ohne deren Hilfe diese Arbeit nicht entstanden wäre.

Herrn Prof. Dr. Stachniss und Frau Dr. Kook möchte ich für die Überlassung des Dissertationsthemas und für die intensive Betreuung während der Entstehung dieser Arbeit danken.

Herrn Dr. David Sonntag danke ich für die statistische Beratung und für die Entstehung der Fotos vom Versuchsaufbau.

Ich möchte mich bedanken bei Herrn Feinmechanikermeister Heimann und Herrn Vogel für die Mithilfe der Ideenentwicklung und Anfertigung der Versuchsapparaturen.

Den Firmen 3M ESPE und Kerr danke ich für die Überlassung der Kompositmaterialien und der Polymerisationslampen.

Meinen Freunden gilt ein ganz großes Dankeschön, denn ohne ihre Worte, ihre Motivation und ihren Glauben an mich, wäre diese Arbeit wohl nicht entstanden.

11. Tabellarischer Lebenslauf

Roland Bärwald

18.08.1974	geboren in Stolzenau als Sohn von Manfred Bärwald und Dorothea Bärwald, geb Blischke
17.05.1995	Abiturprüfung
August 1995 – August 1996	Zivildienst im Universitätsklinikum Göttingen
Oktober 1996 – März 1997	Universität Kassel Studiengang Bauingenieurwesen
April 1997 – Juni 2002	Universität Marburg Studiengang Zahnmedizin
10.07.2002	Approbation
August 2002 – Oktober 2002	Beschäftigung als Assistenz Zahnarzt in Biedenkopf
November 2002 – Dezember 2003	Beschäftigung als Assistenz Zahnarzt in Marburg
Januar 2004 – Februar 2004	Schreiben der Dissertation
März 2004	Beschäftigung als Assistenz Zahnarzt in Tett nang
Seit April 2004	Beschäftigung als Assistenz Zahnarzt in Marburg

12. Verzeichnis Akademischer Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren
Universitäts – Professoren und Dozenten:

Aumüller, Austermann, Bach, Cetin, Coca, Czubayko, Dibbets, Feuser, Flores
de Jacobi, Fruhstorfer, Gente, Geks, Geus, Hasilik, Hellinger, Holzheidt, Kern,
Koolmann, Lammel, Lang, Lehmann, Lippert, Lotzmann, McGregor, Mengel,
Mittag, Neumüller, Petermann, Pieper, Printz, Radsak, Ramaswamy, Röhm,
Rogausch, Seitz, Siegel, Stachniss, Steiniger, Stelzel, Suske, Umstadt, Voigt,
Wagner, Weihe, Wenz, Westermann.

13. Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

In-vitro Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen

Im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philipps-Universität Marburg unter Leitung von Prof. Dr. Stachniss mit Unterstützung durch Frau Dr. Kook ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den