

Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten

Zusammenfassung

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war es, Halogenlicht- und LED-Polymerisationsgeräte miteinander zu vergleichen. Es wurden die Halogenlampen Astralis 10 und die LED-Lampen Bluephase, Elipar Freelight 2 und SmartLite PS untersucht. Die Belichtung erfolgte während 20 und 40 Sekunden entweder direkt auf dem Komposit mit 4 mm Abstand oder durch eine 3 mm dicke Keramik hindurch. Die Probekörper wurden nach der Belichtung und Lagerung in der Mitte halbiert, mit Schleifpapier poliert, und anschliessend wurden die Knoop-Härteprofile bestimmt.

Bei der direkten Bestrahlung wurden die geringsten Polymerisationstiefen bei einem Abstand von 4 mm zur Probe und einer Belichtungszeit von 20 Sekunden gefunden. Die Tiefen mit ausreichender Polymerisation des Komposits betragen für alle Lampen mindestens 2000 µm. Beim Aufsetzen des Lichtleiters auf die Oberfläche und bei einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden schwankten die Polymerisationstiefen zwischen 2900 µm (SmartLite PS) und 4200 µm (Astralis 10). Wurde bei der Durchstrahlung von 3 mm Keramik die Bestrahlungszeit auf 40 Sekunden verlängert, resultierte bei allen Lampen eine Tiefe von mindestens 1250 µm. Die multiple Regressionsanalyse zeigte, dass die drei Parameter Distanz, Belichtungszeit und Polymerisationsgerät einen signifikanten Einfluss zeigten und fast 80% der Variabilität bei der Polymerisation des Komposits erklären konnten.

Bei einer ungehinderten Belichtung reicht bei allen getesteten Lampen eine Belichtungszeit von 20 Sekunden aus, um bei einer Kompositschichtdicke von mindestens 2 mm eine genügende Polymerisation zu erhalten. Bei der Durchstrahlung von Keramikschichten muss mindestens 40 Sekunden (pro Seite) belichtet werden.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 115: 1182–1187 (2005)

Schlüsselwörter: Komposit, Polymerisation, LED

Zur Veröffentlichung angenommen: 30. August 2005

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. Adrian Lussi
Klinik für Zahnerhaltung, Präventiv- und Kinderzahnmedizin
Freiburgstrasse 7, 3010 Bern
Tel. 0041 31 632 25 70, Fax 0041 31 632 98 75
E-Mail: adrian.lussi@zmk.unibe.ch

ADRIAN LUSSI, BRIGITTE ZIMMERLI,
THOMAS AREGGER und PETER PORTMANN
Universität Bern, Klinik für Zahnerhaltung, Präventiv- und
Kinderzahnmedizin

Einleitung

Lichtpolymerisationsgeräte sind aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Für die Lichtpolymerisation ist hauptsächlich der Blaulichtbereich von 400 nm bis 505 nm interessant, da in diesem Bereich die Photoinitiatoren vieler Komposite angeregt werden. Der am meisten verwendete Photoinitiator, das Campherquinon, absorbiert im Wellenlängenbereich von 360 bis 520 nm mit einem Maximum bei 468 nm. In sehr hellen Kompositen werden aufgrund ihrer fehlenden Eigenfarbe zum Teil andere Photoinitiatoren eingesetzt, die im Bereich von

400 nm maximal absorbieren. Bei den Halogenlichtgeräten wird nur ein kleiner Teil der aufgewendeten Energie als weisses Licht emittiert. Der Rest wird als Wärmeenergie umgesetzt. Das emittierte weisse Licht wird anschliessend durch einen Blaufilter auf den Wellenlängenbereich von 380 bis 520 nm reduziert. Durch diesen Filter werden Lichtanteile, die nicht für die Polymerisation nutzbar sind, herausgefiltert. Letztlich steht nur 0,7% der aufgewendeten Energie für die Lichtpolymerisation zur Verfügung (ERNST 2002).

Trotz der weiten Verbreitung von Halogenlichtpolymerisationsgeräten weisen sie auch Nachteile auf. Die Halogenbirnen haben eine mittlere Lebenserwartung von 100 Stunden, und die Intensität nimmt im Laufe der Zeit ab (RUEGGERBERG et al. 1996). Die hohen Temperaturen bewirken einen Leistungsabfall und führen zu einer Reduktion der Polymerisationstiefe und zu schlechteren physikalischen Eigenschaften (BARGHI et al. 1994).

Um diese Nachteile der Halogenlampen zu umgehen, wurden LED (Light Emitting Diode)-Polymerisationsgeräte eingeführt. Sie haben einen relativ hohen Wirkungsgrad von 7% (10-mal so viel wie bei einem Halogenlichtgerät) und geben dadurch weniger Energie in Form von Wärme ab (ERNST 2002). Viele Geräte kommen deshalb ohne Ventilation aus, was eine deutliche Geräuschreduktion im Vergleich zu den Halogenlampen bewirkt. Der geringe Stromverbrauch der LEDs (10–40 mA) ermöglicht den Einsatz von Akkugeräten. LEDs haben eine Lebenserwartung von mehr als 10 000 Stunden und unterliegen dabei einer sehr geringen Abnahme ihrer Strahlenflussdichte (HAITZ et al. 1995). Blau emittierende LEDs sind in der Regel auf Gallium-Nitrid-Basis und produzieren ein Lichtspektrum von ca. 400 bis 500 nm mit einem Emissionsmaximum bei 465 nm, das in das Absorptionsspektrum von Campherquinon fällt. Einige Studien haben das Potenzial der LED-Technologie in der Lichtaktivierung von Dentalmaterialien aufgezeigt (MILLS & JANDT 1998, FUJIBAYASHI et al. 1998, MILLS et al. 1999, JANDT et al. 1999, STAHL et al. 2000, MILLS et al. 2002, CATTANI-LORENTE et al. 2003).

Die LED-Technologie entwickelt sich momentan laufend weiter und scheint eine Erfolg versprechende Alternative zu den Halogenlichtpolymerisationsgeräten zu sein. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, ein konventionelles Halogenlichtgerät der neuesten Generation mit verschiedenen LED-Polymerisationsgeräten zu vergleichen. Untersucht wurde die Leistungsfähigkeit der Geräte, Kompositmaterial auszuhärten.

Material und Methoden

Herstellung der Probekörper und Polymerisation des Komposits

480 normierte Standardkavitäten mit einem Durchmesser von 4 mm und einer Tiefe von 8 mm wurden in 480 Plexiglaswürfel (Thalmann, Bern, Schweiz) gebohrt. In die Kavitäten der Plexiglaswürfel, die sich in einem mit Schmelz ausgekleideten Kästchen befanden, wurde anschliessend das Füllungsmaterial eingebracht. Vorversuche zeigten eine vergleichbare Durchhärtung des Komposits, eingebracht in Plexiglas oder in Kavitäten extrahierter Zähne. Nachdem der Hohlraum der Probekörper vollständig mit Komposit gefüllt war, wurde vor der Polymerisation eine durchsichtige Folie auf die Oberfläche gedrückt, um eine plane Oberfläche zu erhalten. Nach drei Sekunden Belichtungszeit wurde die Folie entfernt und der Lichtleiter der Polymerisationslampe direkt auf das Füllungsmaterial gehalten. Das Komposit war nach dieser Zeit genügend hart und konnte den Lichtleiter nicht verschmutzen. Wenn die Belichtung durch Keramik (Vitabloc®, Vitapan classical Farbe A3C, Vita Zahnfabrik, Bad

Säckingen, Deutschland) erfolgte, wurde vor der Polymerisation ein 3 mm dickes Keramikplättchen auf die Kompositfüllung gebracht. Dieses befand sich während des gesamten Polymerisationsvorganges auf dem Probekörper. Der Lichtleiter der Polymerisationslampe befand sich dabei direkt auf dem Keramikplättchen. Die Polymerisationsgeräte wurden vor jedem Experiment mit einem Radiometer geprüft (Demetron, Danbury, CT, USA), um einen Leistungsabfall der Lampen frühzeitig erkennen zu können. Diese Vorgehensweise wurde bei allen Probekörpern durchgeführt. Es wurde ein Komposit (Tetric Ceram A3, LOT F46721, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verwendet mit zwei Belichtungszeiten (20 und 40 Sekunden). Als Polymerisationslampen kamen ein Halogenlichtgerät (Astralis 10; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und drei LED-Geräte zur Anwendung (Bluephase; Vivadent, Elipar Freelight 2; 3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland, SmartLite PS; DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland).

Bei der Astralis-10-Lampe wurden die Probekörper mit dem Belichtungsprogramm EC5 – also mit der höchstmöglichen Leistung – während 20 und 40 Sekunden belichtet. Beim Bluephase-Gerät wurde das High-Power-Programm für 20 resp. 40 Sekunden verwendet. Bei der Elipar-Freelight-2- und der SmartLite-PS-Lampe gelangte das Standard Programm ebenfalls für 20 und 40 Sekunden zur Anwendung, wobei bei der letzteren die Belichtung nach zehn Sekunden neu gestartet werden musste.

Jede einzelne Konfiguration wurde zwanzigmal durchgeführt. Für jede Lampe resultierten daraus 120 Probekörper. Vor der Weiterverarbeitung wurden die Probekörper im Wärmeschrank ($T = 37\text{ °C}$, 95% Feuchtigkeit) mindestens sieben Tage gelagert.

Bestimmung des Polymerisationsgrades

Nach der Lagerung wurden die Probekörper mit einer Diamantscheibe unter Wasserkühlung vertikal durch das Zentrum der Füllung halbiert. Anschliessend wurde die eine Hälfte mit der Schnittfläche nach oben mit Autopolymerisat (Technovit 4071, Kulzer, Wehrheim, Deutschland) in planparallele Stahlringe eingebettet. Im Anschluss an die Einbettung erfolgte der Schleifprozess der in der Mitte getrennten und eingebetteten Probekörper. Geschliffen wurde mit Siliziumnassschleifpapier auf einem Knuth-Rotor (Struers, Heerbrugg, Schweiz). Die Probekörper durchliefen folgende Reihenfolge der Schleifscheiben: $65\text{ }\mu\text{m} \rightarrow 46\text{ }\mu\text{m} \rightarrow 30\text{ }\mu\text{m} \rightarrow 18,3\text{ }\mu\text{m} \rightarrow 10\text{ }\mu\text{m} \rightarrow 5\text{--}6\text{ }\mu\text{m} \rightarrow 3\text{ }\mu\text{m}$. Bevor die nächstfeinere Scheibe zur Anwendung kam, wurden sie für 4 Minuten ins Ultraschallbad gegeben, damit alle den Proben anhaftenden Schleifpartikel entfernt werden konnten. Durch dieses Schleifprozedere waren die Proben schlussendlich auf Hochglanz poliert. Die Erfassung der Polymerisation der Kompositproben erfolgte mittels Härteprüfung nach Knoop auf einem Leitz-Miniloop-2-Gerät (Leitz, Heerbrugg, Schweiz). Die Knoop'sche Mikrohärte (KNH) wurde in 50, 100, 200, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 5000 und 6000 μm Tiefe von der Oberfläche her gemessen.

Statistische Auswertung

Das Ausmass der Kompositpolymerisation wurde bestimmt, indem mit einem Computerprogramm die Fläche unter der Kurve (Abb. 1a–h) zwischen 50 μm und 6000 μm bestimmt wurde (HASLER et al., im Druck). Je besser die Polymerisation, desto grösser wird die Fläche unter der Kurve. Da die Daten normal verteilt waren, wurde der Student-t-Test angewendet. Bei multiplen Vergleichen wurde das Signifikanzniveau nach dem Theorem von Bonferroni korrigiert. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,01$ festgelegt.

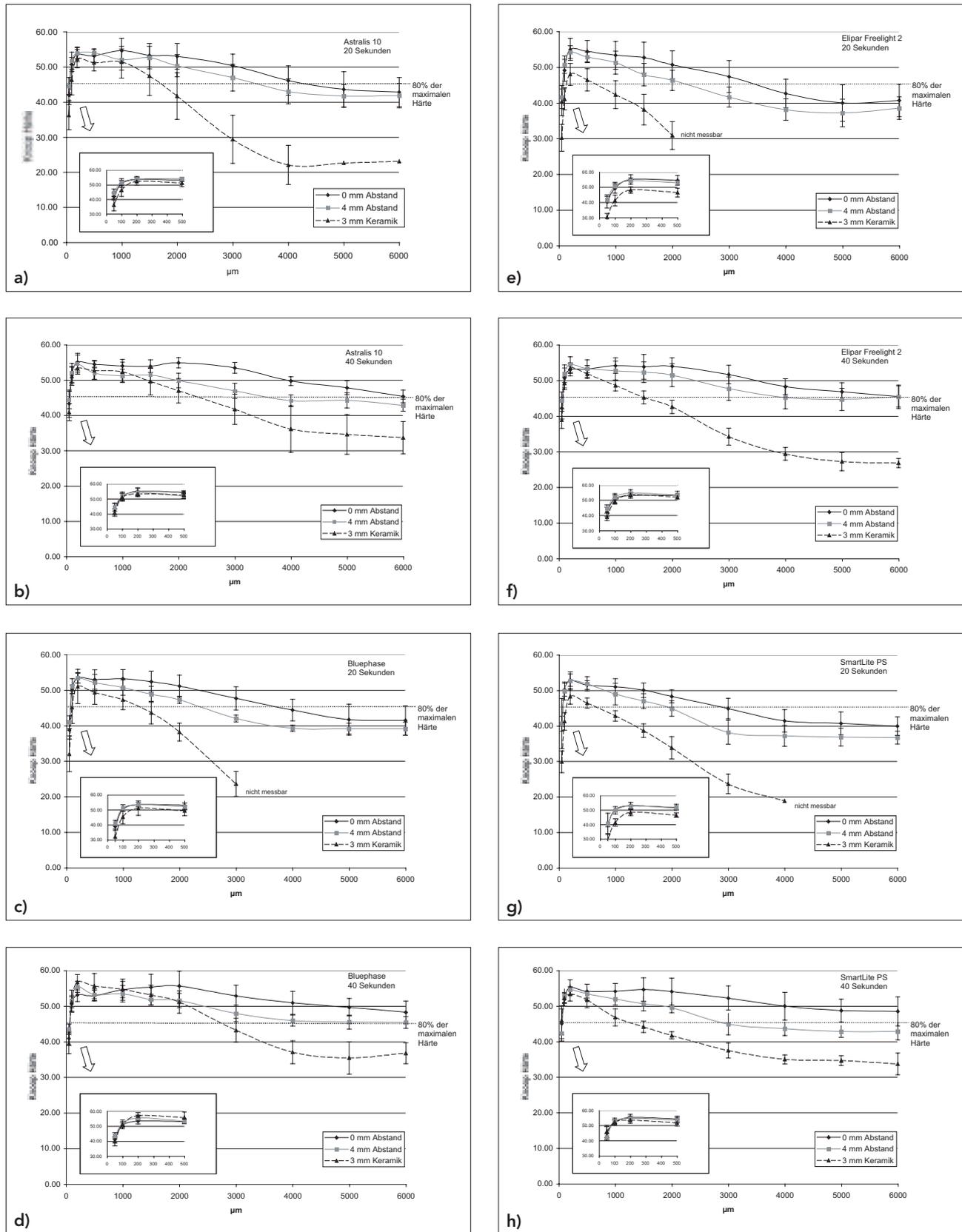


Abb. 1 Tiefen-Härte-Profil nach Belichtung von Tetric Ceram mit folgenden Polymerisationslampen. a) Halogenlampe Astralis 10 während 20 Sek. bzw. b) 40 Sek.; c) LED-Lampe Bluephase während 20 Sek. bzw. d) 40 Sek.; e) LED-Lampe Elipar Freelight 2 während 20 Sek. bzw. f) 40 Sek.; g) LED-Lampe SmartLite PS während 20 Sek. bzw. h) 40 Sek. Das Ausschnittfenster zeigt den Härteverlauf der ersten 500 μm.

Die multiple lineare Regression diente dazu, Parameter mit einem signifikanten Einfluss auf die Endhärte zu bestimmen. Die abhängige Variable war die totale Polymerisation ausgedrückt als Fläche unter der Kurve, die unabhängigen Variablen waren Belichtungszeit, Schmelzdurchleuchtung und Polymerisationsgerät.

Die geforderte Härte eines Komposits sollte mindestens 80% der Maximalhärte betragen (WATTS et al. 1984, BREEDING et al. 1991, MAGNA et al. 1995, KERSTEN et al. 1999, ERNST et al. 2004), wobei mit der Lampe Astralis 10 verglichen wurde. Die Tiefe, bei der die Härte noch 80% der Maximalhärte betrug, wurde durch lineare Interpolation der beiden benachbarten Härtewerte berechnet.

Resultate

Die Messungen während der Versuche mit dem Demetron-Gerät ergab folgende Spannweite der Strahlungsflussdichte: Astralis 10: 1900–2000 mW/cm²; Bluephase: 1700–1800 mW/cm²; Elipar Freelight 2: 1400–1500 mW/cm²; SmartLite PS: 1100 bis 1200 mW/cm². Die Abbildungen 1a–h geben Tiefen-Härte-Profile der verschiedenen Versuchsanordnungen wieder. Es fällt auf, dass bedingt durch die Sauerstoffinhibition die oberflächennahen Schichten nicht die Maximalhärte aufwiesen. Diese trat bei allen geprüften Versuchsanordnungen in einer Tiefe von ca. 200 µm auf. In der Folge reduzierte sich die Härte stetig, je tiefer im Probekörper die Messung vorgenommen wurde. Bei einigen Lampen setzte die Reduktion der Härte erst in einer Tiefe von etwa 2000 µm ein, falls der Lichtleiter ohne Abstand direkt auf das Komposit platziert wurde (Astralis 10; Bluephase 40 Sekunden; Elipar Freelight 2 40 Sekunden; SmartLite PS 40 Sekunden). Diese Reduktion vollzog sich umso schneller, je kürzer die Belichtungszeit der einzelnen Lampen gewählt wurde. Durchleuchtung von Keramik führte in tieferen Schichten zu einer geringeren Endhärte.

Die Maximalhärten der einzelnen Lampen betragen: 55,0 KHN (Astralis 10, 40 Sekunden, 0 mm Abstand), 56,7 KHN (Bluephase, 40 Sekunden, 3 mm Keramik), 55,0 KHN (Elipar Freelight 2, 20 Sekunden, 0 mm Abstand), 55,2 KHN (SmartLite PS, 40 Sekunden, 0 mm Abstand). Als ausreichende Polymerisation des Kompositmaterials wurde ein Wert von 44,0 KHN berechnet (Referenzlampe; Astralis 10). Die unten aufgeführten Polymerisationstiefen entsprechen der Schichttiefe, wo noch eine Härte von 44,0 KHN erreicht wurde. Diese können aus den Abbildungen 1a–h abgelesen werden.

Bei der Durchstrahlung von 3 mm Keramik während 20 Sekunden wurden die geringsten Polymerisationstiefen erreicht, diese betragen mindestens 600 µm (Elipar Freelight 2, SmartLite PS). Die Astralis-10- und die Bluephase-Lampe erreichten auch bei 20 Sekunden Belichtungszeit eine Polymerisationstiefe von mehr als 1200 µm. Wurde die Bestrahlungszeit auf 40 Sekunden verlängert, resultierte bei allen Lampen eine Tiefe von mindestens 1250 µm (SmartLite PS 1250 µm, Elipar Freelight 2 1500 µm, die Astralis-10- und die Bluephase-Lampe erreichten eine Penetrationstiefe von mehr als 2300 µm).

Bei der direkten Bestrahlung wurden die geringsten Polymerisationstiefen erwartungsgemäss bei einem Abstand von 4 mm zur Kompositoberfläche und der kürzeren Zeit (20 Sekunden) gefunden. Die Tiefen betragen für alle Lampen mindestens 2000 µm, für die Astralis-10-Lampe mehr als 3000 µm. Wurde die Bestrahlungszeit auf 40 Sekunden verlängert (Abstand 4 mm), verbesserte sich die Tiefe für die Bluephase- und die Elipar-Freelight-2-Lampe auf 6000 µm. Die SmartLite-PS-Lampe erreichte 2800 µm und die Astralis 10-Lampe 3500 µm Polymerisationstiefe.

Tab. 1 Statistisch signifikante Parameter für die Aushärtung von Komposit

Abhängige Variable	Parameter	F-Wert	p-Wert	R ²
Totale Polymerisation	Distanz (0 mm, 4 mm, Keramik)	301,3	p < 0,001	0,782
	Belichtungszeit	215,9	p < 0,001	
	Polymerisationsgerät	5,4	p < 0,001	

Beim Aufsetzen des Lichtleiters auf die Kompositoberfläche und einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden schwankten die Polymerisationstiefen zwischen 2900 µm (SmartLite PS) und 4200 µm (Astralis 10). Wurde die Bestrahlungszeit auf 40 Sekunden verlängert (Abstand 0 mm), zeigten alle Lampen eine genügende Polymerisation bis zu einer Tiefe von mindestens 6000 µm (Abb. 1a–h).

Die multiple lineare Regression zeigte, dass die Parameter Distanz der Lampe von der Oberfläche (resp. Durchstrahlung der Keramik), Belichtungszeit und Polymerisationsgerät signifikant mit der Polymerisation assoziiert waren. 78% der Variabilität in der Härte konnte mit diesen drei Parametern erklärt werden (Tab. I). Wurden nur die Messungen analysiert, bei denen das Austrittsfenster der Lampe direkt auf das Komposit gesetzt wurde (Abstand 0 mm), zeigten die Polymerisationsgeräte keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Endhärte. Bei einem Abstand von 4 mm zeigte hingegen das verwendete Polymerisationsgerät einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtung (p < 0,01). Die Astralis-10-Lampe zeigte hier eine signifikant höhere totale Polymerisation als das SmartLite-PS-Gerät (p = 0,006). Alle anderen Lampen zeigten Werte, die nicht statistisch signifikant voneinander verschieden waren.

Bei der Durchleuchtung von 3 mm Keramik konnten mit der multiplen linearen Regression mit den Parametern Belichtungszeit und Polymerisationsgerät 92% der Variabilität der Härte erklärt werden. Den grössten Einfluss hatte die Belichtungszeit. Statistische Analysen der Härteprofile ergaben signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Polymerisationslampen. Bei 40 Sekunden Belichtung wies die Elipar Freelight 2 nach Belichtung durch 3 mm Keramik signifikant tiefere Flächenwerte als alle anderen Lampen auf (p < 0,01). Die Bluephase-Lampe wies nach 40 Sekunden Belichtung durch 3 mm Keramik hindurch signifikant höhere Flächenwerte als die SmartLite-PS-Lampe (p < 0,001) auf.

Diskussion

Die Möglichkeit der Polymerisation von Kompositmaterialien durch LED-Lampen wurde in den letzten Jahren weiter entwickelt. Die ersten LED-Lampen wiesen eine relativ kleine Strahlungsflussdichte auf. FUJIBAYASHI et al. (1998) entwickelten eine LED-Lampe mit einer Leistung von 100 mW/cm². Bereits mit dieser Lichtquelle wurden ähnliche Aushärtungstiefen wie mit konventionellen Geräten erreicht. Der Grund, dass LED-Lampen mit kleiner Strahlungsflussdichte befriedigende Resultate erzielen können, liegt in der angewendeten Wellenlänge des Lichtes. Die Möglichkeit der Lichtpolymerisation hängt nicht allein von der Lichtintensität (Strahlungsflussdichte) ab, sondern auch vom Wellenlängenspektrum, das die Aktivierung des Photoinitiators Campherquinon ermöglicht (NOMOTO 1997). Wenn man das Absorptionsspektrum von Campherquinon mit dem Emissionsspektrum von Halogenlampen vergleicht, stellt man

fest, dass nicht das ganze Emissionsspektrum die Möglichkeit hat, diesen Photoinitiator zu aktivieren. Die Absorptionskurve von Campherquinon liegt zwischen 360 und 520 nm mit einem Absorptionsmaximum bei 468 nm. Bei konventionellen Halogenlampen liegen 95% des emittierten Lichtes zwischen 400 und 510 nm. Ein gewisser Teil der emittierten Photonen liegt somit ausserhalb des optimalen Bereiches für eine Lichthärtung und kann daher nicht oder nur mit einer geringeren Wahrscheinlichkeit von Campherquinon absorbiert werden. Im Gegensatz dazu liegen 95% des Emissionsspektrum einer blauen LED zwischen 440 und 500 nm. Das Emissionsmaximum einer blauen LED liegt mit 465 nm relativ nah beim Absorptionsmaximum des Campherquinons. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Photon, welches von einer LED-Lampe emittiert wird, von Campherquinon absorbiert wird, ist daher deutlich höher als bei einer Halogenlampe. Aus diesem Grund kann eine LED-Lampe, trotz kleinerer gemessener Leistung, eine ähnliche Durchhärtung bewirken wie Halogenlampen mit grösserer Leistung. Bei einer anderen Untersuchung von MILLS et al. (1999) wurde eine LED-Lampe getestet, die eine Leistung von 290 mW/cm² aufwies. Verglichen wurde sie mit einer Halogenlampe, die eine Leistung von 300 mW/cm² zeigte. Die getestete LED-Lampe lieferte dabei eine statistisch signifikant bessere Aushärtung als die Halogenlampe. Die diversen Vorteile der LED-Lampen, wie längere Anwendbarkeit ohne Leistungseinbusse, kabellos, idealeres Emissionsspektrum, werden die Technologie weiter vorantreiben. Ein weiterer Vorteil der LED-Lampen liegt in der geringeren Temperaturerhöhung der ausgehärteten Komposits im Vergleich zu den Halogenlampen. TARLE et al. (1998) zeigten, dass die Temperaturzunahme bei Halogenlampen grösser ist als bei LED-Lampen der ersten Generation. Die relativ niedrige Temperaturerhöhung bei Gebrauch von LED-Lampen ist dadurch zu erklären, dass sie kein Infrarotlicht erzeugen und dadurch keine übermässige Wärme produzieren. Die heute im Gebrauch stehenden leistungsstärkeren LED-Lampen müssen nach einer gewissen Anwendungszeit abgekühlt werden (SmartLite, Freelight 2) oder haben ein Kühlgebläse eingebaut (Bluephase).

Bei den neueren Polymerisationsgeräten wird von den früher empfohlenen 40 Sekunden Belichtungszeit zunehmend abgewichen. Heute werden 20 Sekunden für die Belichtung von den Herstellern als genügend propagiert. In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass alle getesteten Lampen bei einer ungehinderten Belichtung von 20 Sekunden Schichtdicken von mindestens 2 mm genügend polymerisierten, sofern die Lichtquelle möglichst nah an der Kompositoberfläche platziert wird. Drei weitere LED-Polymerisationsgeräte (Ultralume 5, Ultradent, South Golden, USA; the Cure, Spring Health, USA; Radii, SDI, Vistria, Australien), getestet und ausgewertet mit der hier dargestellten Methode, zeigten eine ähnliche Aushärtung wie die anderen Lampen. Sie wurden wegen der kleineren Anzahl Probestkörper (durchschnittliche Anzahl n=5) nicht in die multiple Regressionsanalyse einbezogen.

Vergleichbare Resultate hat die Studie von MILLS et al. (2002) ergeben. Ihre Untersuchung hat gezeigt, dass LED-Lampen genügend Leistung erbringen, um Komposit mit einer Belichtungszeit von 20 Sekunden zu polymerisieren. Falls der Lichtleiter für die Polymerisation 6 mm Abstand zur Kompositoberfläche aufwies, waren bei der Elipar-Freelight-2-Lampe 40 Sekunden Belichtungszeit nötig, um eine ausreichende Polymerisation zu erreichen (ERNST et al. 2004). Im gleichen Versuch erreichte die Astralis-10-Lampe nach 20 Sekunden Belichtung und bei 5,5 mm Abstand zur Probe eine Polymerisationstiefe von 1,5 mm.

Mit einer Belichtungszeit von 20 Sekunden konnte durch 3 mm Keramik hindurch bis in 600 µm Tiefe ausreichend polymerisiert werden. Bei präzisen, keramischen Werkstücken beträgt die Kompositschichtdicke zwar deutlich weniger als 600 µm, hingegen kann die Keramik eine grössere Dicke aufweisen. Wurde die Polymerisationszeit auf 40 Sekunden erhöht, wurden Penetrationstiefen bis zu 2300 µm erreicht. Da ferner beim Patienten die Zugangsmöglichkeit beschränkt ist, empfehlen wir bei Keramikrestaurationen (pro Seite) eine Belichtungszeit von 40 Sekunden. Um die Polymerisation unter massiveren keramischen Werkstücken (z.B. Endokronen) besser beurteilen zu können, sind weitere Untersuchungen geplant. In den obersten 100–200 µm, in denen die Sauerstoffhemmung einen messbaren Einfluss auf die Polymerisation hat, war der Unterschied in der Aushärtung während 40 Sekunden mit und ohne Keramik sehr klein oder nicht messbar. Es scheint, dass der Lichtverlust bei der Durchstrahlung von Keramik durch die kleinere Sauerstoffinhibition – bedingt durch das direkte Aufsetzen der Keramik auf das Komposit – kompensiert werden kann.

Für den Vergleich der verschiedenen Lampen wurden die jeweiligen Härtewerte mit der Maximalhärte der Astralis 10 verglichen (40 Sekunden Belichtungszeit). Versuche mit einer Belichtungszeit von zwei Minuten ergaben nur unwesentlich höhere Maximalwerte. Es kann deshalb angenommen werden, dass der hier angewendete Vergleich mit der Maximalhärte nach 40 Sekunden Polymerisation statthaft und extrapolierbar ist.

Die vorliegende Arbeit hat gezeigt, dass die drei Parameter Distanz (0 mm, 4 mm, Durchstrahlung von Komposit), Belichtungszeit und Polymerisationsgerät fast 80% der Variabilität bei der Polymerisation von Komposit erklären konnten. Dieser Wert zeigt deutlich, dass unter der gegebenen Versuchsanordnung diese Faktoren am wichtigsten sind. Bei einer Belichtung durch eine 3 mm dicke Keramikschicht hindurch wurden tiefere Werte erreicht als bei einer ungehinderten Belichtung. Die LED-Technologie ist eine gute Alternative zu den herkömmlichen Halogenlampen und wird in Zukunft die Halogenlampen verdrängen.

Schlussfolgerung

Bei einer ungehinderten Belichtung von Tetric Ceram reicht eine Belichtungszeit von 20 Sekunden bei allen getesteten Lampen aus, um bei einer Kompositschichtdicke von mindestens 2 mm eine genügende Polymerisation zu gewährleisten. Eine Voraussetzung ist die nahe Positionierung der Lichtquelle am Komposit. Gestützt auf diese Untersuchung empfehlen wir, während der ersten drei Sekunden der Polymerisation das Komposit nicht zu berühren und dann den Lichtleiter, wenn machbar, direkt auf die Oberfläche zu platzieren. Bei der Durchstrahlung von Keramikschichten muss mindestens 40 Sekunden (pro Seite) belichtet werden.

Summary

LUSSI A, ZIMMERLI B, AREGGER T, PORTMANN P: **Curing capability of halogen and LED light curing units in vitro** (in German). Schweiz Monatsschr Zahnmed 115: 1182–1187 (2005)

Standardized holes („cavities“) measuring 4 mm in diameter and 8 mm in depth were prepared using plexiglass cubes. The following LCUs were tested: Astralis 10 Halogen light curing units (LCU), Bluephase, Elipar Freelight 2 and SmartLite LED LCUs. Each LCU was examined according to the following test conditions. Light exposure time of 20 s and 40 s. Polymerization di-

rectly onto the composite, with a distance of 4 mm or through a 3 mm thick ceramic disk, respectively. The composite Tetric Ceram (A3) was inserted in one batch and after a seven-day incubation period the cubes were sectioned into two halves and polished. Knoop microhardness was determined 100, 200, 500, 1000, 1500, 2500, 3000, 4000, 5000 and 6000 μm from the occlusal surface. The total degree of polymerization of a composite specimen for any given curing time and curing light was determined by calculating the area under the hardness curve. Multiple linear regression revealed that the distance of the light tip from the composite, curing time and the LCU had a significant association with the degree of polymerization ($p < 0.001$). The same pattern of cure profile was shown by all LCUs during the course of the test. The hardest composite was usually encountered around 200 μm from the occlusal surface.

It was concluded that without irradiation through ceramic and a light tip close to the composite a light exposure time of 20 s will sufficiently polymerize an increment of at least 2 mm. Polymerization through ceramic needs a curing time of 40 s from each side.

Résumé

Des cavités standardisées d'un diamètre de 4 mm et d'une profondeur de 8 mm ont été préparées dans des cubes de «plexiglass», puis obturées avec le composite Tetric Ceram (A3). Les lampes à polymérisation suivantes ont été testées: Astralis 10 Halogen light curing units (LCU), Bluephase, Elipar Freelight 2 et SmartLife LED LCUs. Chaque lampe à polymérisation a été examinée selon les conditions de test suivants: exposition à la lumière de 20 et 40 secondes; polymérisation dirigée directement sur le composite, soit à une distance de 4 mm soit à travers un disque de céramique d'une épaisseur de 3 mm. Après une période d'incubation de sept jours, les échantillons ont été sectionnés en deux, puis soumis à un polissage. La microdureté Knoop a été déterminée à une distance de 100, 200, 500, 1000, 1500, 2500, 3000, 4000, 5000 et 6000 μm de la surface occlusale. Le degré de polymérisation totale d'un spécimen de composite pour un temps de polymérisation donné et pour une lampe à polymérisation a été déterminé en calculant la surface en dessous de la courbe de dureté. L'analyse de régression multiple linéaire a révélé que la distance entre la source lumineuse et le composite, le temps de polymérisation, ainsi que la source lumineuse avaient une association significative avec le degré de polymérisation ($p < 0,001$). Le même comportement de polymérisation était associé à toutes les sources lumineuses testées dans cette étude. Le composite le plus dur était normalement rencontré à environ 200 μm de la face occlusale. Une performance similaire a été trouvée avec d'autres lampes de polymérisation testées (Ultralume 5, The Cure, Radii SDI).

Il a été conclu que sans irradiation à travers la céramique et avec la pointe de la source lumineuse proche du composite, un temps d'exposition de 20 secondes va suffisamment polymériser un incrément de composite de 2 mm d'épaisseur. En revanche, la polymérisation à travers la céramique nécessite un temps de polymérisation de 40 secondes sur chaque côté.

Literatur

- BARGHI N, BERRY T, HATTON C: Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc* 25: 992–943 (1994)
- BREEDING L C, DIXON D L, CAUGHMAN W F: The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 65: 512–518 (1991)
- CATTANI-LORENTE M, BOUILLAGUET S, GODIN C, MEYER J M, PAYOT P, FORCHELET J: Characterization of three light sources. Study of their efficiency. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113: 1165–1170 (2003)
- ERNST C P: Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation. *ZWR, Das deutsche Zahnärzteblatt* 5: 217–288 (2002)
- ERNST C P, MEYER G R, MUELLER J, STENDER E, AHLERS M O, WILBERSHAUSEN B: Depth of Cure of LED vs QTH Light-curing Devices at a Distance of 7 mm. *J Adhes Dent* 6: 141–150 (2004)
- FUJIBAYASHI K, ISHIMARU K, TAKAHASHI N, KOHNO A: Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn* 34: 49–53 (1998)
- HATZ R H, CRAFORD M G, WEISSMANN R H: Light Emitting Diodes. In: Bass M, editor: *Handbook of optic*, 2nd ed. New York: McGraw Hill, 12: 1–39 (1995)
- HASLER C, ZIMMERLI B, LUSSI A: Curing Capability of Halogen and LED Light Curing Units in Deep Class II Cavities in Extracted Human Molars. *Op Dent* (in Druck)
- JANDT K D, MILLS R W, BLACKWELL G B, ASHWORTH S H: Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 16: 41–47 (1999)
- KERSTEN S, LUTZ F, BESEK M: Zahnfarbene adhäsive Füllungen im Seitenzahnbereich. PPK Eigenverlag Zürich, pp 89–99 (1999)
- MAGNA R K, CHARLTON D G, WAKEFIELD C W: In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen Dent* 43: 241–246 (1995)
- MILLS R W, JANDT K D, ASHWORTH S H: Dental composite depth of cure with halogen und blue light emitting diode (LED) technology. *Br Dent J* 186: 388–391 (1999)
- MILLS R W, JANDT K D: Blue LED's for curing polymer-based dental filling materials. *Lasers Electro-Opt Soc Inst Elect Electron Engr Newslett* 12; 1–39 (1998)
- 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. *Biomaterials* 23: 2955–2963 (2002)
- NOMOTO R: Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J* 16: 60–73 (1997)
- RUEGGEBERG F A, TWIGGS S W, CAUGHMAN W F, KHAJOTIA S: Life-time intensity profiles of 11 light-curing units. *J Dent Res* 75: 380. Abstract No. 2897 (1996)
- STAHL F, ASHWORTH S H, JANDT K D, MILLS R W: Light-emitting diode polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials* 21: 1379–1385 (2000)
- TARLE Z, KNEZEVIC A, MENIGA A, SUTALO J, PICHLER G: Temperature rise in composite samples cured by super-bright light emitting diodes. *J Dent Res* 77: 686. Abstract No. 433 (1998)
- WATTS D C, AMER O, COMBE E C: Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 156: 209–215 (1984)