

Das **COLLEG**magazin

ZAHNARZT • WIRTSCHAFT • PRAXIS

DIE WIRTSCHAFTSZEITSCHRIFT FÜR DEN ZAHNARZT

4 **1998**
JUNI/JULI
4. Jahrgang
DM 12,50 zzgl. MwSt.

Entgelt bezahlt - Postvertriebsstück F 14163
<http://www.dentalnet.de>

SONDERDRUCK

Es ist eine Tatsache, daß wir nun schon seit mehreren Jahrzehnten unsere Polymerisationslampe 40 oder sogar 60 Sekunden (in manchen Fällen bis zu vier Minuten) bei der Behandlung einsetzen, ohne irgendeine Kritik zu äußern oder die Grundlagen in Frage zu stellen, auf der die Auswahl dieser Lampe basiert; und das obwohl jedermann die Konsequenzen täglich verspürt.

Trotz allem hat sich während der letzten Jahre vieles geändert: Neue Komposite erreichen eindrucksvolle Härtegrade, der Schrumpfungsgrad wird immer deutlicher reduziert und eine verbesserte Kontrolle seitens der Innenverspannung bei Kompositen wird dank neuer Moleküle mit hervorragenden Eigenschaften erreicht.

Erst nach der Entwicklung von Kompositen mit Faserstruktur (Aristee) für CAD/CAM und später nach der Verfeinerung von Kompositen stellen wir erstaunt fest, daß Zahnärzte immer noch Bedingungen akzeptieren, von denen wir heute wissen, daß eine gegenteilige Wirkung als die erwünschte erzielt wird. Müssen wir es heute noch akzeptieren, eine Lampe ganze 60 Sekunden lang einzusetzen, obwohl wir wissen, daß der Polymerisations- und Retraktionsgrad nicht in Beziehung zur Zeit, dem erhaltenen Härtegrad unter Berücksichtigung von Strukturveränderungen und der verringerten Innenverspannung steht, vorausgesetzt dem Schrumpfungsgrad wird neben anderen Dingen wenig Bedeutung zugemessen? Weshalb akzeptieren wir die Aussage der Zahnmedizin allein, ein gutes Komposit könne nur eines sein, das langsam ausgehärtet wird? Es erscheint uns wichtig, der klinischen Praxis den Vorzug vor der grundlegenden Theorie zu geben. Reduziert man die Behandlungszeit auf weniger als fünf Sekunden, so ist das für Patient und Zahnarzt eine solche Erleichterung, daß alles darangesetzt werden sollte, diesen Komfort auch herbeizuführen. Aus diesem Grund haben wir zwei Jahre lang (von

EINE ERGEBNISANALYSE MEHRERER STUDIEN

Schnelle Photopolymerisation von Kompositen mittels Plasmalicht

Dr. François Duret, DDS, DSD, PhD, MD (Eine Übersetzung aus dem Französischen) *Wir erfahren mehr und mehr über die vielseitigen klinischen Vorteile von Kompositen; aber auch über die Prinzipien, die ihrem Verhalten in Raum und Zeit zugrunde liegen. Über feinste chemische und physikalische Wirkungsweisen sind wir auch sehr gut informiert. Es sind jedoch außer der Einführung der Photopolymerisation und der Polymerisations-Schichtmethode keine Anstrengungen unternommen worden, aus der Monotonie auszubrechen, die dieses großartige Arbeitsmittel umgibt.*

1995 bis 1997), in unserem Laboratorium eine Plasmalampe, mit dem Namen Apollo 95 E, zur schnellen Polymerisation entwickelt.

Im folgenden werden wir Ihnen einige wissenschaftliche Ergebnisse vorlegen, die belegen, daß bei schneller Polymerisation von Kompositen die mechanischen Eigenschaften der Zahnrekonstruktionen erhalten, ja sogar verbessert werden und darüber hinaus noch eine außergewöhnliche klinische Erleichterung ohne irgendwelche Risiken erreicht wird.

1. Material und Methode

Wir haben sieben physikalische Vergleichsanalysen zwischen zwei Halogenlampen und unserer Plasmalampe, Apollo 95 E, an acht verschiedenen auf dem Markt erhältlichen Kompositen (Schein, Kulzer, Coltene, Espe, Kerr Herculite, 3 M Z 100, Helio Progress und Cavex Clearfill) und in drei verschiedenen Zahnfarben durchgeführt.

Sämtliche Messungen wurden in unabhängigen und anerkannten Laboratorien mit internationalem Ruf durchgeführt. Die Laboratorien stehen in keiner Beziehung zu unserem eigenen Forschungslabo-

ratorium oder zu DMD (Dental Medical Diagnostics Systems, Westlake, California, USA) als Auftraggeber dieser Untersuchungen.

Folgende Analysen wurden durchgeführt:

- Spektralanalyse mittels des Analysiergerätes, Ando Electric Co, mit oder ohne optische Faser (Laboratoire Bertin, Herr Genest, Frankreich)
- Messung des Temperaturanstiegs herbeigeführt durch Lichtquellen mittels eines Meßfühlers, angebracht hinter einer 1,6 mm starken Dentinschicht (Laboratorium der Universität von Colorado, Prof. Newmann, USA)
- Messung des Polymerisationsgrades mittels des Differentialkalorimetrischen Verfahrens durch Argon-Rasterabtastung (Ecole des Mines, Prof. Bergeret, Frankreich)
- Energieanalyse mittels Photorezeption, entwickelt für pulsierende Laser (Laboratoire Bertin, Herr Genest, Frankreich)

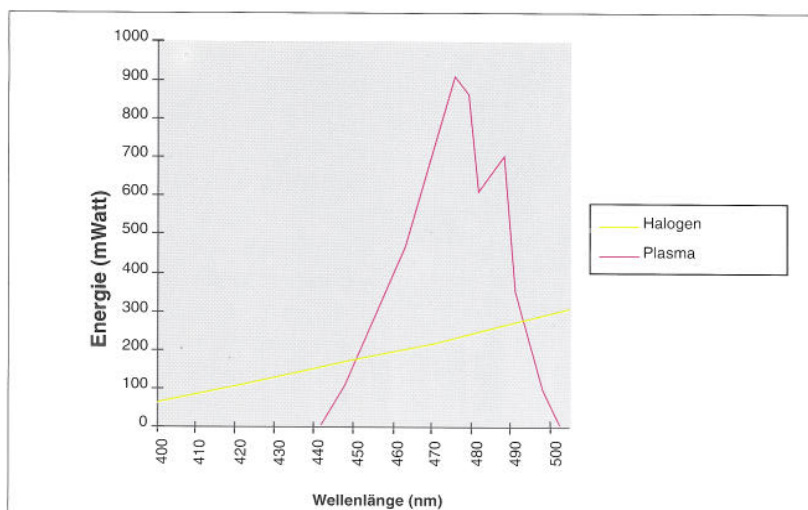


Abb. 1: Vergleich Spektralkurven einer Halogenlampe (HL) und einer Plasmalampe (PL).

- Härtemessung durch die micro-Knoop 0,025-Methode auf Tabletten mit einem Durchmesser von 5 mm und einer Dicke von 2 mm (Laboratoire SICN, Centre Technique de Veurey, Herr Claisse, Frankreich)
- Schrumpfungsmessung mittels Flüssigkeits-Dehnungsmeßgerätes mit Kapillaren (Universität von Colorado, Prof. Newmann, USA)
- Untersuchung der Übergangsfläche zwischen Zahn und Zahnfüllung mit einem Rasterelektronenmikroskop mit einer Vergrößerung von x600 und x2400 mit mehr als 200 Messungen (Laboratoire SICN, Centre Technique de Veurey, Herr Claisse, Frankreich)

Detaillierte Meßergebnisse, grafische Darstellungen, Schnitte und Tabellen liegen vor, werden jedoch aus Gründen des Umfangs an dieser Stelle nicht mit veröffentlicht.

2. Ergebnisse und wissenschaftliche Analysen

2.1 Spektralanalyse

Wir wissen, daß die lichtempfindlichen Moleküle, die bei Kompositen als Auslöser der Polymerisation verantwortlich sind, sich überwiegend im Bereich zwischen 460 - 480 nm befinden, mit einer Präferenz bei 475 nm (Gruppe der Kampfer-

chinone). Daraus folgt, daß jede Polymerisationslampe, während sie diesen Bereich abdeckt, ihre höchste Effizienz aufweist.

In Abbildung 1 erkennen wir deutlich, daß die Halogenlampe (HL) im roten Infrarot-Bereich wirkungsvoller ist und nur wenig Energie in dem Bereich aufweist, der uns eigentlich interessiert. Bei der Plasmalampe (PL) ist dies nicht der Fall. Sie erreicht ihre höchste Energie zwischen 460 und 480 nm.

Das erklärt, warum wir uns für diesen Typ Lampe entschieden haben. Denn bei gleicher Stromversorgung ist sie zehnmal wirkungsvoller und kann auf viel mehr Moleküle im gleichen Zeitraum reagieren.

2.2 Messung des Temperaturanstiegs

Es erschien uns interessant, während der Polymerisationszeit den vorhersehbaren Temperaturanstieg in der Pulpahöhle zu vergleichen. Wir haben diese Untersuchung an verschiedenen Universitäten durchgeführt und kamen zu folgendem Ergebnis:

- beim Einsatz der Halogenlampe über 60 Sekunden stieg die Temperatur in der Pulpa um 14 °C.
- beim Einsatz der Plasmalampe über vier Sekunden stieg die Temperatur nicht über 2,2 °C und das bei doppelter Energiezufuhr.

Es ist bekannt, daß Rotlicht mehr Wärme erzeugt als Violettlicht. Mit der Plasmalampe (PL) erreichen wir den wichtigen PIC zwischen 460 und 480 nm (siehe Abbildung 2). Es ist daher nicht notwendig den Spektralbereich zu erweitern, um mehr Energie zuzuführen.

Im Vergleich dazu muß die Halogenlampe mit einem energiearmen Wert bei der aktiven Wellenlänge von 475 nm diese Schwäche dadurch ausgleichen, daß sie ein breiteres Spektrum zur Verfügung stellt (meistens zwischen 400 und 510 nm). Dies wiederum führt zu einem höheren Temperaturwert, der notwendig ist, um die Polymerisa-

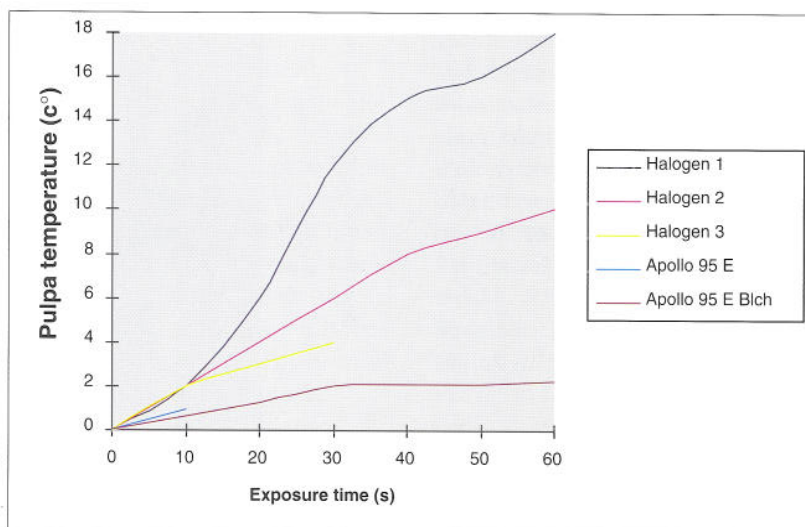


Abb. 2: Graphische Darstellung des Temperaturanstiegs

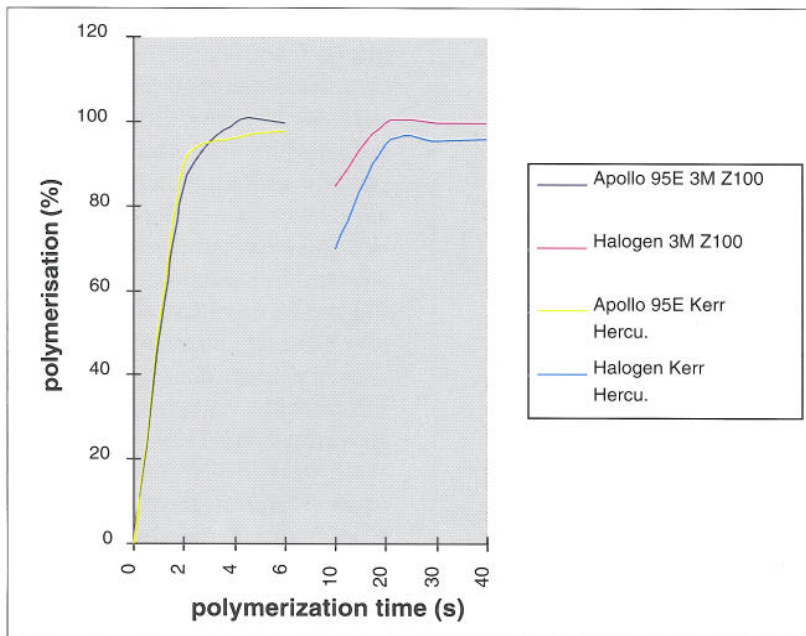


Abb. 3: Kurvenmuster der Differentialkalorimetrischen Messung bei Plasma- (PL) und Halogenlicht (HL)

tion in Gang zu setzen. Dabei steigt auch die Temperatur, ohne daß sich der Polymerisationsprozeß deutlich verbessert. Das erklärt, warum es notwendig ist, die Halogenlampe 40 bis 60 Sekunden lang einzusetzen, um eine vergleichbare Effizienz zu erreichen.

2.3 Messung des Polymerisationsgrades

Das sogenannte Differentialkalorimetrische Meßverfahren durch Rasterabtastung ist zweifelsohne eine der kompliziertesten und präziseesten Methoden, die es zur Zeit gibt, um den realen Polymerisationsgrad eines Postreaktionskörpers zu messen. Diese Methode basiert nicht auf wechselhaften oder zufälligen Übereinstimmungen zwischen zwei physikalischen Eigenschaften, sondern mißt den zu polymerisierenden Rückstand nach der Photopolymerisation bis zu einem Wert von 100 %. Dabei wird exakt die Anzahl der noch nicht polymerisierten Anteile gemessen.

Unsere Untersuchung hat ergeben, – daß wir mit der stärksten Halogenlampe in 60 Sekunden den gleichen Polymerisationsgrad

erreichen wie mit der Plasmalampe in nur fünf Sekunden, wobei die durchschnittliche Polymerisation hierbei zwischen 80 und 85 % liegt,

- daß bei drei Sekunden oder im SC-Modus (Step Curing = langsamer Energieanstieg) eine Ha-

logenlampe wesentlich schwächer auspolymerisiert als eine Plasmalampe. Sogar in den Fällen, in denen ein hoher Polymerisationsgrad nicht dringend erforderlich ist, um eine gute Haftung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten zu erreichen, sind wir der Meinung, daß 85 % Polymerisationsgrad ein akzeptabler Wert ist, zumal nach dem Auftragen der ersten Schicht, durch die hohe Energie der Plasmalampe während des Aushärtens der zweiten Schicht, der Polymerisationsvorgang in der ersten Schicht vollendet wird.

2.4 Energieanalyse

Bei der Analyse der Polymerisationszeit stellt man fest, daß innerhalb des relevanten lichtempfindlichen Spektralbereiches die Plasmalampe sechs bis zehnmal effizienter ist als die Halogenlampe. Dahingegen weist die Halogenlampe eine Leistung von 0,700 mW/cm² auf, während die Plasmalampe „lediglich“ einen Wert von 1,320 mW/cm² erreicht. Wie ist es also zu erklären, daß letztere trotzdem zehnmal wirkungsvoller ist? Der zum Tragen kommende effiziente

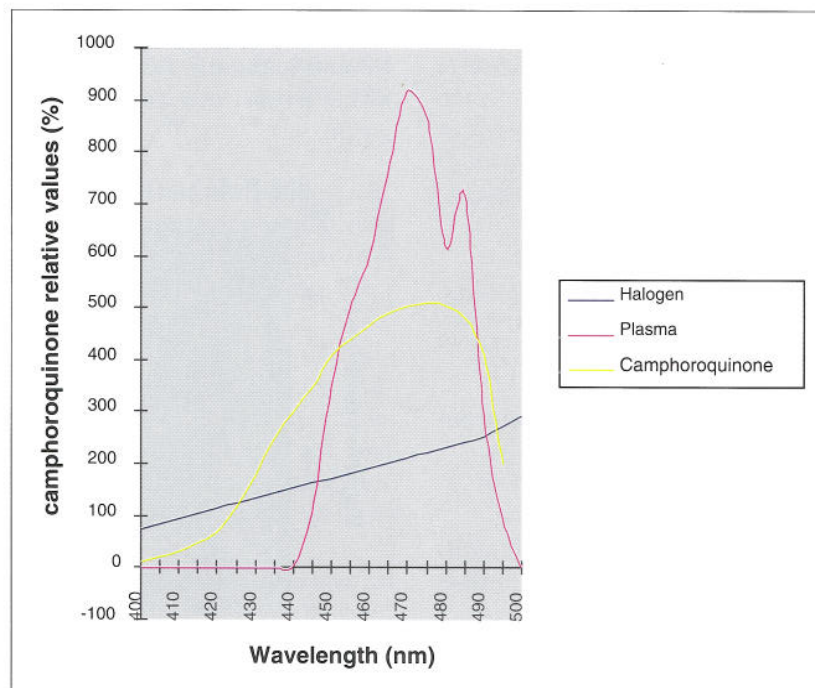


Abb. 4: Energiebereiche der Spektren von Halogen- (HL) und Plasmalicht (PL) und des Photo-Initiator (PI).

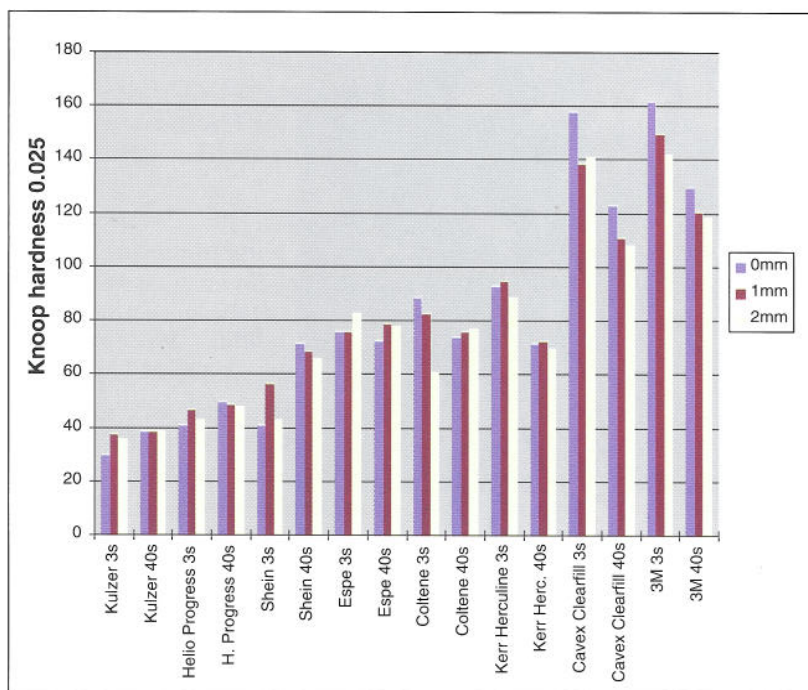


Abb. 5: Knoop-Härte nach 3 Sekunden mit Apollo 95 E und 40 Sekunden mittels einer Halogenlampe.

Energiewert ist nicht gleichzusetzen mit dem Energiespiegel von Lampen, die ihre Energie über die gesamte Bandbreite verteilen (Abb. 4). Nur der Bereich zwischen 465 und 480 nm erreicht die opti-

male Wirkung und sollte daher der einzige Bereich sein, der in Betracht kommt. Beim Vergleich beider Lampen (HL und PL) innerhalb dieses schmalen Wirkungsspektrums (unter Miteinbeziehung der Wirkungsfläche) stellen wir fest, daß die aktive Wirkungsfläche der Plasmalampe sechs bis zehnmal größer ist als die der Halogenlampe.

2.5 Härtemessung (Knoop-Härte)

Wie beide Histogramme (Abb. 5 und Abb. 6) zeigen, gibt es zwei Kompositstypen:

- die Composite, die nach einer Polymerisation von drei Sekunden mittels Plasmalicht einen höheren Härtegrad erreichen als nach 40 Sekunden Halogenlichtpolymerisation (Espe, Coltene, Kerr, Cavex und 3M), egal ob es sich um eine Schichttiefe von 0 mm, 1 mm oder 2 mm handelt.
- die Composite, die nach einer Polymerisation von fünf Sekunden (SC = Step Curing) mittels Plasmalicht einen glei-

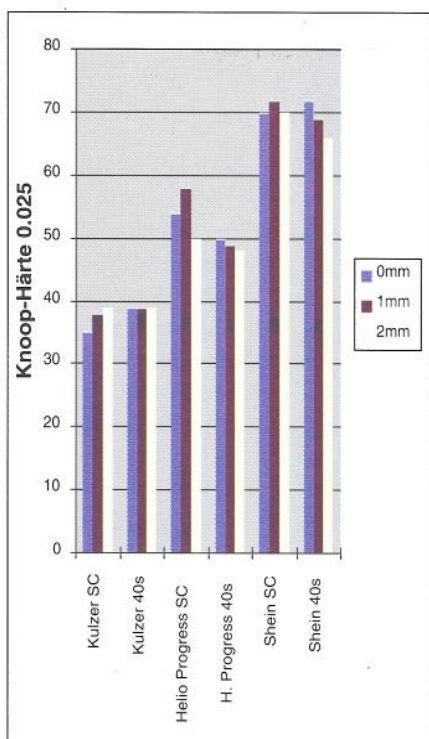


Abb. 6: Knoop-Härte mit SC (= Step Curing): 5,3 Sekunden mittels Apollo 95 E gegenüber 40 Sekunden mittels Halogenlampe.

chen oder höheren Härtegrad erreichen als bei 40 Sekunden Halogenlichtpolymerisation (Kulzer, Helio Progress und Schein).

Das unterschiedliche Verhalten gegenüber den eingesetzten Lichtquellen ist eher das Ergebnis der Reaktion des Polymeres auf die Polymerisation als auf die angewendete Energie.

Auf jeden Fall erscheint es uns von Interesse, den Verfechtern der Polymerisation in zwei Stufen, die SC-Funktion (SC heißt: 1,5 Sekunden bei halber Energieleistung und 3,8 Sekunden bei voller Energieleistung, Gesamt: 5,3 Sekunden) zu empfehlen, um die Möglichkeit offen zu lassen, die interessante Theorie von Prof. Davidson in die Praxis umzusetzen.

2.6 Schrumpfungsmessung des Komposits

Es ist uns bekannt, daß Composite während der Polymerisation nicht proportional zur Reaktionszeit schrumpfen, sondern proportional zur Anzahl der transformierten Doppelbindungen. Dennoch besteht kein Zusammenhang zwischen der eingesetzten Lichtquelle und dem Schrumpfungsvolumen.

Alle uns vorliegenden Studien beweisen, daß schnelle Polymerisation mit weniger Schrumpfung einhergeht, was auf den ersten Blick eher der oben genannten Theorie zu widersprechen scheint. In Wirklichkeit gibt es keinen Widerspruch. Wir sind überzeugt, daß eine höhere Bindungsgeschwindigkeit auch eine schnellere Aushärtung zur Folge hat. Dies wiederum verringert den Schrumpfungsgrad und verhindert eine interne Umstrukturierung der Moleküle. Langsame Polymerisation mit Halogenlicht setzt einen Prozeß in Gang, bei dem nicht vollends auspolymerisierte Moleküle mit anderen Molekülen verschmelzen. Wir verhindern sozusagen eine bequeme Umverteilung der Molekularstruktur. Bleibt jedoch noch

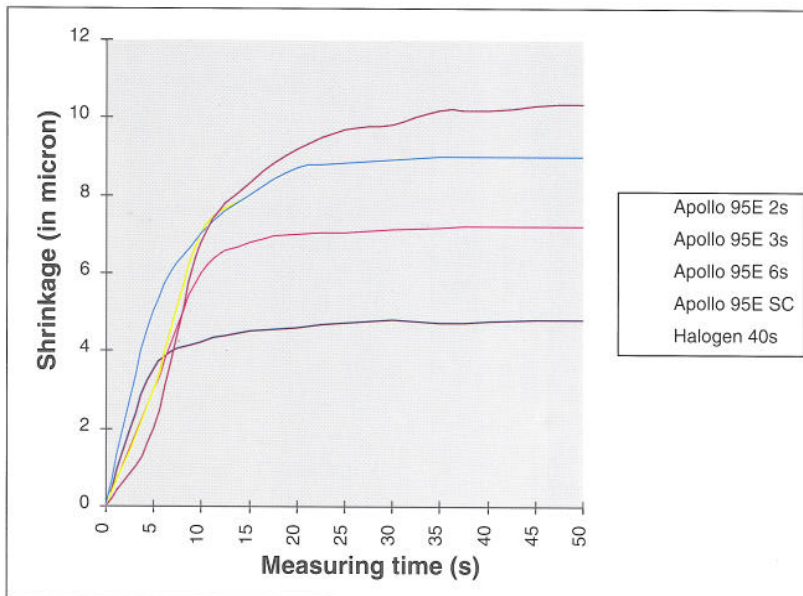


Abb. 7: Dilatometrische Vergleichskurve der Komposite mit einer Plasmalampe in 2, 3 und 4 Sekunden und einer Halogenlampe in 40 Sekunden.

das Problem der Innenverspannung. Eine aktuelle Theorie läßt vermuten, daß es vorteilhafter erscheint, die Polymerisation langsam durchzuführen, wenn man eine möglichst geringe Innenverspannung wünscht. Wir denken nicht, daß dies in jedem Fall so ist, da wir bei einer schnellen Polymerisation eine Verringerung der Schrumpfung und daher eine Verringerung der globalen Verspannung haben. Nach den Ergebnissen der uns vorliegenden Untersuchungen scheinen kleine Mikroverspannungen zu entstehen. Die kurze Belichtungszeit macht es dem Harzbestandteil im Komposit jedoch unmöglich, eine globale Spannung aufzubauen.

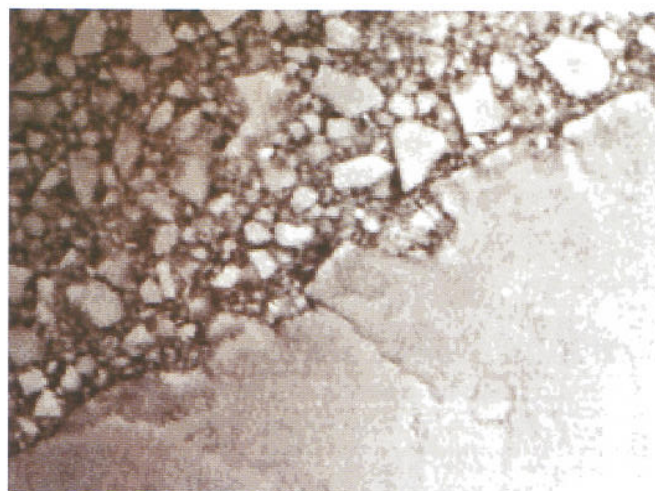
Dabei werden die heterogenen Eigenschaften des Komposits genutzt, die Innenverspannung so zu blockieren, daß es zu keiner globalen Verspannung kommen kann.

Selbstverständlich stellen wir die Theorie der langsamen Polymerisation nicht in

Frage. In diesem Fall verhält sich das Komposit nicht wie ein heterogener Körper, sondern wie ein homogener Körper, der eine globale Verteilung der internen Spannungen ermöglicht. Hier werden wir jedoch dazu gezwungen, die Polymerisationszeit erheblich zu verlängern (bis 60 Sekunden und sogar bis vier oder fünf Minuten).

2.7 Untersuchung der Übergangsfläche zwischen Zahn und Zahnfüllung

Diese Analyse hat unsere Theorie der schnellen Polymerisation und der Verteilung von Spannungen bekräftigt. Alle Messungen, die



durchgeführt wurden, beweisen, daß die Übergangsfläche und konsequenterweise auch die Schrumpfung mit der Plasmalampe kleiner ist als mit einer Halogenlampe.

- Bezüglich des Zahnschmelzes zeigen alle Messungen, daß ein Zwischenraum zwischen Zahn und Zahnfüllung praktisch nicht existiert.
- Bezüglich des Dentins wurde festgestellt, daß bei einer Polymerisationstiefe größer als 1,5 mm, eine Verbindungsschicht entsteht, die proportional gesehen größer ist als die vorhandene Schichtdicke. Diese Verbindungsschicht ist entschieden dünner als beim Einsatz einer Halogenlampe, vorausgesetzt es wurde ein gutes Haftmittel gewählt.

Diese zwei Beobachtungen bei der Benutzung der Plasmalampe zeigen uns:

- Es liegt generell eine geringere Schrumpfung vor.
- Wählt man eine gute Haftmethode (bereits aufgetragenes Komposit oder gutes Haftmittel), gibt es keinen Zwischenraum.
- Das Komposit verhält sich wie ein heterogener Körper. Die Umwandlung der globalen Spannung in eine verteilte Mikrospannung führt zu einer kleineren globalen Verformung.
- Je dicker die Schicht ist, um so mehr führt die Summe der Mikrospannungen zu einer globalen Verspannung, die typisch ist für das langsame Polymerisationsverfahren.

Durch die große Leuchtkraft der Lampe hat man die Möglichkeit der Durch-

leuchtung. So konnten wir in einigen Fällen den Zwischenraum zwischen Zahn und Zahnfüllung weiter reduzieren, indem direkt durch den Zahn polymerisiert wurde (Dr. Bertrand).

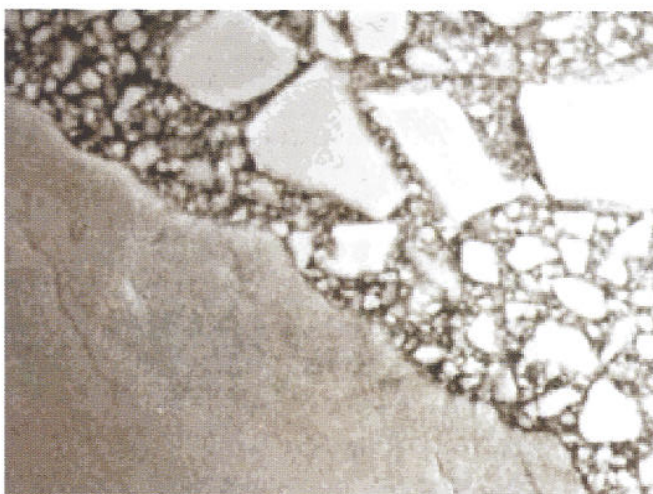
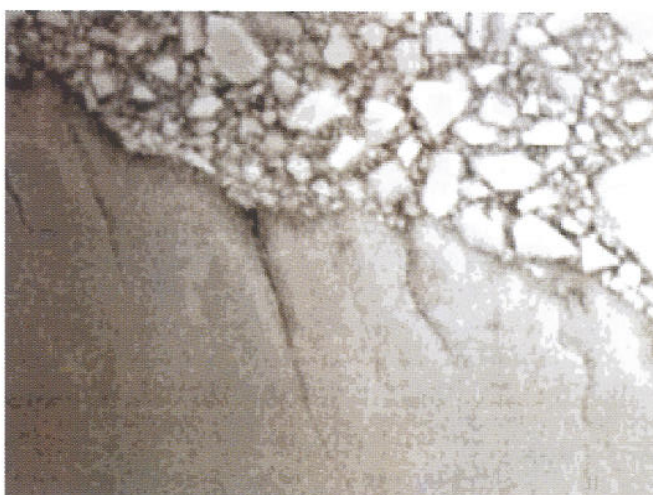
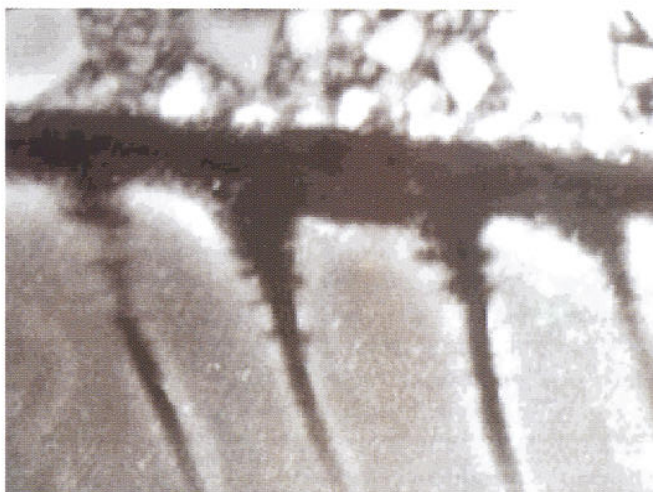
3. Ergebnisse und klinische Analysen

Zur Zeit werden mehr als 500 Plasmalampen Apollo 95 E in Zahnarztpraxen benutzt, manche davon bereits seit fast einem Jahr. Es liegen inzwischen eine Menge klinischer Informationen vor, die unserer Meinung nach nicht ohne Bedeutung für den täglichen Einsatz in einer Zahnarztpraxis sind.

Jeder Zahnarzt wird bei der ersten Anwendung von dem enormen Potential der Lampe überrascht sein.

Es ist wichtig, das Licht mit Vorsicht einzusetzen und nie auf die Augen des Patienten zu richten, obwohl das Risiko weit geringer ist als beim Laser. Den bedeutendsten Beitrag liefert die Kraft dieser Lampe bei vier verschiedenen und wichtigen Behandlungsmethoden:

- Die Photopolymerisation von bestimmten sehr „transparenten“ Kompositen, wie Clearfill von Cavex. Bei Coronoradi-kular-Zahnrekonstruktionen ist es möglich, in drei Sekunden über 12 mm Schichtdicke zu polymerisieren.
- Die Photopolymerisation von Klebstoffen für kieferorthopädische Zahnregulierungen in zwei



bis vier Sekunden. Das wird von Zahnärzten – und vor allem von Kindern! – sehr geschätzt. Das Durchleuchtungsverfahren durch den Zahn hindurch ermöglicht es, eine besonders schnelle und sehr vollkommene Photopolymerisation zu errei-

chen (nach Meinung der Kieferorthopäden).

- Transdentale Photopolymerisation (erste Experimente durch Dr. Bertrand) ermöglicht eine gute Polymerisation des Komposits, ohne die Randkämme öffnen zu müssen (neue KaVo-Technik).

- Die Plasmalampe ermöglicht es auch, den Zwischenraum zwischen Zahn und Zahnfüllung zu reduzieren, wenn die erste in die Zahnhöhle eingebrachte Schicht polymerisiert werden muß.

Die zweite Eigenschaft, zweifelsohne auf den ersten Blick wohl die spektakulärste, ist die Reduzierung des Zeitaufwands. Es ist offensichtlich, daß:

- das Auftragen des Komposits in verschiedenen Schichten ein Kinderspiel wird und daß man eine wahre Freude daran hat, unter solchen Voraussetzungen die Theorie von Davidson in die Tat umzusetzen, das heißt: nicht in acht Schichten über jeweils 60 Sekunden (insgesamt mehr als zehn Minuten), sondern in ca. eine Minute und 30 Sekunden fertig zu sein.

- auch der Patient die schnelle Photopolymerisation besonders zu schätzen weiß, vor allem am Ende einer verhältnismäßig langen Behandlung oder wenn der Patient ein Kind ist.

- die Kürze der Polymerisationszeit es ermöglicht, der Endverarbeitung der Zahnfüllungsoberfläche mehr Zeit zu widmen.
- es selbstverständlich auch möglich ist, ein, zwei oder dreimal zwei Sekunden Belichtung am Ende der Zahnrekonstruktion zu wiederholen, um einen noch nicht vollends erreichten Polymerisationsgrad zu erhalten.
- wir auch Vorteile bei der Bearbeitung von Provisorien haben. Da der Zeitaufwand sehr niedrig ist, hält uns nichts davon ab, provisorischen Zahnersatz im Mund selbst zu rekonstruieren.
- es uns letztendlich die schnellere Polymerisation ermöglicht, die uns so gut bekannten Speichel- und Blutinfiltrationen zu vermeiden, vor allem in der Nähe einer sehr stark interdental geschwollenen Papille.

4. Schlußbemerkung Es ist immer schwierig, auch wenn dies nicht zum ersten Mal vorkommt, der Berufswelt eine neue Technologie vorzustellen, vor allem wenn es sich um eine so klassische Behandlungsmethode wie die Photopolymerisation von Kompositen handelt. Selbst wenn wir von der CAD/CAM-Entwicklung noch weit entfernt sind, staunen wir bereits seit mehr als 15 Jahren über die Plasma-Technologie dank der enormen Möglichkeiten, die sie für die Berufswelt bereit hält und dank der Verbesserungen, die sie im täglichen Einsatz mit sich bringt. Die Optimierung in der Entwicklung der Mikro-Plasmalampe hat es uns ermöglicht, diese Technologie immer besser zu beherrschen und der Wunsch, die Anwendungsbereiche zu diversifizieren, hat dazu geführt, daß wir sie mit Erfolg für die Photopolymerisation einsetzen können.

Nach zwei Jahren intensiver Arbeit sind wir noch immer überrascht und beeindruckt von den erreich-

ten Resultaten, obwohl wir uns bewußt sind, daß diese an bewährten Praktiken rütteln: Die schnelle Polymerisation erzeugt weniger Wärme, weniger Schrumpfung und einen höheren Härtegrad. Das wird sicherlich zur Folge haben, daß vielfältige Experimente durchgeführt werden, um diese Theorie zu widerlegen, aber auch unzählige wissenschaftliche Auseinandersetzungen, die wir aufmerksam verfolgen werden. Unserer Meinung nach kann nichts den Komfort ersetzen, den der Zahnmediziner und sein Patient dank der Entwicklung der Plasmalampe verspüren werden.

Wir sind davon überzeugt, daß die Plasmalampe eine revolutionäre Entwicklung für die alltägliche klinische Praxis darstellt und eine bis dahin aufwendige Arbeit stark vereinfacht. ZWP

Research Professor and Chairman
(USC California)
Visiting Professor (NDU, Niigata
Japan)

Literaturhinweise:

- (1) Cabe, M. 1989.
- (2) Cabe, M. *Dental Material*, 1989.
- (3) Cattani-Lorente, M. A.; Meyer, J. M. *J Biomat dent*. 1997, 12, 113-123.
- (4) Caux, Y.; Husson, R.; Maquin, M. *Chir dent de France et LQOS* 1991, 569, 51-55.
- (5) Collys, K.; Cleymaet, R.; Coomans, D.; Michotte, Y. *Dent Mater* 1992, 8, 332-335.
- (6) Cook In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published, Co: Minnesota, USA, 1985; Vol. 1; pp 273-286.
- (7) Craig, O. B. *Dental material*, 1987.
- (8) Curtis, M. *Dental material*, 1991.
- (9) DURET, F. *doctorat second cycle, DCD, Lyon, France*, 1973.
- (10) DURET, F. In *Soc Francaise Dent Esthetique (SFDE)*: Paris, 1985.
- (11) DURET, F.; BLOUIN, J.; DURET, B. *Q.O.S.* 1985, 39, 197-216.
- (12) Duret, F. *C. de Proth* 1985, 50, 65-71.
- (13) Duret, B.; Reynaud, M.; Duret, F. *Ch Dent de France* 1990, 542, 69-77.
- (14) Duret, B.; Reynaud, J.; Duret, F. *Ch dent de France* 1990, 540, 131-141.

- (15) Eldimawany, M.; M. P. J.; Georges, L. A. *Am J Dent* 1993, 6, 222-224.
- (16) Fowler, C. S.; Swartz, M. L.; Moore, B. K. *Oper Dent* 1994, 19, 47-52.
- (17) Greener, E. H.; Harcourt, J. K.; Lautenschlager, E. P. *Materials Science in dentistry*; The Williams & Wilkins Co. ed.: Baltimore, 1972; Vol. 1.
- (18) Hotta, M.; Hirukawa, H. *Oper. dent* 1994, 19, 42-46.
- (19) Jensen, M. E.; Chan, D. C. N. In *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published, Co: Minnesota, USA, 1985; Vol. 1; pp 243-262.
- (20) Jensen; Kidd In *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published, Co: Minnesota, USA, 1985; Vol. 1; pp 269-272.
- (21) Kidd, E. A. M. In *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published, Co: Minnesota, USA, 1985; Vol. 1; pp 263-268.
- (22) Lee, H.; Orlowski, J. *Handbook of dental Composit restoratives*; Lee Pharmaceuticals ed.; Lee Pharmaceuticals: Los Angeles, 1974; Vol. 1.
- (23) McCabe, J. F. *Applied Dental Materials*; 7 th ed.; Blakwell Scientific Publications: Oxford, 1990; Vol. 1.
- (24) Miyawaki, H.; Taira, M.; Toyooka, H.; Wakasa, K.; Yamaki, M. *Dent Mater J* 1993, 12, 62-68.
- (25) O'Brien Dental Material, 1994.
- (26) O'Brien, J. *Dental Material and Their Selection*; 2 th ed.; Quintessence Publishing Co, Inc: Chicago, 1997; Vol. 1.
- (27) Pagniano, R. P.; Johnston, W. M. *J prosthet Dent* 1993, 70, 214-218.
- (28) Phillips, R. *Science of Dental Materials*; Saunders Compagny ed.; Saunders Compagny: Philadelphia, 1991; Vol. 1.
- (29) Phillips, R. *Sciences of Dental Materials*; Harcourt Brace Jovanovich inc: Philadelphia, 1991.
- (30) Pilo, R.; Cardash, H. S. *Dent mater* 1992, 8, 299-304.
- (31) Roulet, J. F. *Degradation of dental Polymers*; Karger ed.; Karger: Basel, 1987; Vol. 1.
- (32) Ruyter, I. E. In *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published, Co: Minnesota, USA, 1985; Vol. 1; pp 109-135.
- (33) Stecher, P. G. *New Dental Material*; Noyes Data Corporation ed.; Noyes Data Corporation Stecher, P. G: Park Ridge, New Jersey, USA, 1980; Vol. 1.
- (34) Tay, F. R.; Gwinnett, A. J.; Pang, K. M.; Wei, S. H. Y. *J Dent Res* 1995, 74, 1168-1178.
- (35) Vanherle, G.; Smith, D. C. In *Symposium and Proceedings on Posterior Composite*; Symposium, M. C., Ed., 199-.