

# Lampes à photopolymériser

B Pelissier  
JC Chazel  
E Castany  
F Duret

**Résumé.** – Sans doute l'un des apports majeurs de l'odontologie conservatrice au cours des dernières décennies a été la photopolymérisation des biomatériaux de restauration à base de polymères. Elle procure au praticien un temps de travail quasi illimité pour la mise en forme du matériau et une prise instantanée au moment où il choisit d'irradier le matériau. C'est grâce à cette photopolymérisation qu'il a été possible d'associer esthétique et composite, en exploitant l'apport successif de couches de matériaux de teintes et d'opacités adaptées.

© 2003 Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

**Mots-clés :** lampes à photopolymériser, lampes halogènes, lampes au xénon ou plasma, lampes à diodes électroluminescentes ou LED, dentisterie restauratrice.

## Introduction

La photopolymérisation a deux contreparties. La première, c'est la longueur du temps de réalisation d'une stratification, ce qui a généré l'essor de lampes à haute énergie pour des temps d'irradiation plus courts [7, 8, 23, 29]. La seconde, à l'inverse, ce sont les contraintes brutales induites par la photopolymérisation, suffisamment intenses pour casser le joint d'étanchéité que forme le matériau au contact des parois cavitaires. Des lampes halogènes progressives ont été développées pour initier une polymérisation en douceur.

Les principes régissant l'amorçage photochimique des composites ont connu ces dernières années de nouveaux développements, avec l'apparition d'une part de nouvelles sources lumineuses de haute énergie et la proposition de nouveaux dispositifs programmés pour une irradiation séquentielle ou progressive [2, 5, 9, 12, 30] et d'autre part, de la technologie des lampes électroluminescentes [16, 19, 22, 27, 31].

Il est important de connaître l'influence de ces nouveaux générateurs de lumière sur les performances des biomatériaux composites et sur celles des nouveaux matériaux à base de polymères (compomères, composites compactables ou bioactifs).

## Généralités

En effet, la qualité de la polymérisation d'une matrice de composite va influencer les performances du matériau ; c'est vrai pour ses performances mécaniques (résistance à l'endommagement par usure, fatigue), mais également pour d'autres propriétés majeures :

– propriétés optiques : indice de réfraction, résistance à la dyschromie ;

– propriétés biologiques : la présence de monomères résiduels peut induire des problèmes de biocompatibilité sur le plan local (cytotoxicité pulpaire) ou sur le plan général (allergie).

De nombreuses variables peuvent influencer le degré de polymérisation d'une matrice de composite. Ces principales variables sont :

- la nature de la lampe ;
- le temps de polymérisation ;
- la nature et la structure des biomatériaux composites ou dérivés (composites dits compactables, compomères) ;
- l'épaisseur du matériau ;
- la teinte du matériau ;
- la technique incrémentale.

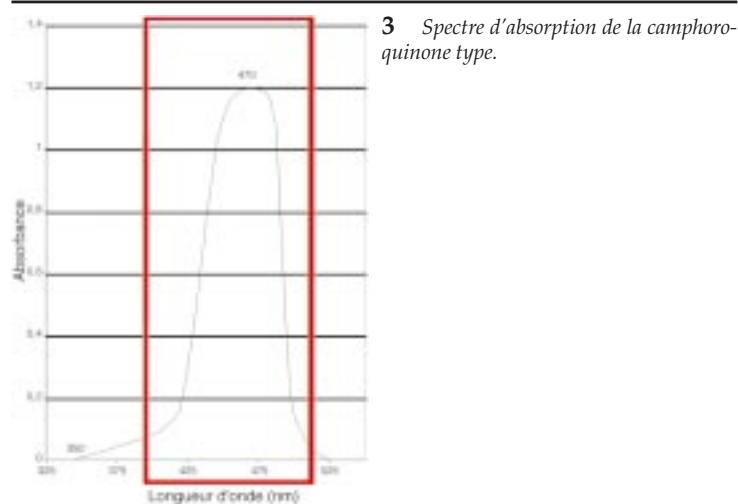
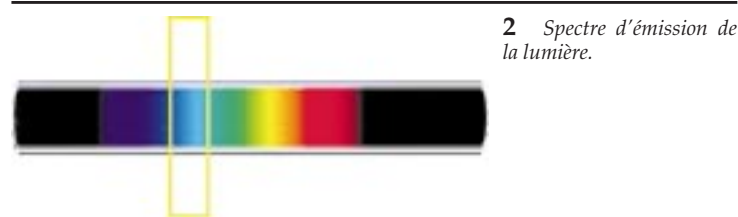
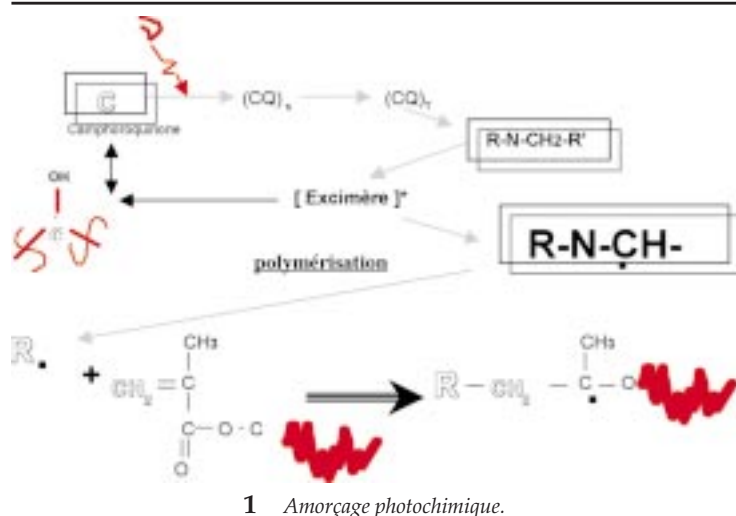
Pendant vingt ans, les lampes halogènes ont été utilisées et ont permis de polymériser les composites. Ces dernières années, l'émergence de nouvelles technologies a considérablement bouleversé et diversifié le marché des lampes à photopolymériser pour les résines dentaires. Dès lors, il nous a paru intéressant de faire un point technique sur les principes de fonctionnement de ces matériels, qui restent assez obscurs pour la plupart des praticiens.

Il existe aujourd'hui un certain nombre de possibilités pour déclencher puis accompagner la polymérisation des monomères présents dans de nombreux produits dentaires comme les composites en dentisterie restauratrice ou les adhésifs en orthodontie [4, 5, 9]. Depuis de nombreuses années sont disponibles des composites photopolymérisables dont la réaction de réticulation est déclenchée par une lumière émise dans une gamme de longueur d'onde située entre 400 et 500 nm.

L'objectif d'une lampe à photopolymériser est de lancer puis d'accompagner la réaction de prise des matériaux composites. À la différence d'une réaction de polymérisation classique qui suppose de mettre en présence deux composés (ou plus) réagissant entre eux au moment de leur mise en contact, la photopolymérisation permet que ces composés soient toujours en présence l'un de l'autre, sous forme inactive, et qu'en absence de lumière, ils ne réagissent pas. C'est un troisième corps, lui aussi présent, qui rend l'un d'eux

**Bruno Pelissier** : Maître de conférences des Universités, praticien hospitalier, responsable du service d'odontologie conservatrice, endodontie.  
**Jean-Christophe Chazel** : Chargé de cours.  
**Emmanuel Castany** : Assistant hospitalo-universitaire.  
**François Duret** : Chargé de cours.  
Service d'odontologie conservatrice, endodontie, UFR d'odontologie de Montpellier I, 545, avenue du Pr Jean-Louis Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France. Niigata (Japon).

Toute référence à cet article doit porter la mention : Pelissier B, Chazel JC, Castany E et Duret F. Lampes à photopolymériser. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Stomatologie/Odontologie, 22-020-A-05, 2003, 11 p.*

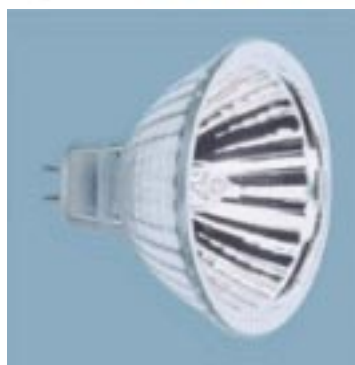


suffisamment actif (ou excité) pour qu'il vienne réagir sur le deuxième. Cette réaction de photopolymérisation se passe en trois temps.

Dans la réaction proprement dite de polymérisation [10, 13, 24, 26, 28] (fig 1), c'est un premier corps, appelé photo-initiateur, qui absorbe l'énergie photonique émise et va passer dans un état réactif. D'une manière générale, et plus spécifiquement en dentisterie, les photo-initiateurs font partie de la famille des dicétones sensibles dans des zones de longueurs d'onde situées entre 390 et 490 nm. Plus précisément, la zone de meilleure sensibilité du photo-initiateur le plus utilisé en dentisterie restauratrice, la camphoroquinone (CQ), se situe à 470 nm ( $\pm 20$  nm). L'idéal est donc d'avoir le maximum d'intensité dans une zone située entre 400 et 500 nm pour les lampes à photopolymériser. C'est ce que les lumières halogènes, plasmiques et à diodes électroluminescentes nous offrent.

L'important est d'avoir une lumière émise dans la zone où la camphoroquinone l'absorbe, mais qui est suffisamment large pour recouvrir tout le spectre de 425 à 500 nm, car il existe d'autres photo-initiateurs sensibles à des longueurs d'onde différentes. L'idéal serait aussi qu'elle ne soit émise que dans une gamme de longueur d'onde efficace pour éviter les effets thermiques ou autres dispersions énergétiques (fig 2, 3).

#### 4 Ampoules halogènes.



Nous allons essayer de détailler les trois principales sources technologiques utilisées dans les lampes présentes sur le marché, c'est-à-dire :

- les lampes halogènes ;
- les lampes plasma ;
- les lampes à diodes électroluminescentes (LED).

### Lampes halogènes

Pendant plus de vingt ans, la source lumineuse la plus utilisée a été la lampe halogène. Comment fonctionne-t-elle ? Une lampe à photopolymériser de type halogène utilise un principe de fonctionnement extrêmement simple, et commun aux lampes présentes dans la majorité des éclairages domestiques. Sous l'effet du passage d'un courant électrique, un filament de tungstène est porté à incandescence à très haute température, de l'ordre de 2 200 °C. Comme tout corps chauffé, le filament émet alors de la lumière, sachant que plus la température est haute, plus la lumière sera blanche.

#### PRINCIPES DES LAMPES HALOGÈNES CONVENTIONNELLES

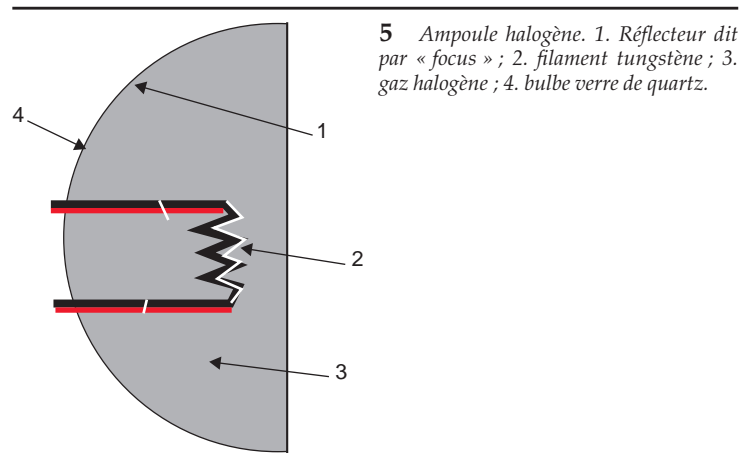
Une lampe halogène est composée d'un filament, d'une enveloppe de verre appelée communément ampoule, et d'un gaz de remplissage (fig 4).

Les choix des composants d'une lampe incandescente type halogène dépendent essentiellement de deux facteurs :

- ils doivent avoir un haut point de fusion ;
- ils doivent avoir un bas ratio de vaporisation.

Dans toutes les lampes traditionnelles, c'est le filament de carbone relié aux connexions électriques qui est utilisé, mais malheureusement son rendement reste faible puisqu'il est d'environ 7 lm/W. Le tungstène remplace actuellement le carbone car il a une brillance très supérieure ; c'est un matériau très réfractaire dont la température de fusion est de 3 380 °C. À ce matériau réfractaire, on ajoute des additifs comme l'oxyde de thorium pour en améliorer les propriétés.

Son point de fonte est proche du carbone (3 500 °C) et son ratio de vaporisation n'est pas aussi déterminant que pour le carbone, car il est compensé par le cycle tungstène halogène que nous décrivons



plus loin. Une lampe tungstène halogène utilisée en dentisterie se compose en général d'un bulbe fait de verre de quartz. Les températures de fonctionnement étant bien supérieures à celles des ampoules à incandescence traditionnelles, l'ampoule est réalisée dans des matériaux résistants aux hautes températures (entre 250 °C et 350 °C) et à une pression de 20 bars comme le quartz ou le Vycor®. Sa forme cylindrique favorise cette résistance. Les matières organiques et minérales présentes à la surface de la peau ayant la propriété de réagir avec le quartz en le fragilisant ou en le ternissant, on préconise de ne pas toucher une lampe halogène avec les doigts. Les filaments de tungstène sont en général en position transverse par rapport à l'axe général de la lampe. Chaque filament de tungstène est soudé à une feuille de molybdène, qui elle-même se poursuit par deux connecteurs en molybdène. Très souvent, la feuille de molybdène est incluse dans une base céramique, elle-même entourée du bulbe en quartz.

Cette lampe est située dans un réflecteur dit « par focus », jouant à la fois le rôle d'orientation de la lumière émise vers l'entrée de la fibre mais aussi celui d'absorption de chaleur, permettant une préfiltration des rayonnements. Très souvent, devant le réflecteur est placée une glace permettant de respecter le dimensionnement et l'alignement du montage optique : lampe, réflecteur, guide de lumière (fig 5).

Dans l'ampoule se trouve un gaz de remplissage. Si cette ampoule était remplie d'air, le filament s'oxyderait rapidement et la durée de vie de l'ampoule serait de quelques dixièmes de secondes. Si à la place de l'air, on faisait le vide, le filament aurait tendance à se sublimer ; il perdrait alors des atomes, s'amincirait et claquerait. On remplit donc alors l'ampoule d'un gaz inerte, argon, krypton ou xénon mélangé à un gaz halogène. Le gaz halogène limite la sublimation du tungstène par régénération, et son dépôt sur le verre de l'ampoule.

La différence essentielle entre une ampoule à incandescence et une ampoule dite halogène provient donc en grande partie du gaz de remplissage diatomique appartenant à la famille des halogènes ou à un de leurs dérivés. Les fabricants utilisent majoritairement :

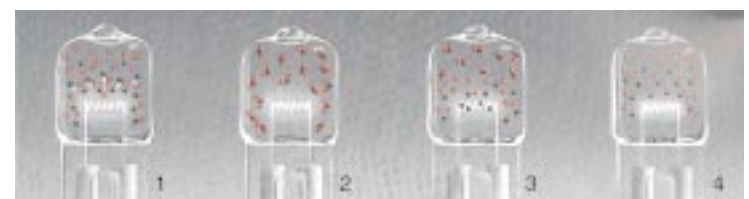
- la diode de formule chimique  $I_2$  ;
- le bromure de méthyle  $CH_3Br$  ;
- le dibromure de méthyle  $CH_2Br_2$ .

#### CYCLE TUNGSTÈNE HALOGÈNE

Connu depuis près d'un siècle, le principe du cycle halogène n'a été mis en pratique dans la technologie des lampes qu'à la fin des années 1950. Ce cycle permet une durée de vie plus longue, une température de fonctionnement plus élevée, une efficacité supérieure à celle des ampoules à incandescence traditionnelles.

Le cycle halogène peut être scindé en quatre phases distinctes (fig 6) :

- les molécules de dihalogène présentes à l'intérieur de l'ampoule côtoient des atomes de tungstène provenant du filament ;



- à bonne distance du filament, là où la température est la plus faible, un atome de tungstène se combine avec plusieurs molécules de dihalogène pour former une molécule de plus grande taille ;

- lorsque cette molécule est soumise à une température élevée à proximité du filament, elle se décompose en molécules de dihalogène et en un atome de tungstène qui va se redéposer sur le filament ;

- les molécules de dihalogène peuvent alors de nouveau se combiner avec un atome de tungstène pour recommencer un nouveau cycle.

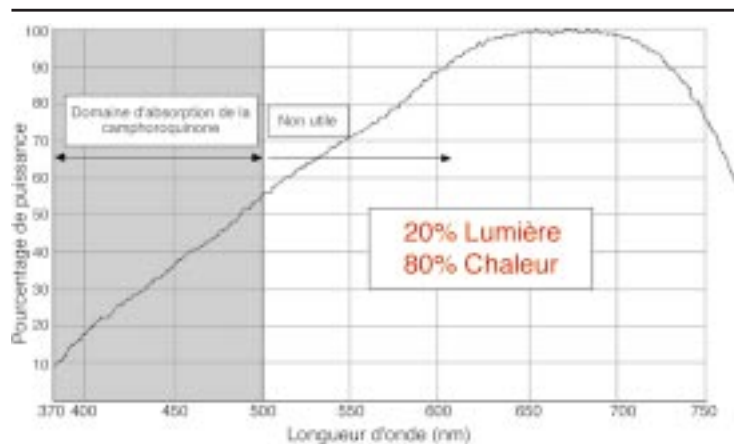
On pourrait donc penser qu'un filament puisse durer indéfiniment, cependant, le tungstène se redéposant en un point différent de celui d'où il vient, il apparaît à la longue une série de points fragiles sur le filament, source de ruptures potentielles<sup>[1, 11]</sup>. Ces zones fragilisées présentant une résistance électrique plus importante, elles sont plus chaudes et moins aptes à recevoir un nouveau dépôt de tungstène ; le phénomène s'accélère en fin de vie de filament. À l'inverse, les zones froides, notamment au niveau des connexions électriques, réagissent avec les molécules de dihalogène, et fragilisent là aussi l'ampoule halogène. Bien que la durée de vie théorique d'une lampe halogène soit de 7 000 heures contre 1 000 heures pour une lampe à incandescence, pour une utilisation optimale, il est préférable de changer l'ampoule deux fois par an. Le type de fonctionnement intermittent des lampes à photopolymériser, la présence de filtres optiques, le confinement de ce type d'ampoule dans une pièce à main ayant tendance à provoquer une usure prématurée (fig 7).

La lumière émise est donc générée par la chaleur dégagée par un corps porté à haute température ; plus cette température est élevée et plus elle émet de la lumière. L'énergie photonique résultante fait apparaître une lumière dont le spectre de longueur d'onde se situe de 350 nm à bien au-delà des infrarouges, c'est-à-dire au-delà de 1 000 à 12 000 nm. Ce spectre n'est pas régulier, mais est régulièrement croissant dans la zone qui nous intéresse, c'est-à-dire de 400 à 500 nm. Comme nous pouvons le constater, la partie utilisée de l'émission halogène peut être estimée à 20 % de sa puissance totale, tout le reste se transformant essentiellement en chaleur (fig 8). Il est donc nécessaire d'avoir une lampe très puissante pour avoir une forte capacité de polymérisation, mais la chaleur dégagée rendrait son utilisation dangereuse. Une lampe halogène ne semblerait donc pas être la solution pour amener beaucoup d'énergie dans notre zone de longueur d'onde.

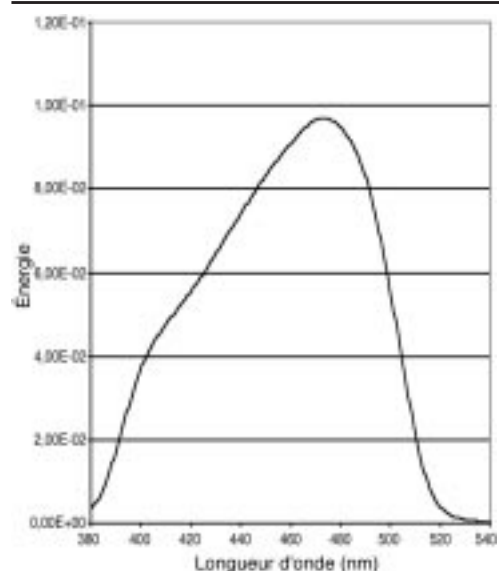
L'halogène peut recouvrir le spectre, mais elle recouvre aussi bien d'autres longueurs d'onde visibles, et oblige à un filtrage transformant en radiateur notre source de lumière. Le seul intérêt de cette source est son faible coût.

La lampe halogène est la source énergétique actuellement la plus utilisée. L'appareil conventionnel émetteur de rayons visibles est muni d'une lampe halogène de 75 à 150 W, du type en usage dans les appareils de projection. La tension est généralement stabilisée électroniquement à 15 V. L'appareil est muni d'un triple filtre destiné à ne livrer passage qu'aux rayons d'une longueur d'onde supérieure

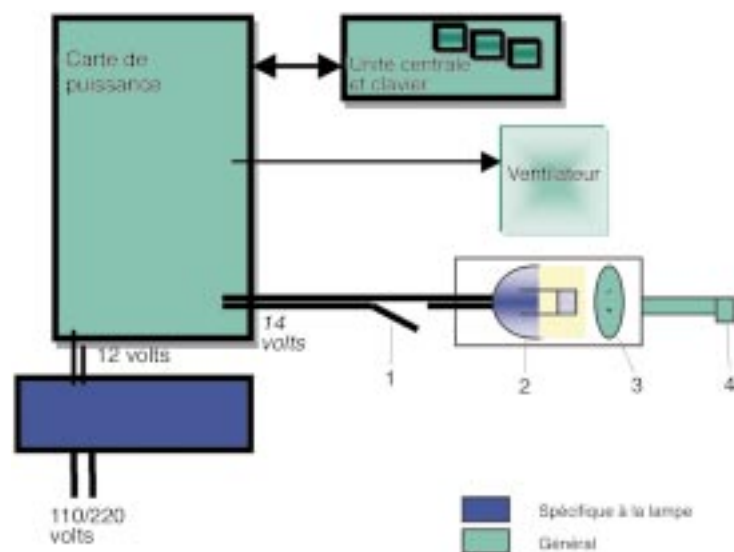




8 Spectre d'émission non filtré de la lampe halogène.

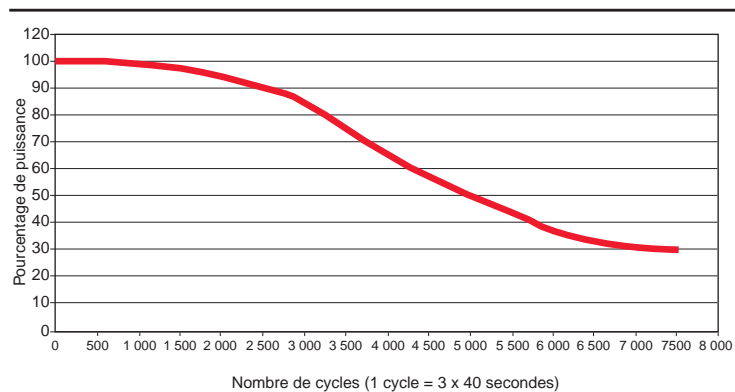


9 Spectre d'émission filtré d'une lampe halogène.

10 Description d'une lampe halogène ; filtre passe-bas : après 500 nm ; embout 8 mm : 200 à 1 000 mW/cm<sup>2</sup> ; embout 11 mm : 100 à 450 mW/cm<sup>2</sup>. 1. Bouton ; 2. ampoule ; 3. filtre ; 4. embout.

à 400 nm, les intensités les plus performantes étant obtenues, selon les appareils, dans un créneau se situant entre 450 et 500 nm. Cette gamme de rayons produit une lumière bleutée (fig 9).

La lampe, le filtre et le ventilateur se situent dans le pistolet, la lumière est alors transmise par un embout rigide en quartz ou en verre (fig 10).



11 Diminution du pourcentage de la puissance de la lampe halogène en fonction du nombre de cycles.

Les intensités des lampes à photopolymériser peuvent varier selon les modèles (400 mW/cm<sup>2</sup> à 800 mW/cm<sup>2</sup>). La dureté du composite augmente également avec le temps d'exposition aux rayons [4, 10, 21, 26]. La photopolymérisation des matériaux cosmétiques avec des lampes halogènes conventionnelles nécessite un temps d'insolation de 20 à 40 secondes : il ne faut pourtant pas hésiter à le prolonger, surtout lorsqu'on est amené à polymériser au travers de l'émail ou d'une matrice. Le taux de conversion d'un composite dépend aussi du matériau lui-même et de sa composition, ainsi que de sa réaction de prise, c'est-à-dire de la longueur d'onde dans laquelle ses composants réagissent.

Le cycle halogène et le fonctionnement intermittent entraînent une perte lumineuse normale des lampes halogènes, qui influence l'intensité de la lumière, donc indirectement le profil de polymérisation. Il faut donc contrôler régulièrement cette intensité, et changer régulièrement les ampoules [11, 17, 20] (fig 11).

#### DIFFÉRENTS TYPES DE LAMPES HALOGÈNES

Il existe différents types de lampes halogènes ; il est possible par différentes programmations de modifier les différents paramètres de la photopolymérisation : le temps, l'intensité, la cinétique de l'intensité et la fréquence des temps d'insolation. Actuellement, les principales lampes halogènes sont programmables.

Pour lutter contre la contrainte lors de la réaction de prise, des lampes halogènes avec différents modes de polymérisation ont été mises sur le marché. D'après de nombreux auteurs [3, 5, 9, 12, 14, 15, 18, 25, 30], il est préférable d'opter pour une photopolymérisation progressive par rapport à une photopolymérisation rapide et brutale. Ces lampes initient la réaction de polymérisation en délivrant une faible intensité lumineuse qui réduit le taux de conversion, et peut ainsi diminuer les contraintes à l'interface dent/composite.

Pour les lampes halogènes traditionnelles, il est possible de créer cette polymérisation progressive en se rapprochant avec l'embout progressivement de la restauration composite.

Il existe plusieurs types de lampes progressives :

- les lampes progressives par palier, qui ont une exposition commençant avec une faible intensité (environ 100 mW/cm<sup>2</sup>) pendant 5 à 10 secondes, puis à pleine puissance pour le reste du cycle programmé ;
- les lampes progressives en continu, qui ont une intensité lumineuse variant en continu de 0 à la puissance maximale, maintenue jusqu'à la fin du temps d'exposition programmé ;
- les lampes progressives par impulsion.

Actuellement, les lampes halogènes, pour la plupart, sont à haute intensité ; elles délivrent plus de 1 000 mW/cm<sup>2</sup>, dans l'optique de diminuer le temps d'exposition en assurant une polymérisation correcte du matériau. Cette technologie rejoint la technologie plasma qui est décrite plus loin. Le refroidissement de ces sources lumineuses est capital pour ralentir le vieillissement de l'ampoule.



12 Lampe halogène Astralis 10® (Vivadent).

La durée de vie de l'ampoule est souvent inférieure à celles des ampoules de lampes halogènes conventionnelles.

#### DESCRIPTION D'UNE LAMPE HALOGENE ACTUELLE : ASTRALIS 10® (VIVADENT)

La lampe halogène Astralis 10® (Vivadent) est une lampe halogène ayant une intensité lumineuse de 1200 mW/cm<sup>2</sup>, un spectre d'émission large couvrant des longueurs d'ondes comprises entre 400 et 500 nm. Elle possède une ampoule halogène de 100 W. Nous pouvons la classer dans la catégorie des lampes halogènes à haute énergie (fig 12).

Cette lampe halogène possède plusieurs programmes de polymérisation, et se situe donc dans la gamme actuelle des lampes programmables :

- un mode haute énergie à 1200 mW/cm<sup>2</sup> : ce mode permet une polymérisation plus rapide de 10 secondes. Il rejoint la technique des lampes plasma qui utilisent des énergies plus importantes avec des temps d'insolation plus courts. Ce type d'insolation avait été introduit pour diminuer le temps de mise en œuvre des techniques de stratification, trop longues selon certains cliniciens. Ce mode de polymérisation permet de raccourcir le temps d'insolation pour des applications cliniques précises (fines couches, adhésifs orthodontiques, matériaux adaptés...);

- un mode adhésif d'intensité lumineuse de 650 mW/cm<sup>2</sup> : le choix d'une intensité plus faible a été conçu pour éviter des élévations de température trop importantes dans les zones proches de la pulpe. Ce mode paraît intéressant, car toutes les lampes halogènes chauffent ; la chaleur dégagée lors des insulations profondes peut entraîner des effets irréversibles sur la pulpe. Il est donc conseillé actuellement de faire des polymérisations moins intenses, progressives, ou bien d'utiliser des adhésifs type dual pour les couches profondes ;

- un mode pulsé : l'intensité lumineuse s'élève progressivement de 150 mW/cm<sup>2</sup> à 650 mW/cm<sup>2</sup> pendant les 10 premières secondes. Ensuite, pendant les 10 secondes suivantes, l'intensité fluctue entre 650 mW/cm<sup>2</sup> et 1 200 mW/cm<sup>2</sup>. Ce mode permet la polymérisation progressive des matériaux pour éviter les contraintes brutales induites par la photopolymérisation, suffisamment intenses pour casser le joint d'étanchéité que forme le matériau au contact des parois cavitaires. Ce mode est donc à l'opposé des techniques de polymérisations rapides ;

- un mode collage indirect : il est en réalité le premier mode décrit plus haut à haute énergie. Seul le temps d'insolation a été rallongé, pour permettre une meilleure probabilité de diffusion des ions photoniques à travers les matériaux. En effet, le temps joue un rôle important dans la polymérisation finale d'un matériau ; toutes les études de dureté le montrent. Ce mode permet l'activation des gels de blanchiment selon les fabricants ; mais, pour cette application, est-ce le temps d'insolation générant de la chaleur qui active les gels d'éclaircissement, ou bien est-ce le spectre d'émission de cette lampe qui active les gels d'éclaircissement ? De nombreux produits d'éclaircissement possèdent des additifs différents réagissant soit à la lumière soit à la chaleur. Il va de soi que, les lampes halogènes ayant un large spectre d'émission et générant de la chaleur, elles permettent l'activation des gels de blanchiment.

Nous remarquons que cette lampe programmable peut s'adapter aux nombreuses techniques de restaurations directes, indirectes et esthétiques. De nombreuses situations cliniques peuvent donc être traitées par des techniques de polymérisation rapide ou des techniques progressives ou adaptées, et le dentiste peut ainsi choisir lui-même la technique qui lui semble la mieux appropriée.

### Lampe xénon ou arc plasma ou à haute énergie

Dans l'échelle de température, le plasma, appelé quatrième état de la matière, succède aux états solides, liquides et gazeux. Cet état plasma est obtenu en ionisant très fortement un gaz, ce qui génère de très hautes émissions de lumière et de température. Dans cet état, maintenu par la collision d'électrons et une haute température, on trouve donc en quantité égale une très forte concentration d'ions positifs et négatifs.

Les lampes plasma produisent un spectre très proche de celui de la lumière naturelle, les étoiles étant en grande partie constituées de plasma. Dans le domaine industriel, on utilise ce type de source lumineuse dans des projecteurs de cinéma ou de simulation d'éclairage solaire, dans des systèmes d'endoscopie ou bien encore dans des appareils de vidéoprojection.

Les lampes plasma ou *PAC light (plasma arc curing light)* ont été introduites en dentisterie pour diminuer le temps d'insolation pendant les techniques longues de stratification des composites [23]. Cette technique de polymérisation rapide peut être une alternative à la dentisterie traditionnelle des lampes halogènes, mais dans certaines conditions (couches fines de composite, spectre d'absorption des photo-initiateurs en corrélation avec le spectre d'émission de la lampe qui est en général centré sur le spectre d'absorption de la camphoroquinone).

#### LAMPE PLASMA

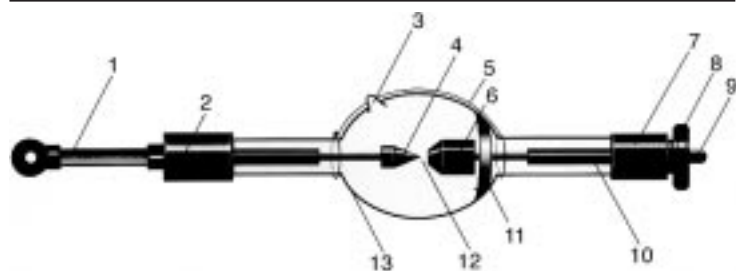
##### ■ Généralités

Les lampes à arc plasma appartiennent à la grande famille des lampes à décharge. Une ampoule plasma est composée de deux électrodes (anode et cathode), d'un corps de lampe en céramique ou en verre, d'un amorceur, et d'un gaz de remplissage (fig 13).

Si l'efficacité lumineuse des lampes à incandescence est limitée par la température de fusion du filament de tungstène (= 37 Im/W, ou



13 Ampoules plasma.



**14** Constitution d'une lampe plasma. 1. Fil de connexion ; 2. cathode métallique ; 3. entrée de remplissage du gaz ; 4. cathode ; 5. fil d'amorçage ; 6. anode ; 7. anode métallique ; 8. écrou ; 9. connexion filtrée ; 10. barreau conducteur ; 11. revêtement réfléchissant ; 12. espace interélectrodes ; 13. ampoule.

au plus 45 lm/W avec des ampoules en verre spécifique), et si elles peuvent atteindre des températures de couleur  $<$  à 3 400 K, les lampes aux halogénures métalliques apportent de toutes nouvelles possibilités.

Les principaux avantages par rapport aux lampes à incandescence sont :

- une efficacité lumineuse trois à quatre fois supérieure, pouvant atteindre près de 100 lm/W ;
- une répartition spectrale approchant celle de la lumière du jour, avec une température de couleur située entre 4 500 et 6 500 K, et une luminance 20 fois supérieure qui est proche de la source de lumière ponctuelle idéale ;
- l'indice de rendu des couleurs, situé entre 80 (HTI-st ou lampe de grande luminance) et 95 (HMI-st ou lampe de spectre coloré), tend vers le maximum théorique possible du rendu naturel des couleurs ;
- la plupart des lampes plasma sont réamorçables à chaud, à tous les stades de refroidissement.

### ■ Terminologie

Le brûleur désigne le lieu de la décharge : le volume où, sous l'action conjointe des substances de remplissage, de la pression et de l'énergie électrique, l'arc (lumineux) s'établit. Si les avantages des lampes HTI-st se trouvent dans la luminance plus importante et une petite taille, les HMI-st se distinguent par un excellent rendu des couleurs et un bon comportement lumineux au cours de leur durée de vie.

L'écartement des électrodes nous permet de classer les lampes plasma dans la catégorie des lampes à arc court (2,3 à 14 mm) et des lampes à arc moyen (4 à 44 mm).

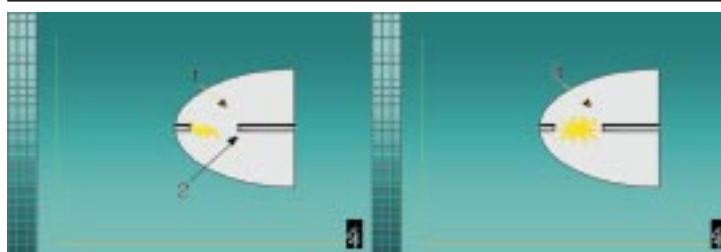
### ■ Construction de la lampe

La lampe utilisée en dentisterie fait partie des lampes dites à décharge. La lumière est générée par un arc qui apparaît entre deux électrodes tungstène, dans un gaz xénon pur créant un état plasma. Chaque électrode se comporte comme une anode et une cathode. Le tube, lui-même réalisé en quartz, est entouré d'un réflecteur servant à la fois à orienter la lumière et à faire une préabsorption, sorte de filtrage des rayons chauffants (rouge et infrarouge) (fig 14).

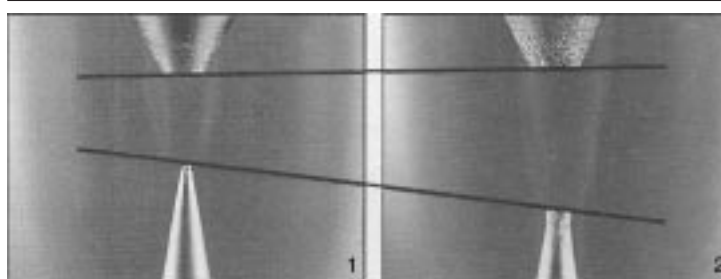
La cathode qui émet les électrons est d'autant plus efficace que le tungstène est dopé (influence sur la vie de la lampe). Sa forme est très importante, car elle définit en général la forme de l'arc. Enfin, c'est son usure qui limite la vie de nos lampes à photopolymériser. L'anode reçoit les électrons et, de ce fait, est victime d'une élévation de température obligeant nos lampes à avoir des systèmes d'évacuation très intenses et malheureusement bruyants. Il est à signaler enfin l'existence dans le bulbe de sorte d'électrodes secondaires, ayant pour fonction de récupérer les impuretés pouvant polluer le gaz xénon.

### ■ Caractéristiques de fonctionnement

Le cycle d'allumage d'une lampe plasma peut se décomposer en trois phases : l'amorçage, le survoltage et le maintien.



**15** Principe de l'ampoule plasma. 1. xénon ; 2. électrodes ; 3. arc.



**16** Détérioration des électrodes. 1. Après 5 heures d'opération ; 2. après 1 000 heures d'opération.

Pour obtenir l'établissement d'un arc plasma, il faut tout d'abord créer l'ionisation du gaz présent dans l'ampoule. Pour cela, une décharge électrique de haute tension (de 15 000 à 20 000 V pendant 50 nanosecondes) est appliquée entre les deux électrodes, cette impulsion représentant une énergie de 0,7 J.

Une fois que cet amorçage est réalisé, un arc se forme entre les deux électrodes. Cet état étant très fugitif, une tension de 170 V est appliquée pour maintenir l'allumage et ne pas souffler l'arc, cette phase durant 300 millisecondes (fig 15).

Enfin, un courant continu est appliqué entre les deux électrodes pour assurer le régime de fonctionnement de la lampe, la tension variant de 12 à 16 V suivant l'usure et la puissance de la lampe.

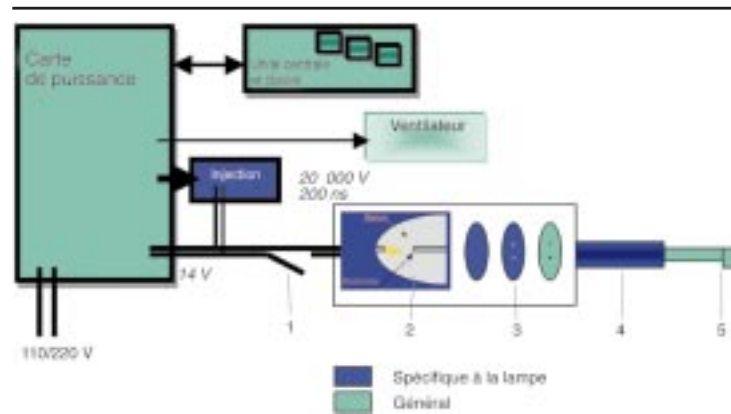
En fonctionnement, la cathode émet des électrons qui migrent à travers l'arc pour venir frapper l'anode. Pour cette raison, les deux électrodes ont des géométries très différentes et leur usure n'est pas uniforme. En effet, 80 % de l'énergie thermique générée étant conduite par l'anode, celle-ci est de masse plus importante. La cathode présente une forme conique pour que l'arc plasma jaillissant de la cathode se trouve centré à l'intérieur de l'ampoule.

Comme on l'a vu plus haut, des électrons sont prélevés sur l'anode, plus particulièrement à chaque amorçage de la lampe. À l'usage, celle-ci a tendance à se détériorer, comme le montre la figure 16.

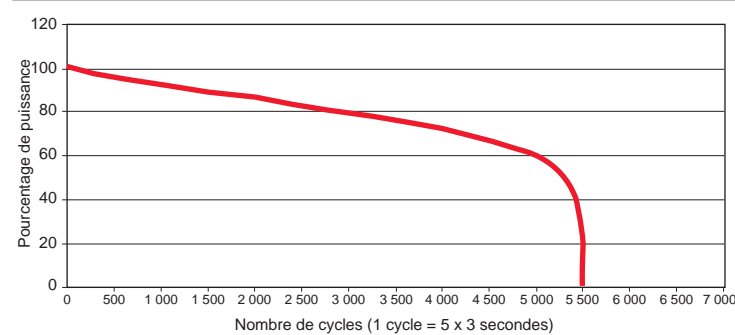
L'anode se détériorant, l'espace entre les deux électrodes grandit petit à petit, l'amorçage devenant de plus en plus aléatoire. De plus, la matière extraite de la cathode vient se fixer sur l'enveloppe de verre de l'ampoule, diminuant le rendement lumineux de la lampe plasma. Les constructeurs d'ampoules plasma garantissent leur produit pour 500 heures de fonctionnement. Dans le cadre d'une utilisation dans le domaine dentaire, c'est moins la durée de fonctionnement que le nombre d'amorçages qui dégrade la lampe. La moyenne d'amorçages réalisable avec une lampe se situe aux alentours de 50 000 amorçages, soit une durée de vie comprise entre 24 et 36 mois. Si une lampe fonctionne de manière pulsée, la durée de vie s'en trouve diminuée. Le changement de l'ampoule est assez onéreux, mais c'est aussi le prix du confort d'une polymérisation rapide.

Le facteur essentiel du fonctionnement d'une lampe plasma est l'espace entre les électrodes, plus cet espace augmente et moins l'énergie lumineuse est intense. À titre informatif, la brillance d'une lampe à xénon varie entre 20 000 et 500 000 cd/cm<sup>2</sup>, alors que celle du soleil varie entre 100 000 et 150 000 cd/cm<sup>2</sup>. L'amorçage de la lampe xénon se fait toujours à l'aide d'un pic de voltage s'échelonnant entre 10 000 et 30 000 V et durant 0,2 à 0,5 seconde. Suivant ce pic, la lampe fonctionne en bas voltage se situant entre





**17** Description d'une lampe plasma. Filtre 1 : IR filtre après 800 nm. Filtre 2 : UV filtre avant 400 nm. Filtre 3 : ! filtre passe-bas : après 500 nm. Embout 8 mm : 1 400 à 1 900 mW/cm<sup>2</sup>. 1. Bouton ; 2. ampoule plasma ; 3. dispositif de filtres ; 4. fibre liquide ; 5. embout.



**18** Diminution du pourcentage de la puissance de la lampe plasma en fonction du nombre de cycles.

12 et 24 V. Il est à signaler qu'une lampe à plasma est en général réamorçable à chaud. La luminance est d'autant plus élevée que l'arc est court et qu'elle est très sensible à son positionnement dans l'espace. Trois éléments essentiels influencent la vie, dans la mesure du respect de l'alimentation :

- le temps de fonctionnement : plus celui-ci est court et répétitif et moins la durée de vie est importante. Par exemple, une lampe donnée pour 10 000 heures en usage normal ne dépasse pas 10 à 20 heures en usage dentaire ;
- le refroidissement : l'évacuation de la chaleur d'une lampe plasma est fondamentale, et une surélévation de la température conduit à la diminution de vie des électrodes ;
- une lampe qui travaille horizontalement ne peut pas travailler verticalement. Il existe un angle maximum d'acceptance bien connu des fabricants. La durée de vie d'une lampe mise en mauvaise condition peut être réduite de 50 fois sa valeur.

Le plasma a deux zones d'émissions fortes, de 440 à 500 nm et dans les infrarouges. Il est donc nécessaire de filtrer tous les rayonnements situés au-delà de 500 nm, comme pour les lampes halogènes. Ceci explique en grande partie le système de filtre optique complexe mis en œuvre dans ce type de lampe (fig 17, 18).

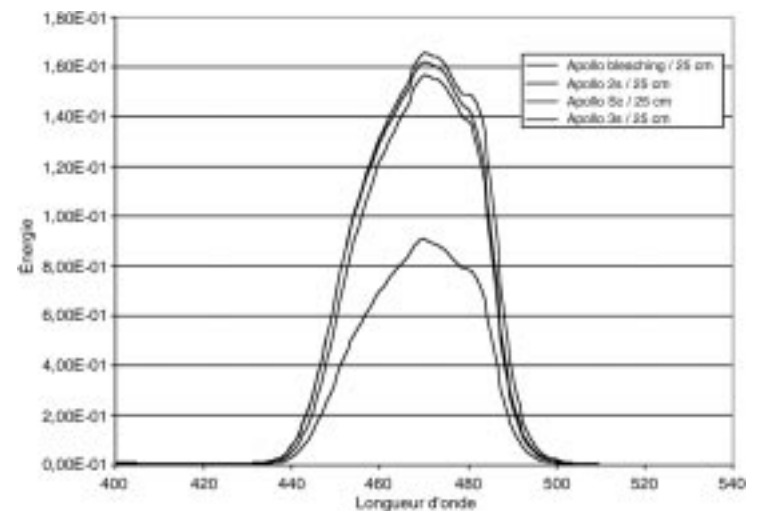
#### DESCRIPTION DE LA LAMPE APOLLO 95E® (DMDS) [7, 8, 21]

Une lampe à polymérisation ultrarapide plasmatique de type Apollo (fig 19) utilise une ampoule spécifique ILC de 300 W. Il est aussi possible d'utiliser une lampe Osram de type XO de 180 W, et d'obtenir le même effet. Cette ampoule est composée de deux électrodes en tungstène, espacées de quelques millimètres et enfermées dans une enceinte de gaz xénon, afin d'éviter leur oxydation, donc leur dégradation rapide.

Lorsque deux électrodes sont soumises à une différence de potentiel se situant entre 20 000 et 30 000 V, un arc électrique extrêmement lumineux apparaît, 10 à 20 fois plus important que dans le cas d'une



**19** Lampe plasma Apollo 95E® (DMDS) (d'après dossier scientifique DMDS).



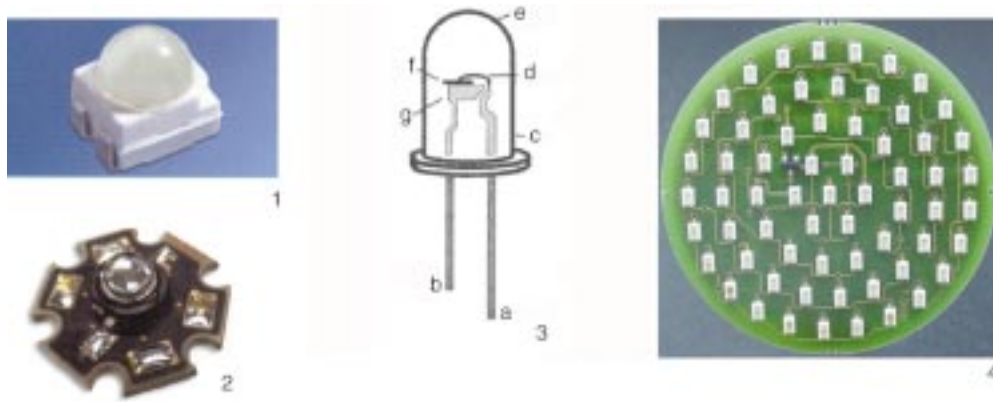
**20** Spectre d'émission filtré de la lampe plasma.

lampe halogène, et dont l'un des pics d'émission se situe entre 400 et 500 nm. Devant cette ampoule, sont placés des filtres dits « passe-hauts » supprimant les rayons ultraviolets (UV) et « passe-bas » supprimant les rayonnements d'au-delà de 500 nm. Il reste malgré tout certains effets thermiques dus à des rayonnements infrarouges (IR) lointains.

Le résultat de cette émission et de ce filtrage nous fournit un arc centré entre 400 et 500 nm (fig 20). Pour obtenir encore plus de puissance, sans toutefois augmenter l'effet calorifique, un élément supplémentaire est adapté, capable de filtrer soit le 400/450 nm soit le 450/500 nm. C'est ce filtre, placé dans des embouts différents, qu'il convient de sélectionner en fonction des composites utilisés. Actuellement, chaque appareil est fourni avec les deux embouts ; ces différents embouts ont donc été fabriqués pour pallier les problèmes liés aux photo-initiateurs présents vers 380-430 nm existant dans certains matériaux qui ne polymérisaient pas par absence de réactivité lors de l'insolation (spectre d'émission trop centré sur celui de la camphoroquinone).

La lampe plasmatique est toujours fabriquée selon le même principe. Elle comprend :

- deux électrodes en tungstène placées dans un tube renfermant du gaz xénon et émettant entre 320 et 1 800 nm avec un pic moyen situé à 430 nm et un autre, très haut situé à 475 nm, justifiant du choix de cette source, puisque nous sommes au centre de la zone de photosensibilité des photo-initiateurs des composites dentaires ;
- une carte de puissance, fournissant l'énergie nécessaire à la lampe et régulant sa puissance ;
- un système de filtrage interne, réduisant le spectre de la lampe à un simple pic de 100 nm de large ;
- un filtre liquide, réduisant faiblement la puissance de la lumière et portant une bague de déclenchement en remplacement de la pédale ;
- un embout magnétique stérilisable, réduisant la bande passante de 50 nm entre 450 et 500 nm, ou 400 et 450 nm ;
- un clavier de contrôle, comportant une sélection des modes (durcissement ou éclaircissement) et du temps (1, 2, 3 secondes ou SC, soit environ 5 secondes à deux puissances différentes). Cette programmation semble intéressante pour l'utilisation de certaines techniques et conditions cliniques.



21 Ampoules de lampes à diodes électroluminescentes (LED).

1. Diode CMS (composant monté en surface).
2. Diode CMS (forte puissance montée sur dissipateur technique).
3. Ampoule LED.
  - a. Anode ; b. cathode ; c. boîtier plastique optique ;
  - d. connexion ; e. lentille dôme ; f. puce semi-conducteur ;
  - g. cuvette réfléchissante.
4. Matrice de diode électroluminescente CMS.

## Lampe à diode électroluminescente ou LED

### PRINCIPE ET APPLICATION À LA PHOTOPOLYMERISATION

Depuis peu, pour lancer la réaction de polymérisation, il existe un dernier type de source, la source LED, qui nous semble idéale car son spectre est strictement complémentaire du spectre de la camphoroquinone, sans aucune autre émission parasite [16, 19, 21, 22, 31].

En termes de résultat, la dernière génération de lampes à photopolymériser à base de diodes électroluminescentes concurrence maintenant les lampes halogènes, pour un poids n'excédant pas 200 g, batterie comprise. Technologie la plus récente, les diodes électroluminescentes sont tout simplement des dispositifs à semi-conducteur, émettant une radiation électromagnétique en présence d'une polarisation directe. Leurs principaux avantages sont :

- un fonctionnement à basse température ;
- une haute stabilité mécanique ;
- une très longue durée de vie ;
- un spectre d'émission très étroit.

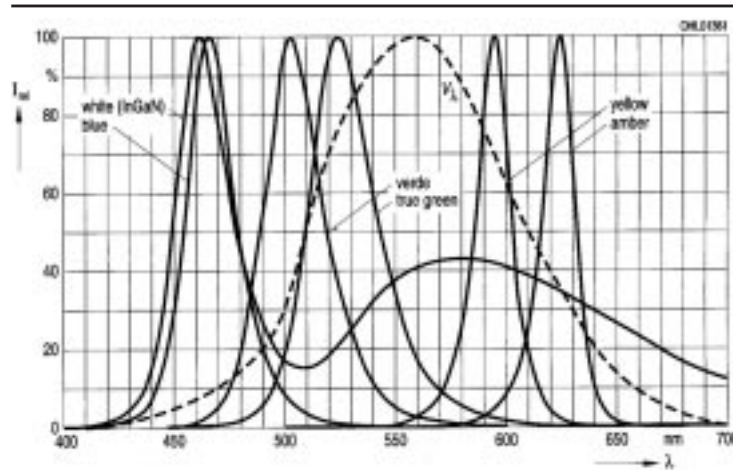
La longueur d'onde d'émission des composants électroniques varie en fonction du matériau semi-conducteur utilisé.

Un corps est dit conducteur lorsque, sous l'effet d'un champ électrique, des charges électroniques peuvent s'y déplacer. Un semi-conducteur est un corps dont la résistivité se situe entre celle des conducteurs et celle des isolants à température ambiante. Pour la compréhension des dispositifs à semi-conducteur, il est essentiel de bien se remémorer quelques notions physiques :

- un électron est une charge négative ; un courant électrique consiste à orienter les mouvements des électrons dans un même sens, du pôle négatif au pôle positif d'un générateur ;
- lorsqu'une agitation thermique ou un champ électrique libère un électron de la bande de conduction d'un atome, celui-ci devient un ion positif. L'électron manquant crée sur sa bande de valence de l'atome, un trou ;
- si un électron d'un atome voisin vient combler ce trou, l'atome devient neutre ; si au contraire, un électron supplémentaire vient se fixer sur un atome, il est chargé négativement, c'est un ion négatif.

Les électrons et les trous sont mobiles, tandis que les ions positifs et négatifs sont liés au réseau cristallin du semi-conducteur. Dans un cristal semi-conducteur pur, à une température donnée, il existe un état d'équilibre entre les électrons et les trous, la conductibilité du semi-conducteur ne varie pas, et l'on dit que le semi-conducteur est intrinsèque.

Toutefois, en combinant les semi-conducteurs avec d'autres composés chimiques dont l'atome possède un électron de plus ou de moins que le semi-conducteur, opération appelée dopage, on va créer des alliages susceptibles de fournir des électrons, semi-conducteurs de type N ou, au contraire, susceptibles d'en recevoir, semi-conducteurs de type P.



22 Spectres de différentes diodes électroluminescentes.

La structure d'une diode électroluminescente sera donc constituée d'un assemblage de semi-conducteurs de types P et N, assemblage appelé jonction P-N, qui sera le siège d'une émission rayonnante, le semi-conducteur étant très fortement dopé. À cette jonction seront ajoutés un boîtier comportant un dispositif optique permettant de collecter et diffuser la lumière émise, ainsi que des connexions électriques, anode et cathode, pour pouvoir appliquer un champ électrique (fig 21).

### ■ Fonctionnement de la LED

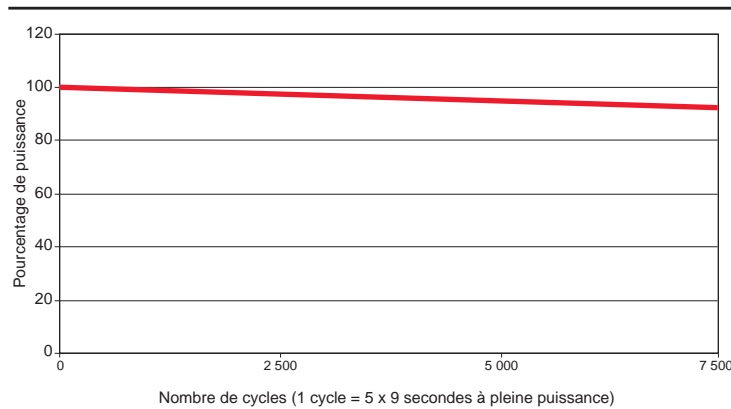
Lorsqu'une différence de potentiel est appliquée aux bornes de la jonction P-N de la diode électroluminescente, un champ électrique est généré. La barrière de potentiel existant entre les zones P et N est surmontée. Les électrons vont circuler de la région N vers la région P, et les trous vont faire le trajet inverse. Un courant prend naissance ; on dit alors que la diode est polarisée en direct.

Ce courant donne naissance à une recombinaison des électrons de la bande de conduction avec les trous de la bande de valence, l'électron restituant alors son énergie par émission de photons. En résumé, on peut dire que lorsqu'un électron « tombe » dans un trou de la bande de valence, l'énergie issue de cette transition provoque l'émission de lumière.

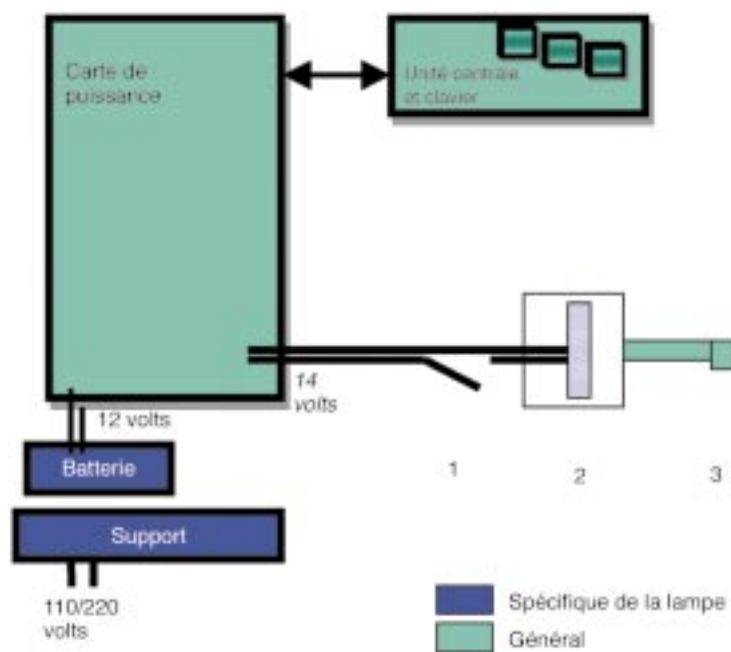
Le composant LED est fabriqué à base de silicium, voire de germanium. Pour devenir de bons conducteurs, ces deux matériaux peuvent être dopés. Ceci est important, car ils sont de très mauvais conducteurs (un atome dopeur pour un million d'atomes de silicium). Il est à signaler que le dopage est différent entre la cathode et l'anode, définissant ainsi le sens du courant. L'intérêt de la diode est de ne laisser passer le courant que dans un sens, elle fonctionne comme une soupape antiretour émettrice de lumière.

La deuxième caractéristique de la diode est que, suivant les dopages utilisés, nous avons des couleurs d'émission différentes (fig 22). Donc, le choix de la longueur d'onde dépend du dopage possible du silicium. Les dopages classiques sont :





23 Diminution du pourcentage de la puissance de la lampe à diodes électroluminescentes (LED) en fonction du nombre de cycles.



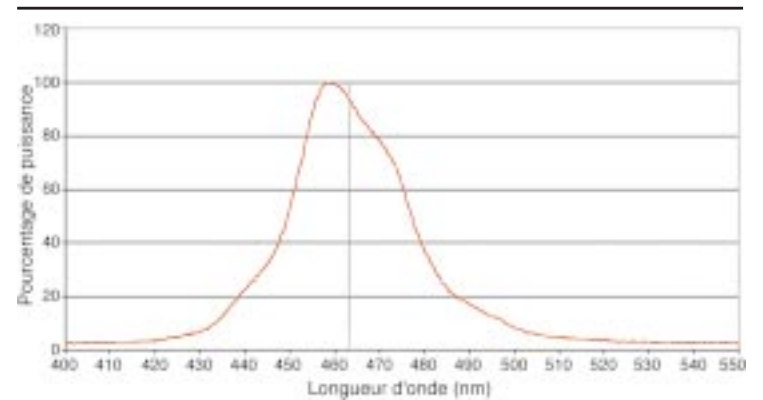
24 Description d'une lampe à diodes électroluminescentes (LED). Pas de filtre, embout 5,5 mm : 1 200 mW/cm<sup>2</sup> (grade F : 2 000 mW/cm<sup>2</sup>), embout 8 mm : 600 mW/cm<sup>2</sup> (grade F : 850 mW/cm<sup>2</sup>). 1. Bouton ; 2. LED ; 3. embout.

- pour le rouge : oxyde de zinc, gallium, phosphore ;
- pour l'orange et le jaune : utilisation en plus de l'arsenic ;
- pour le bleu et le vert qui nous intéressent, nous arrivons dans les galliums phosphores ou dans les galliums azotes.

#### ■ Caractéristiques de fonctionnement

À la différence des autres sources lumineuses, les LED sont très peu sensibles au temps (fig 23). Les diodes électroluminescentes présentent une fiabilité comparable à celle des autres dispositifs à semi-conducteurs, sous réserve toutefois de respecter les conditions de refroidissement nécessaires au fonctionnement de la jonction P-N. Les fabricants garantissent alors une durée de vie allant de 50 000 à 100 000 heures (fig 24).

Leur émission lumineuse est dans un spectre relativement étroit (quelque dizaines de nanomètres) avec une distribution gaussienne ; ceci évite l'utilisation des filtres passe haut et passe bas. Cette longueur d'onde est le résultat de l'excitation de la jonction P-N au moment du passage du courant. Elle est donc fonction du dopage du silicium. Il n'y a pas d'élévation de chaleur comme pour les lampes halogènes et au xénon, plasma. Cette absence de chaleur est intéressante pour les polymérisations des matériaux composites surtout en profondeur ; les réactions pulpaires sont donc meilleures (fig 25).



25 Spectre d'émission de la lampe à diodes électroluminescentes (LED) GC-e-Light® (GC), tip long droit anamorphosé de diamètre 5,5 mm. Centre de la distribution spectrale à 463 nm.



26 Lampe LED GC-e-Light®(GC).

#### ■ Sensibilité

La réponse lumineuse au passage du courant est quasi immédiate ; cela se traduit par une absence d'échauffement. C'est pour cette raison qu'il n'y a pas de ventilateur pour les lampes LED. Le vieillissement du composant est faible. De ce fait, la stabilité cd/cm<sup>2</sup> reste très grande au-delà de plus de 50 000 heures d'utilisation (moins de 5 % de perte).

Ce n'est que depuis 1999 que des LED à 450 mW, d'une puissance acceptable pour la polymérisation, sont arrivées sur le marché.

Une LED doit être alimentée entre 25 et 80 mA maximum, sa bonne zone d'alimentation est de 50 mA. À cette valeur d'alimentation, les LED utilisées en dentisterie émettent entre 3 et 10 mW par élément. Une élévation de température diminue l'efficacité des LED. Plus une LED est grosse, et plus sa densité optique est importante, mais plus elle conduit vers une lumière collective non homogène. Les LED actuelles produisent pour les moins puissantes 50 mW et pour les plus puissantes 400 mW.

Dans le domaine de longueur d'onde intéressant les composites photopolymérisables, une diode électroluminescente absorbant une puissance électrique de 5 W restitue une énergie optique de 500 mW, soit un rendement lumineux de l'ordre de 10 %. À titre de comparaison, pour la même puissance optique utile, une lampe halogène consomme une puissance énergétique 15 fois supérieure, avec à la sortie, pour 75 W, un rendement inférieur à 1 %, sans parler du bruit issu des ventilateurs de refroidissement.

De plus, les lampes LED ayant une consommation faible, elles n'ont pas de cordons les reliant à l'unité, et possèdent des batteries sans effet mémoire.

#### DESCRIPTION D'UNE LAMPE LED : LA LAMPE GC-E-LIGHT® (GC)

La lampe GC-e-Light® de GC est une nouvelle lampe à photopolymériser employant la technologie LED (fig 26). Elle possède 64 ampoules LED, et sa puissance peut varier de 250 mW/cm<sup>2</sup> à 1 300 mW/cm<sup>2</sup> ; ses embouts ont des variations

d'angulation de 25 ou 45°, et des diamètres variant de 5,5 à 8 mm. Sa batterie est une batterie lithium qui se recharge en 2 heures et demie sans effet mémoire, ayant une capacité de 200 insolation à pleine puissance.

Il existe différents menus :

- menu favoris : ce menu affiche les 15 derniers menus utilisés ;
  - menu polymérisation rapide : l'insolation est à haute intensité (750 ou 1500 mW/cm<sup>2</sup>) pendant un temps court de 6, 9 ou 12 secondes ;
  - menu polymérisation pulsée : à 6 × 1 seconde, 10 × 1 seconde ou 10 × 2 secondes à haute intensité (750 ou 1 500 mW/cm<sup>2</sup>) ;
  - menu traditionnel : c'est en comparaison le même que celui utilisé par les lampes halogènes classiques avec une intensité utilisée dans sa globalité pendant le temps d'insolation. Il existe trois modes :
    - mode médium pendant 40 secondes à 250 mW/cm<sup>2</sup> ;
    - mode standard pendant 40 secondes à 350 mW/cm<sup>2</sup> ;
    - mode turbo pendant 20 secondes à 600 mW/cm<sup>2</sup> ;
  - menu traditionnel soft polymérisation : ce mode est comparable au mode progressif des lampes halogènes ;
    - 20 secondes à 600 mW/cm<sup>2</sup> ;
    - 20 secondes à 300 mW/cm<sup>2</sup> ;
  - menu librairie : ce menu permet de sélectionner les composites, et donc d'adapter la lampe à la longueur d'onde des initiateurs présents dans ces composites, en respectant leurs propriétés physiques et chimiques. On peut donc sélectionner les ampoules LED en fonction des photo- initiateurs présents ;
  - menu code barre pour lire les indications des fabricants en ce qui concerne leurs produits ;
  - menu Internet qui peut être utile pour aller chercher les informations physiques et chimiques des matériaux que l'on veut utiliser.
- Nous remarquons que cette lampe LED est programmable, et peut donc s'adapter aux nombreuses techniques de restauration directes, indirectes et esthétiques. De nombreuses situations cliniques peuvent donc être traitées par des techniques de polymérisation rapide, de polymérisation traditionnelle, ou des techniques progressives ou adaptées. Le choix des modes est important, et peut évoluer en fonction des nouveaux matériaux apparaissant sur le marché (mode Internet, menu librairie). Ce concept de lampe sans fil et ne dégageant pas de chaleur paraît être très intéressant. Les résultats de dureté<sup>[21]</sup>, donc de polymérisation, in vitro, montrent actuellement de bons résultats. La technologie LED semble être actuellement bien adaptée à la dentisterie moderne.

## ÉVOLUTION ACTUELLE

### ■ Généralités

Les lampes LED de deuxième génération apparaissent actuellement sur le marché. Elles concurrencent les lampes halogènes, en délivrant une énergie lumineuse élevée (jusqu'à 1 000 mW/cm<sup>2</sup> pour la Mini-LED de SEDR)<sup>[21, 22]</sup>. C'est grâce à une maîtrise de plus en plus forte des couches de composants électroniques, associée à une connaissance des effets thermiques des émissions des semi-conducteurs, que les fabricants de LED arrivent à augmenter les puissances de ces composants d'un facteur deux tous les 3 ans. Les temps d'insolation peuvent donc être diminués, dans le strict respect de la dentisterie restauratrice adhésive et de ses techniques incrémentales.

La technologie LED de deuxième génération est fiable, ne dégage pas de chaleur, silencieuse (absence de ventilateur) et sans fil (batterie) ; les lampes sont faciles à utiliser et petites.

### ■ Description de la Mini-light® (SEDR)

La lampe Mini-light® de SEDR est une lampe LED de deuxième génération (fig 27). Les caractéristiques de cette lampe LED sont :



27 Lampe LED Mini-Light®(SEDR).

- une puissance élevée entre 350 et 500 mW (soit une densité allant de 900 à 1 250 mW/cm<sup>2</sup> sans facteur multiplicatif), c'est-à-dire une moyenne de puissance de 440 mW soit 1 100 mW/cm<sup>2</sup>) ;
- un test de dureté en profondeur très élevé ;
- un spectre centralisé à 450 nm afin de polymériser les composites à 430 et 470 nm ;
- une conception extrêmement simple avec trois menus :
  - menu polymérisation rapide (10 secondes à pleine puissance) ;
  - menu polymérisation progressive (10 secondes de 0 à 100 % et 10 secondes à pleine puissance) ;
  - menu pulsé (10 fois 1 seconde) ;
- une élévation thermique minimale permettant une utilisation continue très longue (jusqu'à 100 coups de 10 secondes) ; cette lampe est silencieuse (pas de ventilateur) ;
- une batterie d'une grande capacité (250 coups de 6 secondes) et sans effet mémoire (3,6 V, 2 100 mAh et Li-Ion) (autonomie importante et recharge en 2 heures) ;
- petite (26 cm x 2,5 cm guide optique inclus), légère (185 g) et facile à utiliser (pas de fil) ;
- un produit qui pourra évoluer avec de nouvelles technologies LED sans remettre en question le développement initial.

## Conclusion

Les principes régissant l'amorçage photochimique des composites ont connu ces dernières années de nouveaux développements, avec l'apparition d'une part de nouvelles sources lumineuses de haute énergie et la proposition de nouveaux dispositifs programmés pour une irradiation séquentielle ou progressive, et d'autre part, de la technologie des lampes électroluminescentes. Il nous a semblé important de connaître le fonctionnement de ces nouveaux générateurs de lumière, car il est bien établi que la qualité de la polymérisation d'une matrice de composite va influencer les performances du matériau ; c'est vrai pour ses performances mécaniques (résistance à l'endommagement par usure, fatigue), mais également pour d'autres propriétés majeures (optiques, biologiques).

La nature de la lampe et le temps de polymérisation peuvent influencer le degré de polymérisation<sup>[1, 2, 8, 21, 28]</sup> d'une matrice de composite. Mais d'autres facteurs, tous importants, l'influencent (nature et structure des biomatériaux, épaisseur du matériau, teinte du matériau, technique incrémentale).

Les lampes LED offrent actuellement de nombreux avantages par rapport aux autres sources lumineuses, et semblent être bien adaptées à la dentisterie moderne, surtout depuis l'apparition des lampes LED de deuxième génération.

## Références

- [1] Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. Effect of exposure time on depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil* 1988 15 (2) : 167-172
- [2] Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in photo-activated composite. *J Esthet Dent* 2000 ; 12 : 328-339
- [3] Burgess JO, De Goes M, Walker R, Ripps AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 1999 ; 11(1) : 125-132
- [4] Davidson CL, De Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent* 2000 ; 2 (3) : 167-173
- [5] Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984 ; 63 : 1396-1399
- [6] Dunne SM, Davies BR, Millar BJ. A survey of effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br. Dent. J* 1996 ; 180 (11) : 411-416
- [7] Duret F. A clinical comparison of a plasma-based curing source and conventional halogen lamps. *Pract. Periodont. Aesthet. Dent ; Supplement*
- [8] Duret F, Pelissier B, Crevassol B. Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra-rapide plasmatique : bilan après 6 ans et mode d'emploi. *Inf. Dent.* 1999 ; 44 : 3547-3558
- [9] Ernst CP, Kürschner R, Ripplin G, Willershausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. *Am J Dent* 2000 ; 13 : 69-72
- [10] Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *J Dent Res* 1985 ; 1 : 11-14
- [11] Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible light-curing units. *Oper. Dent.* 1994 ; 19 (2) : 47-52
- [12] Goracci G, Mori G, Casa De Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int.* 1996 ; 27 (5) : 355-361
- [13] Harrington E, Wilson HJ, Shortall AC. Light-activated restorative materials : a method of determining effective radiation times. *J Oral Rehabil* 1996 ; 23 (3) : 210-218
- [14] Kanca J<sup>3rd</sup>, Suh BI. Pulse activation : reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999 ; 12 (3) : 107-112
- [15] Koran P, Kürschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent* 1998 ; 11 (1) : 17-22
- [16] Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent. Mat.* 2001 ; 17 (4) : 309-315
- [17] Manga RK, Charlton DG, Wakefield CW. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen. Dent.* 1995 ; 43 (3) : 241-243
- [18] Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart-polymerization. *J Dent* 1997 ; 25 : 321-330
- [19] Mills RW. Blue light emitting diodes: an alternative method of light-curing ? [letter]. *Br. Dent. J* 1995 ; 178 : 169
- [20] Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper. Dent.* 1998 ; 23 : 50-54
- [21] Pelissier B. Influence du mode d'irradiation lumineuse sur le degré de polymérisation des biomatériaux composites et dérivés. Thèse Doctorat d'Université, Montpellier mars 2002 : 1-283
- [22] Pelissier B, Castany E, Chazel JC, Valcarcel J, De Souffron N, Duret F. An evaluation of depth of cure with two lamps : a Knoop hardness study. [Abstract 369]. Pan European Meeting, Cardiff 2002
- [23] Pelissier B, Tramini P, Castany E, Duret F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmatique : approche clinique. *CDF*, 971-972 : 25-33
- [24] Peutzfeld A. Resin composites in dentistry : the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997 ; 105 : 97-116
- [25] Rueggeberg FA, Caughman WF, Chan DC. Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing. *J Esthet Dent* 1999 ; 11 : 197-205
- [26] Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerisation depths of contemporary light-curing units using micro-hardness. *J Esthet Dent* 2000 ; 12 : 340-349
- [27] Stahl F, Ashworth SH, Jandt D, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites : flexural properties and polymerisation potential. *Biomater.* 2000 ; 21 : 1379-1385
- [28] Stansbury JW. Curing dental resins and composites by polymerisation. *J Esthet Dent* 2000 ; 12 : 300-308
- [29] Trinkner TF. The utilization of the apollo 95E with visible light-cured composite resins materials. *Pract. Periodont. Aesthet. Dent. ; Supplement*
- [30] Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995 ; 23 : 183-189
- [31] Whitters CS, Girkin JM, Carey JJ. Curing of dental composites by use of InGan light emitting diodes. *Optics letters* 1999 ; 4 (1) : 67-69



