

LES DIFFERENTES LAMPES A PHOTOPOLYMERISER

B. PELISSIER*

J-C. CHAZEL**

E. CASTANY**

F. DURET ***

RESTAURATRICE

Mode de fonctionnement
des lampes à photopolymériser
et degré de polymérisation
des matrices composites.

INTRODUCTION

La photopolymérisation des biomatériaux de restauration à base de polymères a été sans doute l'un des apports majeurs de l'odontologie conservatrice au cours des dernières décennies.

La photopolymérisation 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 la 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.

Mais 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

(3,4,21,25). 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.

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 (5,8,11,26) et d'autre part, de la technologie des lampes électroluminescentes (15,18,24).

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 polymères récemment mis sur le marché (compomères, composites compactables ou bio-actifs). 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 c'est également vrai 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).

*MCU-PH,UFR d'odontologie de Montpellier 1.

** AHU, UFR d'odontologie de Montpellier 1.

*** Nippon Dental University, Niigata, Japon.

Un certain nombre de variables peuvent influencer le degré de polymérisation d'une matrice de composite. Ces principales variables sont :

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

Pendant vingt ans, les lampes halogènes ont été utilisées et ont permis de polymériser les composites ; mais, depuis quatre ans, différents types de sources lumineuses sont proposés. Cet article a pour but de décrire le fonctionnement des différentes lampes à photopolymériser en prenant en exemple des lampes disponibles sur la marché.

GENERALITES

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 (6,7,9). 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. A 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 ceux-ci ne réagissent pas. C'est un troisième corps, lui aussi présent, qui rendra l'un d'eux suffisamment actif (ou excité) pour qu'il vienne réagir sur le deuxième. Cette réaction de photopolymérisation se passe en trois temps. (Figure 1)

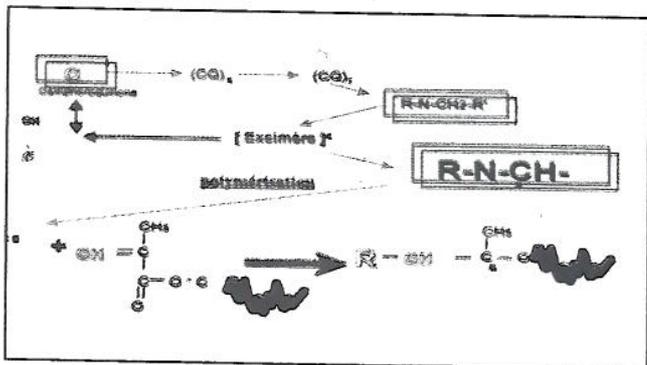


Fig. 1 : Amorçage photochimique.

Dans la réaction proprement dite de polymérisation (9,12,22), 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 (+/- 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, plasmatisques 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. (Figures 2 et 3)

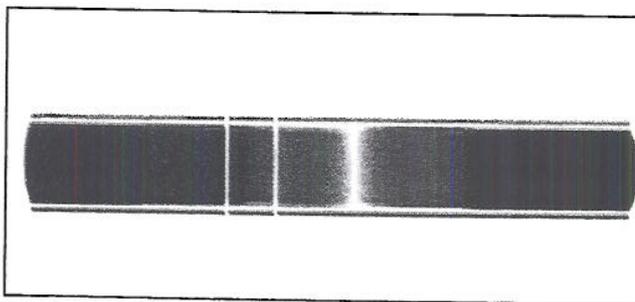


Fig. 2 : Spectre d'émission de la lumière

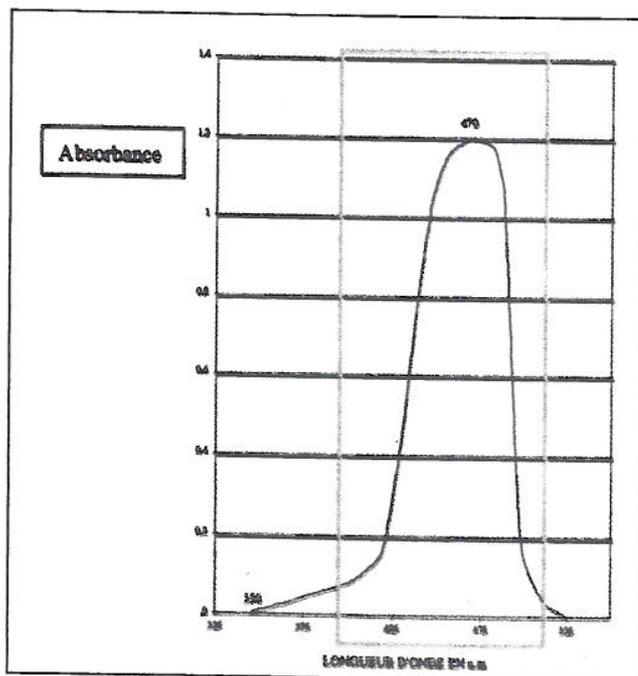


Fig. 3 : Spectre d'absorption de la Camphoroquinone

LES LAMPES HALOGENES

Pendant plus de vingt ans, la source lumineuse la plus utilisée a été la lampe halogène. Comment fonctionne-t-elle ?

1) PRINCIPES DES LAMPES HALOGENES

Le choix des composants d'une lampe incandescente type halogène dépend essentiellement de 2 facteurs.

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

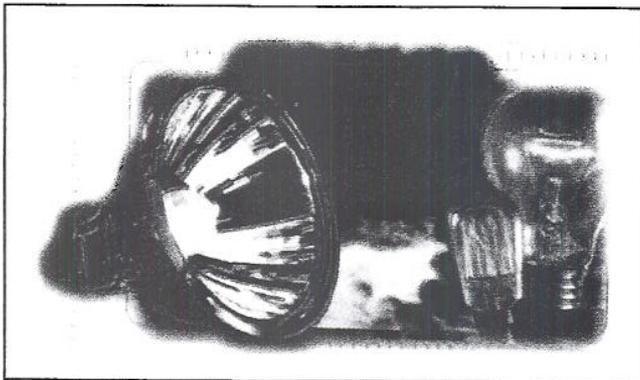


Photo n° 1 : Ampoules halogènes

Dans toutes les lampes traditionnelles, c'est le filament de carbone qui est utilisé mais malheureusement son rendement reste faible puisqu'il tourne autour de 7 lumens/watt.

Le tungstène remplace actuellement le carbone car il a une brillance très supérieure. Son point de fonte (3.383°) est proche du carbone (3.500°) 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 capable de résister à + de 1.000° et une pression de 20 bars. Sa forme cylindrique favorise cette résistance.

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 poursuivra par 2 connecteurs en molybdène. Très souvent la feuille de molybdène est incluse dans une base céramique, elle-même entourée du bulbe en quartz.

Cette lampe sera positionnée 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 pré-filtration

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.

Résumé du cycle tungstène halogène :

Une lampe tungstène halogène se compose d'un bulbe en quartz rempli d'un gaz halogène (en général krypton mélangé avec du brome et de l'iode en petite quantité) et un filament en tungstène. Lorsque le courant passe, les atomes de tungstène petit à petit sont vaporisés dans le gaz halogène. (Figure 4)

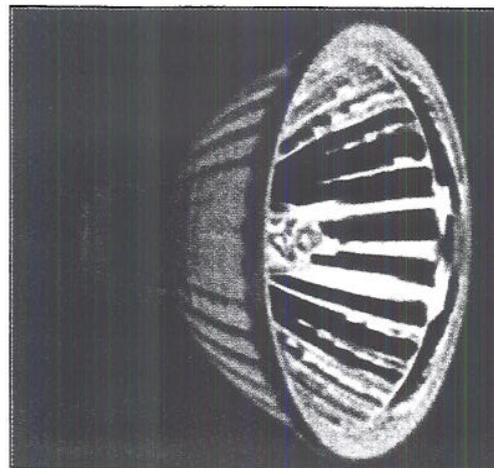


Fig. 4 : Ampoule halogène

Si l'érosion se poursuit, rapidement le filament disparaîtra.

Pour compenser cette usure prématurée, les atomes de tungstène se combinent avec les atomes halogènes pour former un composé qui électriquement sera attiré par le filament et donc rapportera le tungstène perdu par ce dernier.

A titre informatif, une lampe utilisant ce procédé éclaire un laboratoire depuis plus de 30 ans. Malheureusement les atomes de tungstène ne reviennent pas à la même place et petit à petit, l'électrode diminuera ainsi que la lumière de la lampe.

Il est à signaler que comme pour les lampes plasma décrites plus loin, certaines lampes utilisent du xénon à la place du krypton.

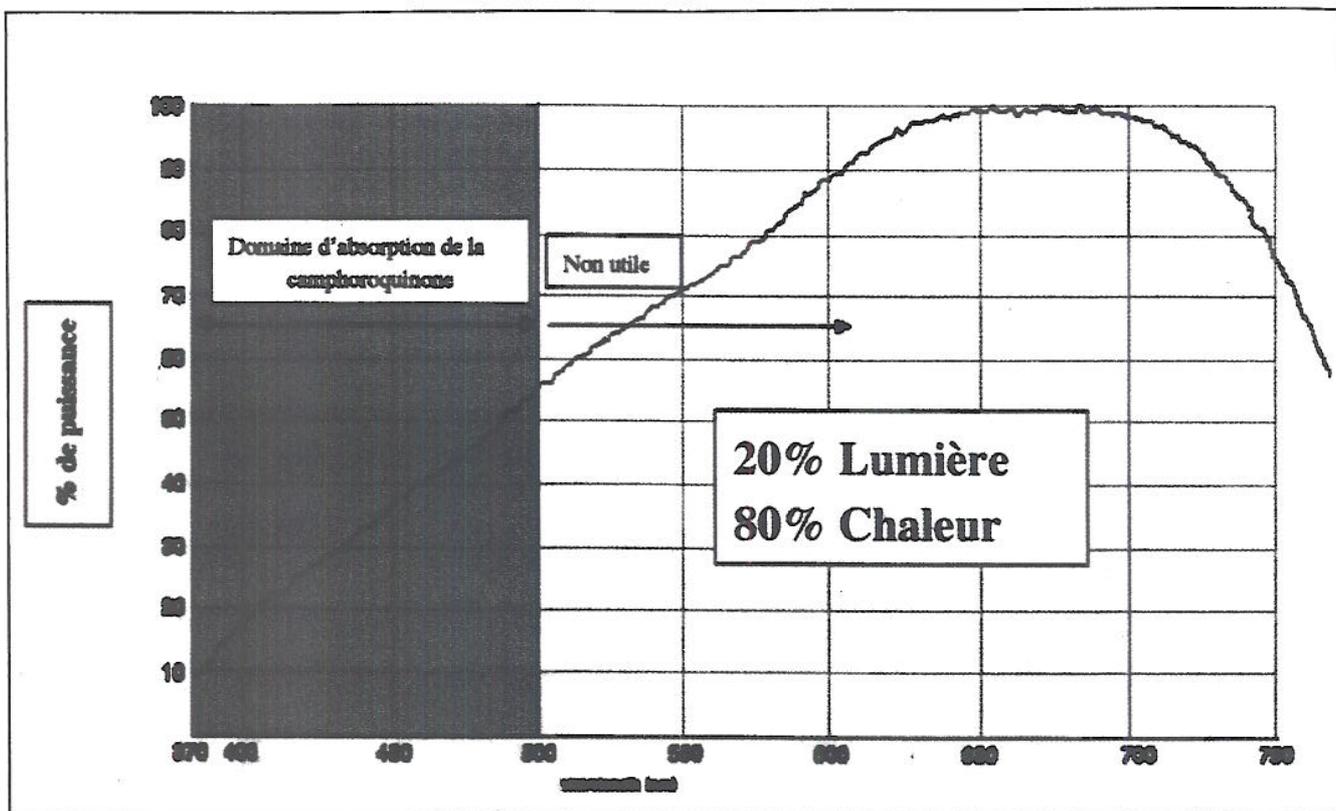


Fig.5 : Spectre d'émission non filtré de la lampe halogène

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 émettra 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 1.200 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. Nous l'avons illustré dans le figure 5.

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

Pour avoir une forte capacité de polymérisation, il est donc nécessaire d'avoir une lampe très puissante, 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. (Figure 5 et 6).

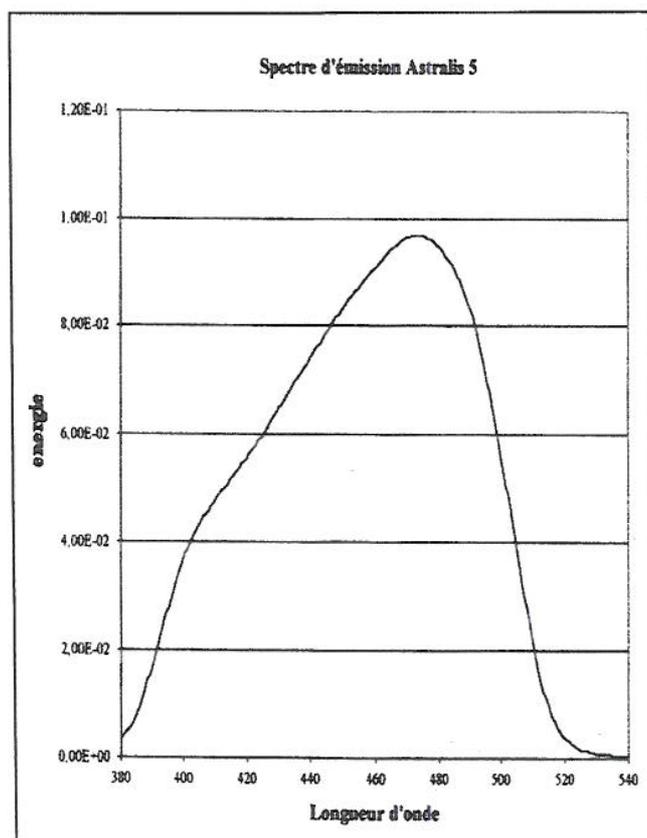


Fig.-6 : Spectre d'émission d'une lampe halogène

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

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

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. (Figure 7)

Les intensités des lampes à photopolymériser peuvent varier selon les modèles (400 mW/cm² à 800 mW/cm² et plus actuellement jusqu'à 1.200 mW/cm²). La dureté du composite augmente également avec le temps d'exposition aux rayons (6,9,20). La photopolymérisation des matériaux cosmétiques avec des lampes halogènes 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.

Il existe une perte lumineuse normale dans l'utilisation 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 (10,16,19). (Figure 8)

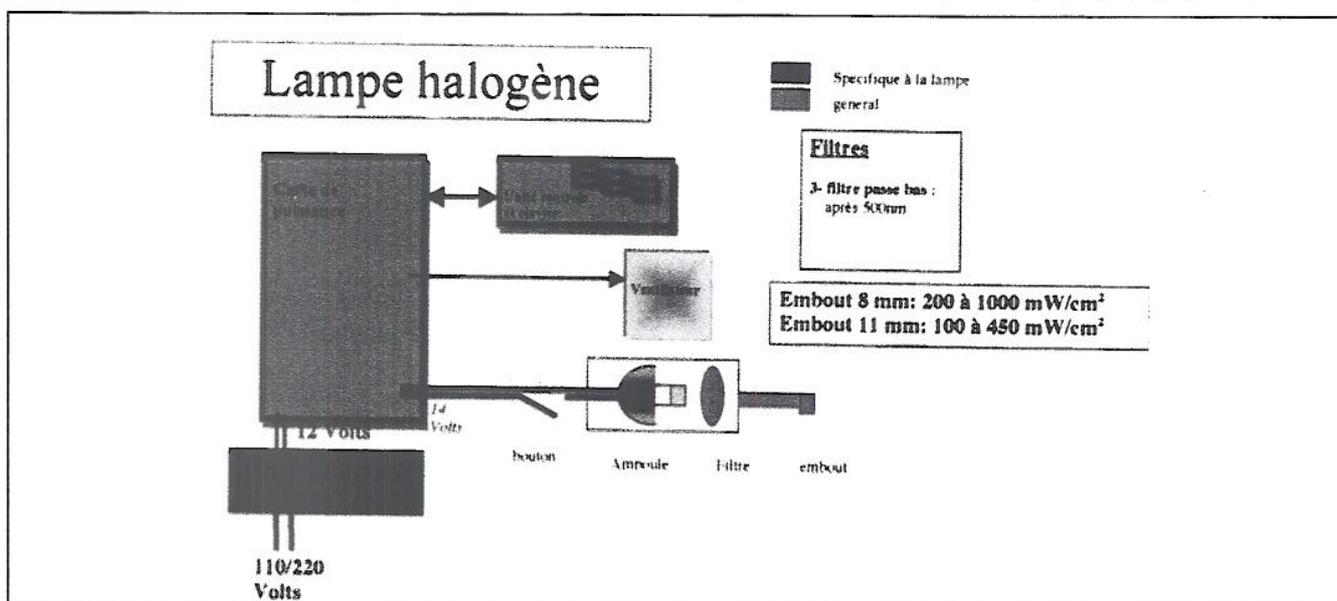


Fig.7 : Description d'une lampe halogène

Différents modes de programmation de lampes halogènes :

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 (2, 5, 8, 11, 13, 14, 17, 23, 26), il est préférable d'opter pour une polymérisation progressive, par paliers, exponentielle ou actuellement pulsée par rapport à une photopolymérisation rapide et brutale ; 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 les lampes halogènes traditionnelles, il est possible de créer cette polymérisation progressive en se rapprochant avec l'embout progressivement de la restauration composite.

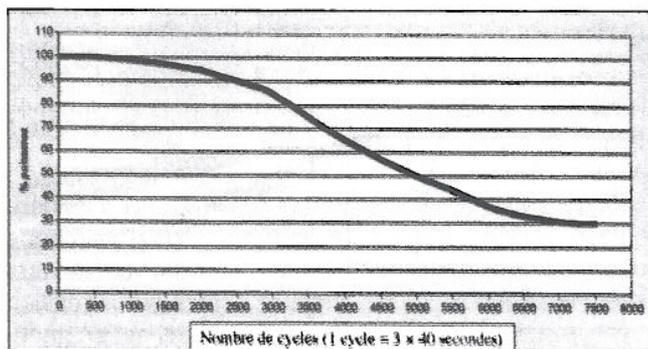


Fig.8 : Diminution du % de la puissance de la lampe halogène en fonction du nombre de cycles.

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

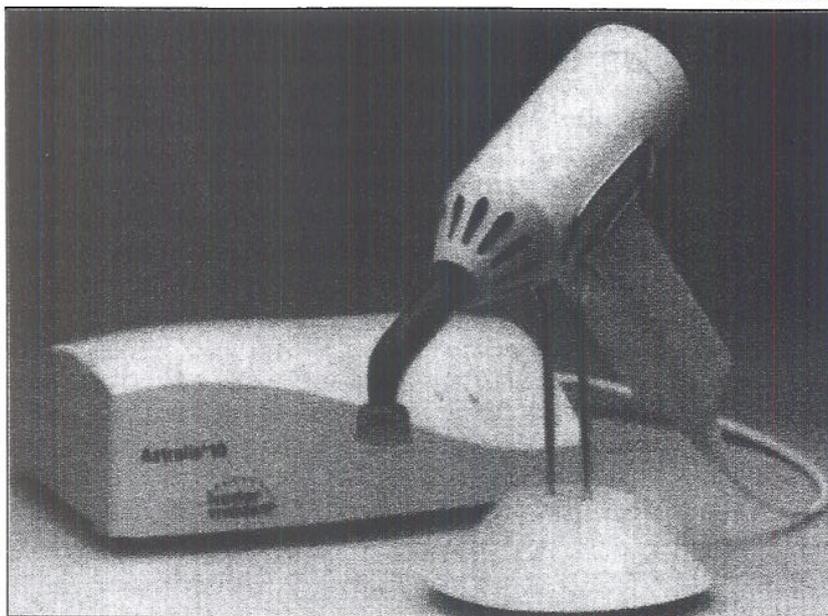


Photo n° 2 : Lampe halogène Astralis 10® (Vivadent)

La lampe halogène Astralis 10® (Vivadent) est une lampe halogène ayant une intensité lumineuse de 1.200 mW/cm², un spectre d'émission large couvrant des longueurs d'ondes comprises entre 400 et 500 nm. Elle possède une ampoule halogène de 100 watts. Nous pouvons la classer dans la catégorie des lampes halogènes à haute énergie.

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

- Un mode haute énergie à 1.200 mW/cm² permettant une polymérisation plus rapide de 10 secondes.

Ce mode 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/cm². 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 polymérisation moins intenses, progressives ou bien d'utiliser des adhésifs dual pour les couches profondes.

- Un mode pulsé : l'intensité lumineuse s'élève progressivement de 150 mW/cm² à 650 mW/cm² pendant les 10 premières secondes ; ensuite, pendant les 10 secondes suivantes, l'intensité fluctue entre 650 mW/cm² et 1.200 mW/cm² ; 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 : ce mode 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 permettent l'activation des gels de blanchiment.

Nous remarquons que cette lampe programmable peut s'adapter aux nombreuses techniques de restauration directes, indirectes et esthétiques ; de nombreuses situations cliniques pourront donc être traitées par des techniques de polymérisation rapide ou des techniques progressives ou adaptées. Le chirurgien-dentiste pourra donc choisir, lui-même, la technique qui lui semble la mieux appropriée.

Nous remarquons que cette lampe programmable peut s'adapter aux nombreuses techniques de restauration directes, indirectes et esthétiques ; de nombreuses situations cliniques pourront donc être traitées par des techniques de polymérisation rapide ou des techniques progressives ou adaptées. Le chirurgien-dentiste pourra donc choisir, lui-même, la technique qui lui semble la mieux appropriée.

LA LAMPE XENON OU ARC PLASMA OU A HAUTE ENERGIE

Les lampes plasma ou PAC light (plasma arc curing light) ont été introduits en dentisterie pour diminuer le temps d'insolation pendant les techniques longues de stratification des composites (21). 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).

1) LA LAMPE PLASMA

a) Généralités

Les lampes à arc plasma appartiennent à la grande famille des lampes à décharge. Contrairement aux lampes à incandescence, la lumière des lampes à décharge est générée par un arc électrique entretenu entre deux électrodes.

Si l'efficacité lumineuse des lampes à incandescence est limitée par la température de fusion du filament de tungstène (35 lm/watt, ou plus 45 lm/watt avec des ampoules en verre spécial) et si elles peuvent atteindre des températures de couleur 3 à 3.400 K, les lampes aux halogènes métalliques apportent de toutes nouvelles possibilités.

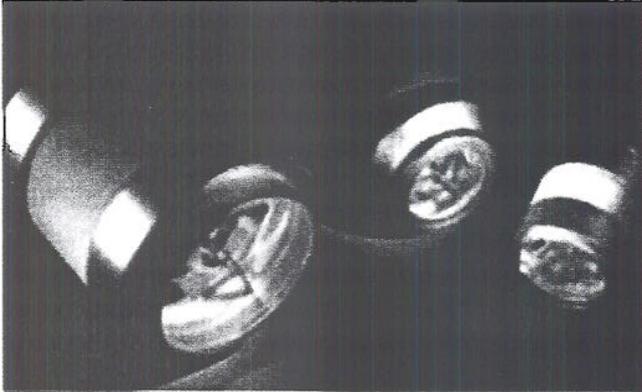


Photo n°3 : Ampoule plasma

Les principaux avantages par rapport aux lampes à incandescence sont :

- une efficacité lumineuse 3 à 4 fois supérieure pouvant atteindre près de 100 lm/watt,
- 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 (100) du rendu naturel des couleurs ;

- la plupart des lampes plasma sont réamorçables à chaud, à tous les stades de refroidissement.

b) 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 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 les lampes à arc moyen (4 à 44 mm).

c) 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 2 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 mais aussi à faire une pré-absorption, sorte de filtrage des rayons chauffants (rouge et infra rouge).

La cathode qui émet des électrons sera d'autant plus efficace que le tungstène sera dopé (influence sur la vie), sa forme est très importante car elle définit en général la forme de l'arc. Enfin c'est son usure qui limitera 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.

d) Les caractéristiques de fonctionnement :

Le facteur essentiel du fonctionnement d'une lampe plasma est l'espace entre les électrodes plus cet espace augmente et moins l'énergie lumineuse sera intense. A titre informatif la brillance d'une lampe à xénon varie entre 20.000 et 500.000 cd/cm² alors que celle du soleil varie entre 100.000 et 150.000 cd/cm². 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 volts et durant 0,2 et 0,5 seconde. Suivant ce pic, la lampe fonctionnera en bas voltage se situant entre 12 et 24 volts. 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. 3 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 sera importante.

Ex : 1 lampe donnée pour 10.000 heures en usage normal ne dépassera 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 température conduira 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.

Le plasma a 2 zones d'émissions fortes, de 440 à 500 nm et dans les infrarouges.

(Figure 9, Figure 10, Figure 11, Figure 12)

2) DESCRIPTION DE LA LAMPE APOLLO 95 E[®] (DMDS) (3, 4)

Une lampe à polymérisation ultra - rapide plasmatisque de type Apollo 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 renfermées dans une enceinte de gaz wénon, 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 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 UV et «passe bas» supprimant les rayonnements d'au-delà de 500 nm. Il reste malgré tout certains effets thermiques dus à des rayonnements IR lointains. Le résultat de cette émission et de ce filtrage nous fournit un arc centré entre 400 et 500 nm. 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 conviendra 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 présents 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 plasmatisque 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

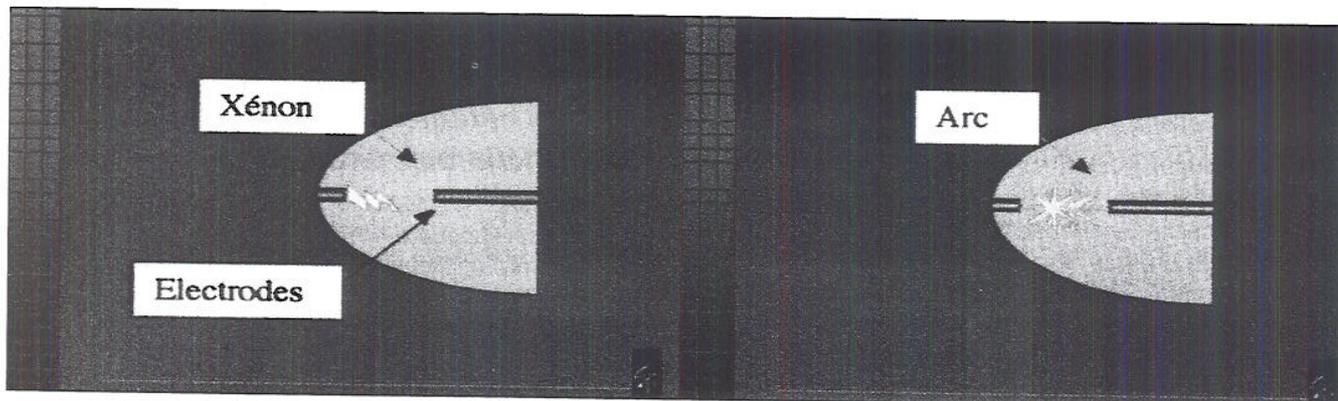


Fig. 9 : Principe de l'ampoule plasma

Spectre d'émission Apollo 95 E

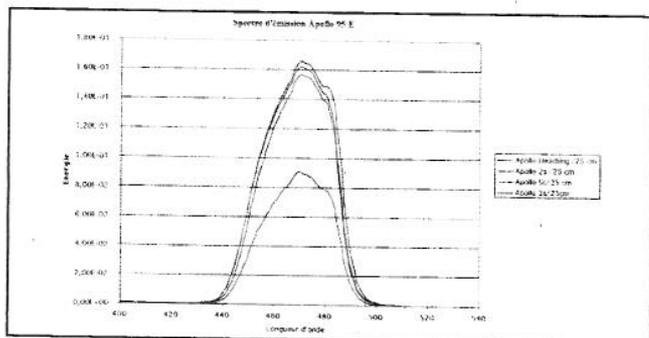


Fig.10 : Spectre d'émission de la lampe plasma

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. (Photo 4)

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.

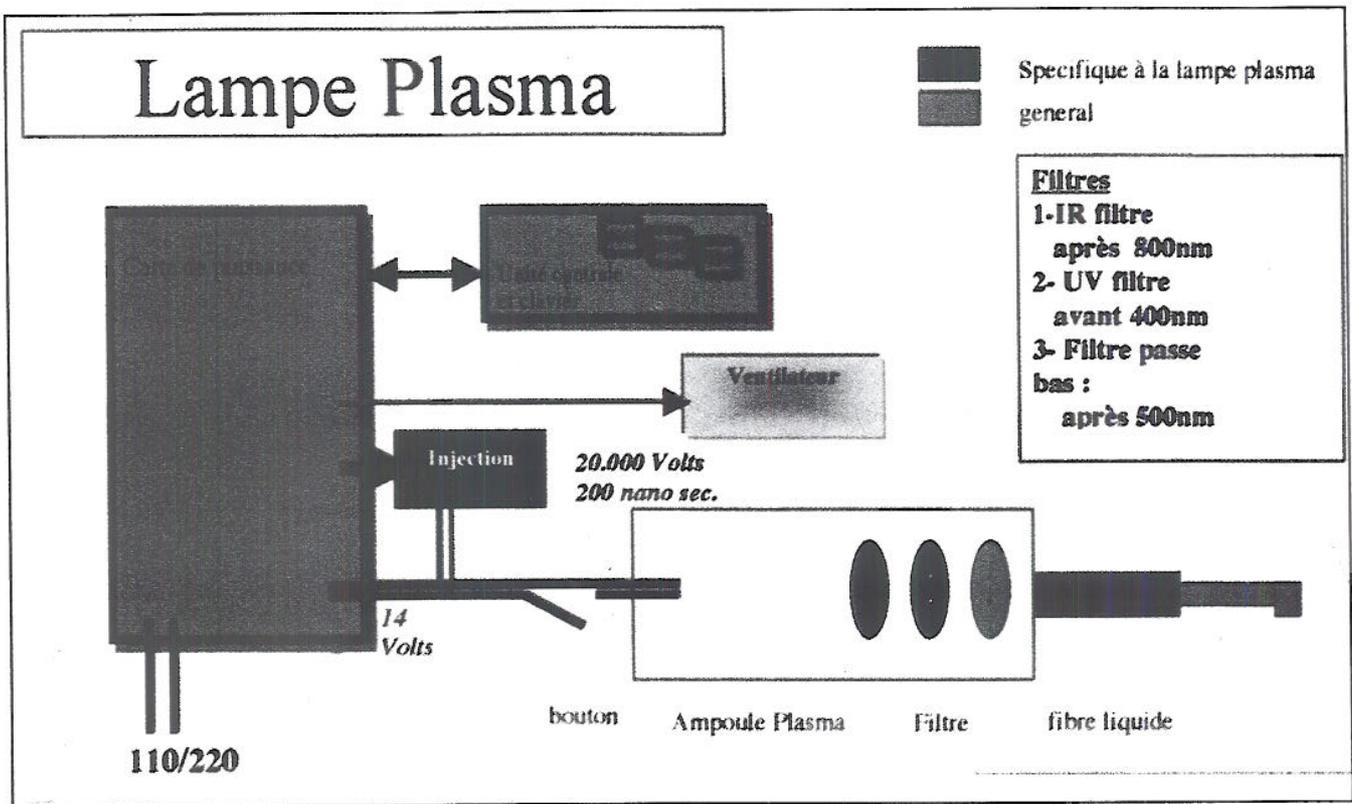


Fig. 11 : Description d'une lampe plasma

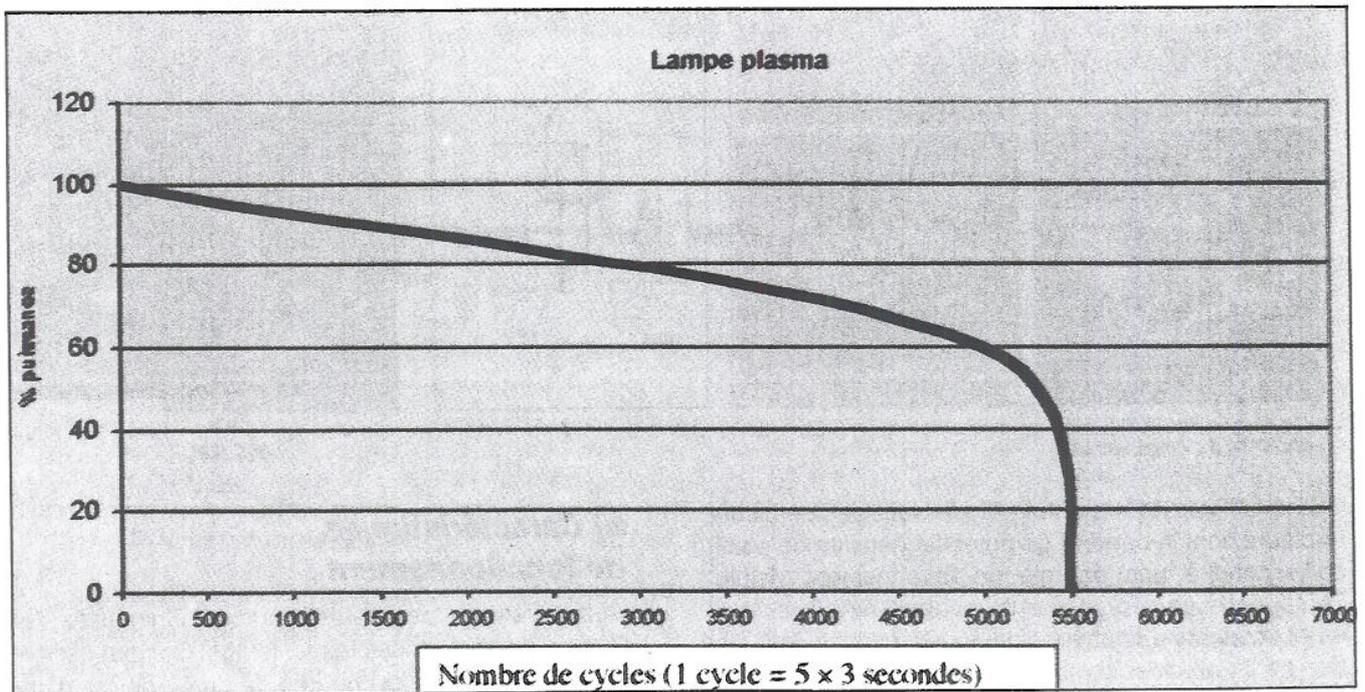


Fig.12 : Diminution du % de la puissance de la lampe en fonction du nombre de cycles

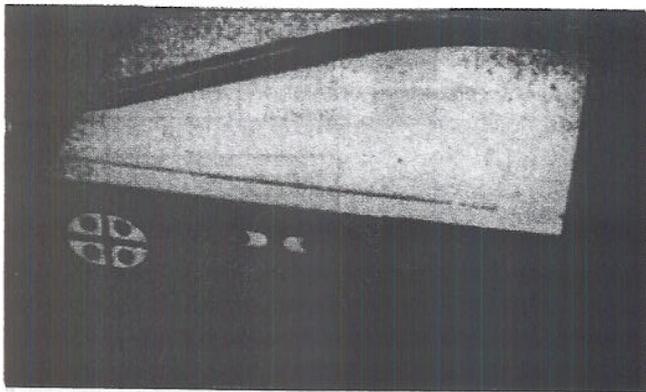


Photo n°4 : Lampe plasma Apollo

LA LAMPE A DIODE ELECTROLUMINESCENTE OU LED

1) Principe et application à la photopolymérisation

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 (15,18,20,24).

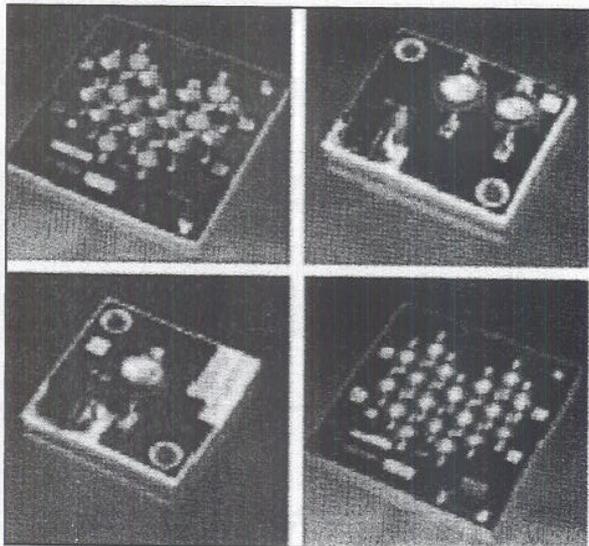


Photo n° 5 : Ampoules LED

Les LED ou light emitting diode sont des semiconducteurs dont la barrière de potentiel (tension de seuil) correspond à une énergie de rayonnement visible. Toute diode parcourue par un courant en sens direct émet un rayonnement électromagnétique dû à l'énergie libérée lors de la recombinaison des porteurs de charge au niveau de la jonction pn, la seule différence entre la LED et la diode normale est que la 1ère a été conçue pour optimiser le rendement de lumière. Une LED se

compose traditionnellement de 2 électrodes ou pins de conduction électrique reliés par un mince filament réunissant l'anode à la cathode qui supporte en réalité la jonction du semi-conducteur. On appellera élément LED cette zone de jonction (Photo 5)

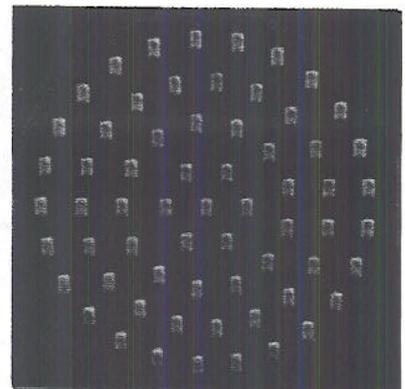
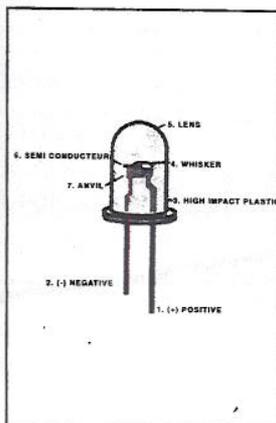
a) Construction de la diode :

Le composant LED est fabriqué à base de silicium, voire de germanium. Pour devenir de bons conducteurs, ces 2 matériaux peuvent être dopés et ceci est important car ils sont de très mauvais conducteurs (1 atome dopeur pour 1 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 pas laisser passer le courant que dans un sens, elle fonctionne comme une soupape anti-retour émetteur de lumière.

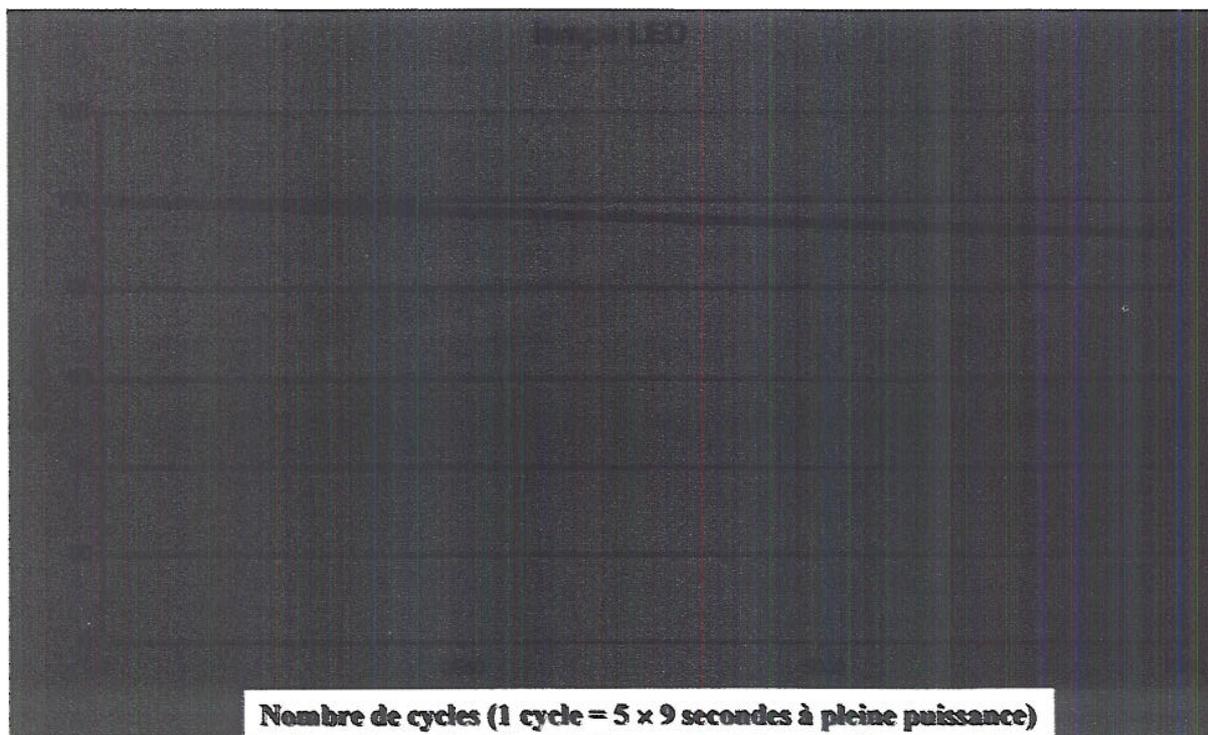
La deuxième caractéristique de la diode est que suivant les dopages utilisés, nous aurons des couleurs d'émission différentes. Donc, le choix de la longueur d'onde dépendra du dopage possible du silicium. Les dopages classiques sont :

- 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 intéresse, nous arriverons dans les galliums phosphores ou dans les galliums azotes.



b) Caractéristiques de fonctionnement :

A la différence des autres sources lumineuses, les LED sont très peu sensibles au temps. On peut estimer à 50.000 voire 100.000 heures, la durée de vie d'une LED. (Figure 13, Figure 14, Figure 15)



Nombre de cycles (1 cycle = 5 x 9 secondes à pleine puissance)

Fig 13 : Diminution du % de la puissance de la lampe LED en fonction du nombre de cycles

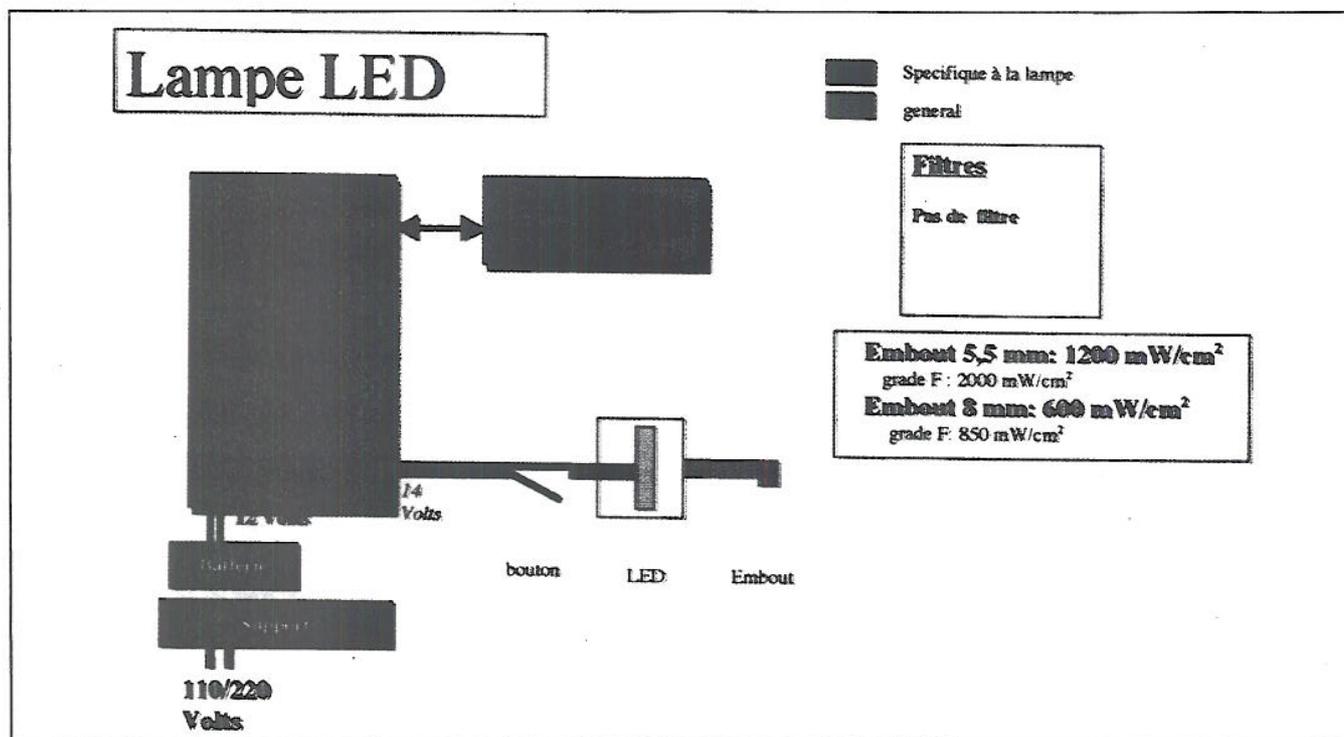


Fig 14 : Description d'une lampe LED

Leur émission lumineuse est dans un spectre relativement étroit (quelques dizaine 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 pn 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 polymérisation des matériaux composites surtout en profondeur ; les réactions pulvaires seront donc meilleures.

c) 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^2 reste très grande au-delà de + 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. A 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 + sa densité optique sera importante, mais + elle conduira vers une lumière collective non homogène. Les LED actuelles produisent pour les moins puissantes 50 mW et pour les + puissantes 400 mW.

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

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

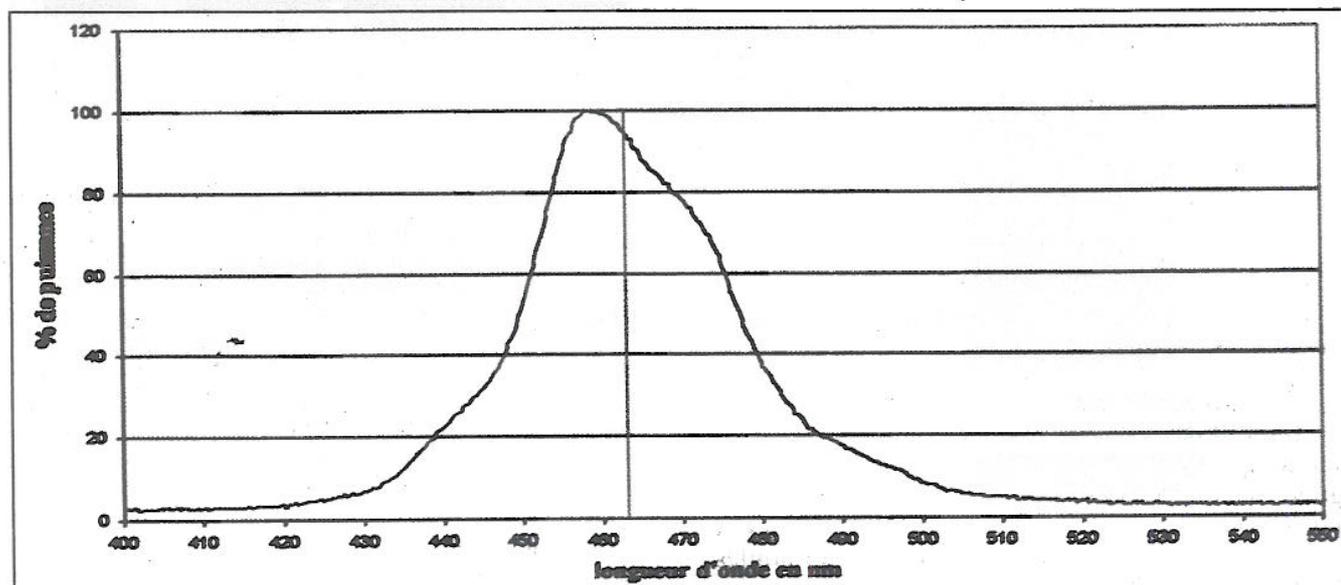


Fig15 : Spectre d'émission de la lampe LED GC-e-Light® (Gc)

La lampe GC-e-Light® de GC est une nouvelle lampe à photopolymériser employant la technologie LED. Elle possède 64 ampoules LED et sa puissance peut varier de $250 \text{ mW}/\text{cm}^2$ à $1300 \text{ mW}/\text{cm}^2$; 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 2h 30 mn sans

effet mémoire ayant une capacité de 200 insulations à pleine puissance.

Il existe différents menus :

- Menu favorit : ce menu affiche les 15 derniers menus utilisés
- Menu polymérisation rapide : l'insolation est à haute intensité (750 ou $1500 \text{ mW}/\text{cm}^2$) pendant un temps court de 6,9 ou 12 secondes.
- Menu polymérisation pulsée à 6 (1 seconde, 10 (1 seconde ou 10 (2 seconde à haute intensité (750 ou $1.500 \text{ mW}/\text{cm}^2$)).
- 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 3 modes :
 - Mode médium pendant 40 s à $250 \text{ mW}/\text{cm}^2$
 - Mode standard pendant 40 s à $350 \text{ mW}/\text{cm}^2$
 - Mode turbo pendant 20 s à $600 \text{ mW}/\text{cm}^2$
- Menu traditionnel soft-polymérisation : ce mode est comparable au mode progressif des lampes halogènes
 - 20 s à $600 \text{ mW}/\text{cm}^2$
 - 20 s à $300 \text{ mW}/\text{cm}^2$
- Menu librairie : ce menu permet de sélectionner les composites et donc d'adapter la lampe à la longueur d'onde des initiateurs présents dans ce composite, 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 fabri-

cants en ce qui concerne leurs produits.

- Menu internet qui peut être utile pour aller chercher les informations physiques et chimiques de 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 pour-

ront 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 pourra 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 (20), donc de polymérisation, montrent in vitro de bons résultats actuellement. La technologie LED semble être actuellement bien adaptée à la dentisterie moderne.

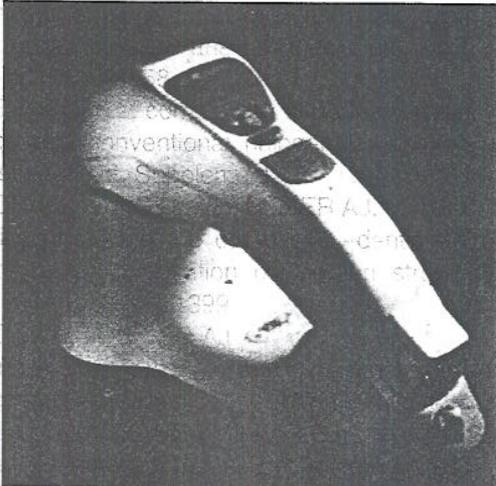


Photo n° 6 : La lampe LED GC -e-Light © (GC)

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 de 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 c'est également vrai pour d'autres propriétés majeures (optiques, biologiques).

La nature de la lampe et le temps de polymérisation peuvent influencer le degré de polymérisation 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 semble être actuellement bien adaptée à la dentisterie moderne.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) BAHARAV H., ABBAHAM D., CARDASH HS., HELFT M. Effect of exposure time on depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J. Oral Rehabil.* 1988 Mar ; 15(2) : 167-172.
- (2) BURGESS JO., DE GOES M., WALKER R., RIPPS AH. An evaluation of four light-curing units comparing self and hand curing. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 1999 Jan -Feb ; 11(1) : 125-132.
- (3) DURET F., PELISSIER B., CREVASSOL B. Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra-rapide plasmatisque : bilan après 6 ans et mode d'emploi. *Inf. Dent.* 1999 ; 44 : 3547-3558.
- (4) DURET F. A clinical comparison of a plasma-based curing source and conventional halogen lamps *Pract. Periodont. Aesthet. Dent. Supplement*
- (5) DAVIDSON CL., DE GEE AJ., FEIZER AJ. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress *J. Dent. Res.* 1984 ; 63 : 1396-1399.
- (6) DAVIDSON CL., DE GEE AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J. Adhes. Dent.* 2000 autumn ; 2(3) : 167-173. Review.
- (7) 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 Jun ; 180(11) : 411-416.
- (8) ERNST CP., KURSCHNER R., RIPPIN G., WILLER-SHAUSEN B. Stress reaction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. *Am. J. Dent.* 2000 ; 13 : 69-72.
- (9) FERRGANE JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins *J. Dent. Res.* 1985 ; 1 : 11-14.
- (10) FOWLER CS., SWARTZ ML., MOORE BK. Efficacy testing of visible light-curing units *Oper. Dent.* 1994 Apr ; 19(2) : 47-52
- (11) GORACCI G., MORI G., CASA DE MARTINIS L. Curative light intensity and marginal leakage of composite restorations *Quintessence Int.* 1996, 27(5) : 355-361
- (12) HARRAINGTON E., WILSON HJ., SHORTALL AC. Light-activated restorative materials : a method of determining effective radiation times *J. Oral Rehabil.* 1996 Mar ; 23(3) : 210-218.
- (13) KANCA J. 3rd, SUH BI. Pulse activation : reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am. J. Dent.* 1999 Jun ; 12(3) : 107-112.
- (14) KORAN P., KURSCHNER 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 Feb ; 11(1) : 17-22.
- (15) KURACHI C., TUBAY AM., MAGALHAES DV., BAGNATO VS. Hardness evaluation of a dental compo-

site polymerized with experimental LED -based devices. Dent. Mat. 2001 Jul ; 17(4) : 309-315.

(16) MANGA RK., CHARLTON DG., WAKEFIELDS CW. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth.

Gen. Dent. 1995 May-Jun ; 43 (3) :241-243 ; quiz 245-6

(17) MEHL A., HICKEL R., KUNZELAMANN KH. Physical properties and gap formation of light -cured composites with and without softstart-polymerization J. Dent. 1997 May-Jul ; 25(3-4) :321 -330.

(18) MILLS RW.

Blue light emitting diodes : an alternative method of light -curing ? Br. Dent.J. 1995 ; 178 ;169 letter.

(19) MIYAZAKI M., HATTORI T., ICHISHI Y., ONOSEH., MOORE BK. Evaluation of curing units used in private dental offices Oper. Dent. 1998 ; 23 : 50-54.

(20) 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

(21) PELISSIER B., TRAMINI P., CASTANY E., DÜRET F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmatisque : approche clinique. CDF, n° 971-972, 10-17/02/2000 :25-33.

(22) PEUTZFELD A. Resin composites in dentistry : the monomer systems. Eur.J. Oral Sci. 1997 ; 105 :97-116.

(23) RUEGGERBERG FA., CAUGHMAN WF. Et CHA DC. Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light -curing. J.Esthet. Dent. 1999 ; 11 :197-205.

(24) 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.

(25) TRINKNER TF. The utilization of the apollo 95E with visible light-cured composite resin materials Pract. Periodont. Aesthet. Dent. Supplement.

(26) UNTERBRINK G.L., MUESSNER. Influence of light intensity on two restorative systems. L. Dent. 1995 ; 23 :183-189.

Reproduit avec l'aimable autorisation du Chirurgien Dentiste de France N° 1079, pp 17 - 31.

Journal Dentaire d'Alger 2003

Nom : Prénom :

Adresse exacte

Code postal : Téléphone :

Qualité { Institution 2 500,00 DA Praticiens 1 800,00 DA

{ Résident 1 100,00 DA Etudiant 400,00 DA (sur justification)

Étrangers 25,00 Euro

Ci-joint chèque bancaire ou CCP de la somme

A l'ordre de JD BEA Che Guevara Compte N° 500-487 H - Alger

Formulaire à retourner dûment rempli et accompagné de votre chèque signé à :

Journal Dentaire d'Alger Service de Chirurgie dentaire CHU Béni-Messous - Alger