

Agencement

Sélection de nouveaux produits
et matériaux pour votre cabinet

DENTISTERIE RESTAURATRICE

Photopolymérisation
LED de seconde
génération

PLURIDISCIPLINAIRE

Formation continue
aux journées de Nice

Santé publique

Responsabilité
du praticien,
quelle vaccination
pour quelle hépatite ?

FORMATION CONTINUE

Les tests de lecture de l'ID :
un véritable programme de FPC



PROCÉDURES DE RESTAURATION

Apport de la photopolymérisation "LED" de seconde génération

par Bruno Pelissier*,
Jean-Christophe Chazel**,
Emmanuel Castany**,
Pierre Hartmann***,
François Duret****

* MCU-PH, responsable sous-section
odontologie conservatrice, endodontie
Montpellier

** Attaché universitaire,
sous-section OCE Montpellier

*** Professeur 1^{er} grade,
sous-section OCE Montpellier

**** Chargé de cours,
sous-section OCE Montpellier
et université de Niigata, Japon

Article soumis le 30 avril 2003
Accepté pour publication le 28 août 2003

MÉMO

Une lampe LED et son fonctionnement (les spectres d'émissions, les différentes générations, puissance et densité sont décrits). L'efficacité des lampes LED de deuxième génération est montrée au travers d'études de microdureté et de cas cliniques.

Un nouveau type de lampe à polymériser est apparu sur le marché au début de ce millénaire. Il s'agit de lampes dites LED. Ce sont des lampes utilisant comme émetteur de lumière un composant électronique semi-conducteur de la famille des diodes en remplacement des ampoules halogènes ou plasmiques (4,19). Ces lampes à LED suivent de très près l'évolution de l'électronique, car, non seulement elles sont utilisées en dentisterie, mais de plus, elles concernent les marchés très porteurs comme l'automobile ou les appareillages électroménagers qui font appel à ce genre d'émission lumineuse. Après avoir connu une période où le rayonnement de lumière ne suffisait qu'à éclairer des voyants et des cadrans de contrôle dans des émissions rouges, jaunes ou vertes, **c'est à partir de 1998 que les radiations bleue et violette ont été suffisamment puissantes pour envisager de les utiliser dans les lampes à photopolymériser pour composites dentaires.** C'est aux japonais Iwakura et Ken que l'on doit l'idée d'utiliser les LED en dentisterie pour la première fois. Mais c'est surtout à Kennedy, puis à l'anglais Mills (13), à qui nous devons les premières études expérimentales.

MOTS CLÉS

- Dentisterie restauratrice
- Photopolymérisation
- Lampes LED de seconde génération

Description et fonctionnement d'une LED diode électroluminescente

Les diodes utilisées en dentisterie se composent d'un matériau ou composant spécifique émetteur de lumière pris en sandwich entre deux électrodes, le tout inclus dans un revêtement plastique. **Leurs principaux avantages sont un fonctionnement à basse température, une haute stabilité mécanique, une très longue durée de vie et un spectre d'émission très étroit.** La longueur d'onde de rayonnement des composants électroniques varie en fonction du matériau semi-conducteur utilisé.

Lorsqu'une différence de potentiel est appliquée aux bornes de la diode électroluminescente, un champ électrique est généré ; les électrons vont circuler. Un courant prend naissance, la diode étant alors polarisée. Le courant donne naissance à une recombinaison des électrons, l'électron restituant alors son énergie par émission radiative de photon.

Le composant LED est fabriqué à base de silicium, voire de germanium. Pour devenir de bons conducteurs, ces deux matériaux peuvent être dopés. Les dopants sont des impuretés au

sens électronique du terme, présents à l'état de traces dans les composants électroniques. Suivant le type de dopant ou impureté, il y aura une émission de longueur d'ondes différente (le dopant est à la base de la circulation électrique à la surface du silicium dans les microprocesseurs en informatique). Ceci est important, car ils sont de très mauvais conducteurs. 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 anti-retour émetteur de lumière. Une autre caractéristique de la diode est que, suivant les dopages utilisés, les couleurs d'émission sont 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 intéressent, on arrive dans les galliums phosphores ou dans les galliums azotes.

A la différence des autres sources lumineuses, les LED sont très peu sensibles au temps. Les diodes électroluminescentes présentent une fiabilité comparable à celle des autres dispositifs à semi-conducteurs. Les fabricants garantissent une durée de vie allant de 50.000 à 100.000 heures (17).

Les spectres d'émission des LED (fig. 1, 2, 3a, b et c)

Au regard des lampes halogènes ou des lampes plasmatiques, leur spectre d'émission est suffisamment étroit (quelques dizaines de nanomètres) et de distribution gaussienne régulière pour éviter l'utilisation de filtres. Il existe d'ailleurs une gran-

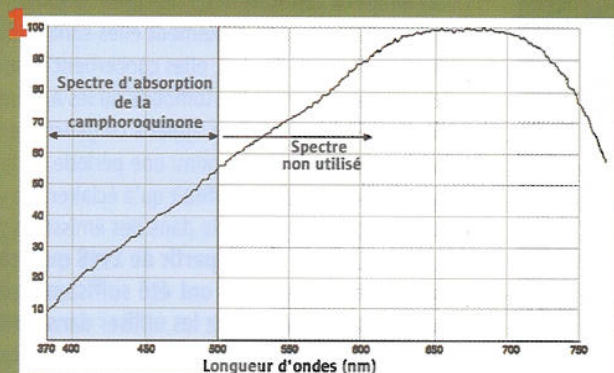
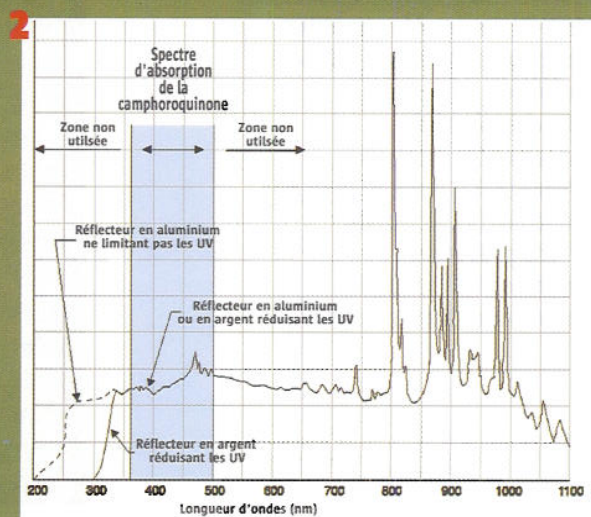


Schéma 1 Spectre d'émission d'une lampe halogène

Schéma 2 Spectre d'émission d'une lampe plasma



de analogie entre le spectre de sensibilité des photo-initiateurs des composites dentaires (benzophénone, acétophénone, thioxanthén-9-one, les dikétones et bien sûr la dlcamphoroquinone) et le spectre d'émission d'une LED émettant dans le bleu-violet (17, 19, 26). Par contre, sur une LED peu puissante (1^{ère} génération), la largeur de son spectre de sensibilité ne recouvrait pas tous les photo-initiateurs et il était nécessaire d'avoir deux types de LED, l'une plus centrée sur le 440 nm et l'autre sur le 470 nm.

Si l'on étudie le spectre d'une lampe halogène (schéma 1), on se rend compte qu'il augmente régulièrement en énergie de l'ultra violet au rouge (voire infra rouge). Les photo-initiateurs n'étant sensibles que dans le bleu et le violet, il est nécessaire d'éliminer une grande partie de l'émission de ces lampes en utilisant des filtres adéquats, c'est-à-dire éliminant tout ce qui est au-delà du bleu, du vert à l'infrarouge. Comme on ne laisse passer que les bleus et les violets, c'est à dire des longueurs d'onde basses situées entre 400 et 500 nm, on parlera de filtres "pass bas".

Le spectre d'une lampe plasma (schéma 2) est encore plus large car il commence dans les ultraviolets pour se terminer dans les lointains infrarouges. Pour ne garder que la partie 400-500 nm, il faudra utiliser, non seulement un filtre "pass bas" mais aussi un deuxième filtre éliminant tout ce qui est en-dessous de 400 nm que l'on appellera alors "pass haut".

L'élimination des rouges et infrarouges par les filtres appropriés augmente la température de ces derniers car ses rayonnements sont très calorifiques. C'est pour cette raison que les lampes halogènes et plasmiques sont équipées de ventilateurs de refroidissement.

Remarque : le spectre indiqué commence à 360 nm, c'est-à-dire dans une zone en amont du démarrage des spectres des lampes halogènes. Le spectre présenté recouvre tout le spectre des lampes halogènes et va au-delà. Un photo-initiateur, quel qu'il soit, s'il ne réagit pas à ce type de spectre, ne réagira pas non plus à une lampe halogène.

Dans le cas d'une lampe à LED, le spectre apparaît étroit et uniquement dans la zone du matériau du composant sandwich. Comme nous n'avons pas besoin de le réduire, il est possible de trouver des matériaux émettant un spectre entre 420 et 490 nm ; il n'est pas nécessaire d'utiliser des filtres et ainsi, on peut se passer des ventilateurs.

Entre 400 et 500 nm, la totalité du rayonnement n'est pas utilisée mais seulement une partie située entre 420 et 480 nm, zone de sensibilité de nos photo-initiateurs. La partie utilisable pour les photo-initiateurs se situent entre 420 et 480 avec deux zones plus actives à 430 et 470 nm. Tout ce qui est en dehors de ces zones ne sert à rien. Les lampes halogènes et plasmiques émettent de la lumière avant 420 et après 480 nm. Une partie de cette énergie n'est donc pas utilisable. **Les lampes à LED émettent uniquement entre 420 et 480 nm. Toute leur énergie est utilisable.**

Si l'on compare l'énergie d'une lampe à LED et celle d'une lampe plasma ou halogène (schéma 3), la totalité de l'énergie de la lampe à LED est utilisable alors que seulement 50 à 60 % des deux autres lampes est effective. C'est pour cette raison que l'on dit classiquement qu'une lampe à LED à puissance égale

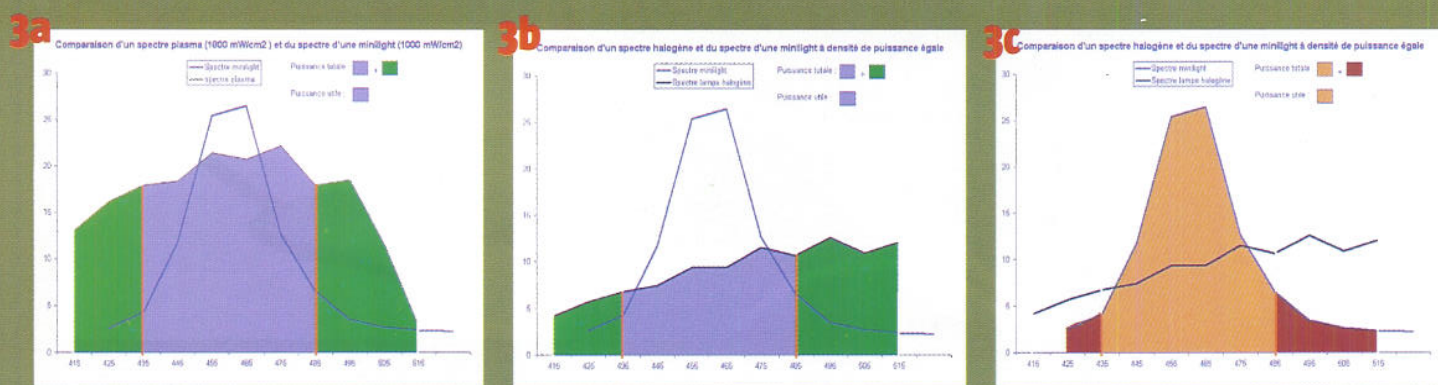


Schéma 3 Comparaison des différents spectres

aux autres lampes est deux fois plus efficace. Ainsi, on disait il y a quelques années, qu'une lampe à LED de 250 mW valait la puissance d'une lampe halogène ou plasmatisque de 500 mW. En réalité, l'expérience a montré que ce facteur 2 (facteur 4 pour certains auteurs) était quelque peu exagéré. Nous préférons parler de facteur 1,5.

Il va de soi que **l'utilisation d'un radiomètre présent dans une lampe halogène n'est pas fonctionnel pour une lampe à LED, en particulier parce qu'elle émet de la lumière froide, mais aussi parce qu'il faudrait multiplier par 1,5 à 2 la valeur affichée.**

Génération de LED

Depuis l'apparition des premières lampes LED, la dentisterie a déjà vu apparaître deux générations de lampes LED. On parle de 1^{ère} génération et de 2^{ème} génération de LED.

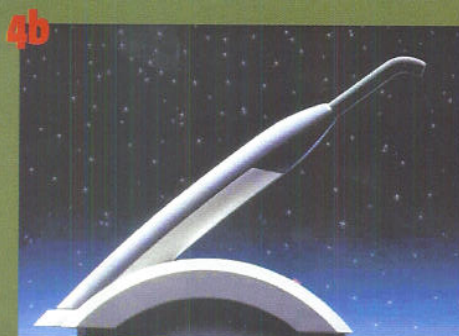
La 1^{ère} génération se reconnaît par le fait qu'elle utilise plusieurs LED (jusqu'à 64 dans la GC e-light) et à une puissance dépassant rarement 250 mW. La 2^{ème} génération, apparue en début 2003, utilise en général une seule LED et est très supérieure à 600 mW. Cette forte croissance de puissance laisse penser que, dans 4 ou 5 ans, les lampes à LED remplaceront toutes les lampes halogènes. Cette observation doit cependant être pondérée du fait du faible rayonnement calorifique d'une LED (on parle de lumière froide dans les basses longueurs d'onde). Cela peut nuire à certains traitements thermo-réactifs

comme ceux utilisant des produits de blanchiment. Les grandes vedettes de la 1^{ère} génération furent la Freelight de 3M, la NRG de Dentsply et la GC-e-light de GC Corporation, la plus puissante des trois. La 3M faisait 190 mW, la NRG 220 mW et la GC-e-light entre 250 et 280 mW, mesures faites à l'aide d'une sphère d'intégration, un instrument reconnu et non pas un radiomètre de dentiste.

Est apparue depuis le début de l'année 2003, une deuxième génération de lampes à LED dont l'une d'elles fait l'objet de cette étude. Dans la nouvelle génération, on retrouve une douzaine de marques plus ou moins célèbres. Successivement, et par ordre alphabétique, nous citerons la Freelight 2 de Espe 3M, la LeDeLight de Medical Universal, la L.E. Demetron de Kerr, la Mini Led de Satelec, l'Ultra Lume d'Ultradent et quelques autres non encore présentes sur le marché français. **Les puissances des lampes LED actuelles se situant entre 400 mW et 600 mW, on peut considérer qu'elles sont égales, voire supérieures à toutes les lampes halogènes sur le marché, sous réserve d'études plus poussées (fig. 4 a, b, et c).**

Puissance et densité de puissance

Pour caractériser les lampes LED, un point est à souligner : différencier la puissance et la densité de puissance. Une lampe quelle qu'elle soit, a une puissance correspondant à l'émission de la lumière par l'ampoule et elle est exprimée en mW. En prenant l'exemple de la Mini Led®, lampe utilisée dans notre expérimentation, sa puissance est d'environ 550 mW, ce chiffre de puissance est rarement utilisé dans les documentations. On lui préfère le chiffre de densité de lumière reçue par le composite. On parlera de puissance par unité de surface ou de mW/cm².



4a, b et c Lampes LEDs de deuxième génération

Dans notre exemple, la lampe fait 550 mW, or ces 550 mW sont mesurés à l'extrémité du guide de lumière ou embout qui fait 7,5 mm de diamètre. Ce cercle de 7,5 mm correspond à la moitié d'un cm^2 (πr^2). Ce qui veut dire que par cm^2 la puissance de cette lampe sera de $550 \times 2 = 1100 \text{ mW/cm}^2$. De même, si nous utilisons un guide de lumière plus petit par exemple de 5,5 mm de diamètre (surface de $0,25 \text{ cm}^2$), la densité de lumière reçue, concentrée sur cette petite surface sera quatre fois plus forte et donnera : $550 \times 4 = 2200 \text{ mW/cm}^2$. Ceci n'est en fait pas tout à fait exact car plus l'embout est petit et concentré, plus il existe des pertes et il est donc plus raisonnable de parler d'une puissance avoisinant les $1700\text{-}1800 \text{ mW/cm}^2$ (14).

Une 2^{ème} observation doit être faite. Très souvent, les embouts des lampes à LED sont plus petits (7,5 ou 8 mm) que les embouts des lampes halogènes (10 à 12 mm). Ceci est dû au fait que les lampes à LED utilisent des embouts dits turbo, c'est-à-dire plus larges à l'entrée qu'à la sortie ; donc les lumières sont plus divergentes. À 2 mm, à la hauteur d'une cuspidé, le diamètre de la lumière projetée par le conducteur de lumière de la lampe à LED se rapproche de celui d'une lampe halogène ou plasmétique qui est moins divergent.

Il est donc néfaste *a priori* d'utiliser un embout large dans une lampe à LED. Enfin, signalons que dans le cadre d'une utilisation clinique, une lampe à LED est très intéressante car sa puissance est très stable dans le temps (on parle de plusieurs années) et l'ergonomie très agréable (absence de bruits et possibilité d'utiliser des batteries, suppression de la connexion limitant les mouvements du dentiste). L'élévation de température de la pulpe est quasi nulle. Une étude, présentée (16) par Palmer à l'IADR San Diego 2002, compare l'élévation de tem-

pérature induite par les trois familles de lampes et montre l'efficacité des LED :

- $0,9^\circ\text{C}$ pour un temps de 40 secondes pour la LED
- $3,6^\circ\text{C}$ pour un temps de 40 secondes pour la lampe halogène conventionnelle
- $1,9^\circ\text{C}$ pour un temps de 10 secondes pour la lampe halogène rapide
- $6,4^\circ\text{C}$ pour un temps de 10 secondes pour la lampe halogène plasma.

Lampes utilisées

Description de l'Optilux 501® (Kerr/Demetron)

La lampe Optilux 501® de Kerr/Demetron est une lampe halogène de dernière génération. Les caractéristiques de cette lampe halogène sont :

- une puissance de 500mW (soit une densité allant de 850 mW/cm^2 à 1000 mW/cm^2)
- un spectre évoluant progressivement en puissance de 390 nm à 505 nm
- quatre fonctions :
 - menu polymérisation exponentielle de 100 mW/cm^2 à 1000 mW/cm^2 (durée du cycle 20 secondes)
 - menu polymérisation accélérée (10 secondes à pleine puissance)
 - menu polymérisation standard (10, 20, 30 ou 40 secondes à 850 mW/cm^2)
 - menu blanchiment (30 secondes à 1000 mW/cm^2)



Cas clinique n° 1

5a à d Stratification postérieure (composite EsthetX® de Dentsply DeTrey)



Description de la Miniled® (Satelec)

La lampe Miniled® de Satelec est une lampe LED de deuxième génération (fig. 4a). Les caractéristiques de cette lampe LED sont :

- une puissance élevée entre 420 et 550 mW (soit une densité allant de 900 à 1250 mW/cm² sans facteur multiplicatif, c'est-à-dire une moyenne de puissance 480 mW soit 1100 mW/cm²)
- un spectre centralisé à 450nm 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) (2, 6)
 - menu pulsé (10 fois 1 seconde) (10)
- une élévation thermique minime (7, 16) permettant une utilisation continue très longue (jusqu'à 100 coups de 10 s) ; cette lampe est silencieuse (pas de ventilateur)
- une batterie d'une grande capacité (250 coups de 6 s) et sans effet mémoire (3,6 V, 2100 mAh et Li-Ion) (autonomie importante et recharge en deux heures)
- lampe petite (26cm x 2,5 cm guide optique inclus), légère (185 g) et facile à utiliser (pas de fil)

► un produit qui pourra évoluer avec des nouvelles technologies LED sans remettre en question le développement initial.

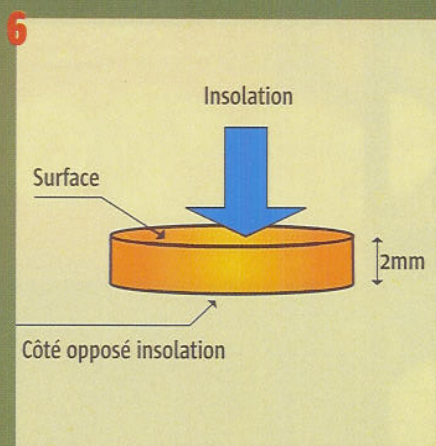
Microdureté et temps d'insolation

Les études d'analyse de microdureté faites avec la technologie LED de deuxième génération montrent de bons résultats (9, 11, 24). La microdureté permet de mesurer la polymérisation des matériaux utilisés en clinique (5, 17, 20). Deux études montrent qu'avec la technologie LED, en particulier avec l'utilisation de la lampe LED Mini.LE.D, de Satelec, les résultats sont très satisfaisants et permettent d'utiliser des temps d'insolation plus compatibles avec la pratique quotidienne des omnipraticiens.

Temps et microdureté (schémas et fig. 6, 7, 8)

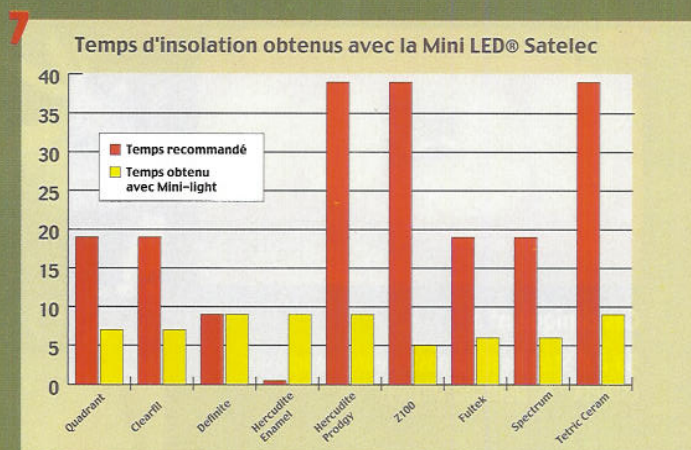
La photopolymérisation des matériaux composites ou polymères avec des lampes halogènes nécessite un temps d'insolation de 20 à 40 secondes (1) : il ne faut pourtant pas hésiter à le prolonger surtout lorsqu'on est amené à polymériser au travers de l'émail ou d'une matrice ou lorsqu'on utilise des composites de teintes opaques ou foncées (25). En effet, un matériau composite doit être parfaitement polymérisé pour être biocompatible, et éviter ainsi les phénomènes secondaires (aux niveaux pulpaire, buccal ou général).

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 est donc très important de bien connaître les matériaux composites et les techniques que l'on utilise avec une lampe halogène actuelle, ou avec une lampe LED (19, 22, 23, 27).



6 Échantillon de composite insolé

7 Temps d'insolation obtenu avec le LED



La polymérisation utilisant la technologie LED permet-elle de diminuer les temps d'insolation généralement trop longs pour une application clinique quotidienne ? L'étude et l'analyse sont décrites afin de mesurer le temps nécessaire pour obtenir une bonne dureté en profondeur.

Matériel

- Moules d'épaisseur de 2mm
- Microduromètre LEICA VMHT 30
- Lampe LED : Mini LED de Satelec
- Lampe halogène : Optilux 501, Kerr-Demetron
- Composites :

Fabricants	Composites	Couleur
Cavex	Quadrant Universal LC	A3
Kuraray Medical Inc	Clearfil AP-X	A3
Dentsply DeTrey	Definite omc	A3
Kerr	XRV Herculite enamel	A3
Kerr	XRV Herculite prodigy	A3
3MESPE	Z100 MP	A3
3MESPE	Filtek Z250	A3
Dentsply DeTrey	Spectrum TPH	A3
Ivoclar Vivadent	Tetric Ceram Cavifil	A3

Méthode

Le but de cette étude est d'avoir la même valeur de dureté en profondeur (2 mm) entre une lampe halogène de référence (Optilux 501, Kerr-Demetron) et une lampe LED (Mini LED, Satelec). Des moules d'épaisseur de 2 mm (fig. 4) sont remplis de neuf composites, puis insolés selon les recommandations du fabricant avec la lampe halogène. La microdureté est mesurée 30 minutes après l'insolation avec le Microduromètre Leica VMHT 30. Avec la lampe LED, le temps d'insolation est adapté pour obtenir la même dureté obtenue en profondeur avec les différents composites. Ainsi, on obtient le temps nécessaire à utiliser pour avoir le même résultat qu'avec la lampe halogène.

Résultats

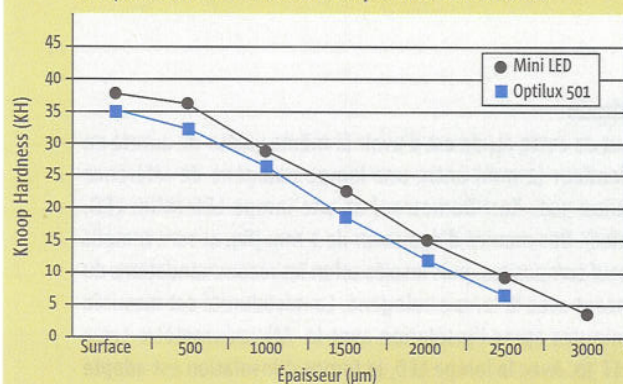
Avec la lampe Mini LED de Satelec, les temps obtenus sont plus courts pour une même microdureté en profondeur. Dans cette étude, on remarque qu'il est possible de diminuer le temps de polymérisation jusqu'à 88 % pour certains composites.

Etude de la microdureté de différents matériaux composites en fonction de l'épaisseur avec deux lampes à photopolymériser (18)

Cette deuxième étude a pour but d'évaluer la profondeur de polymérisation avec deux lampes par une étude de microdureté Knoop : une lampe halogène traditionnelle (Optilux 501, Demetron/Kerr), une nouvelle lampe LED

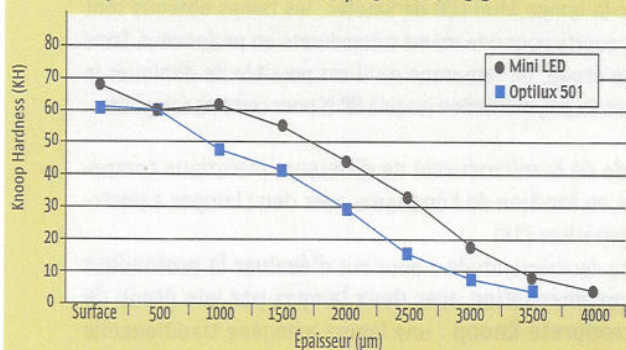
8	Fabricants	Composites	Teinte	Temps recommandé par le fabricant	Temps obtenus avec la Miniled
	Cavex	Quadrant Universal LC	A3	20 s	8s
	Kuraray Medical inc	Clearfil AP-X	A3	20 s	8 s
	Dentsply DeTrey	Definite omc	A3	10 s	10 s
	Kerr	XRV Herculite enamel	A3	Non disponible	10 s
	Kerr	XRV Herculite prodigy	A3	40 s	10 s
	3M	Z100 MP	A3	40 s	5 s
	3M	Filtek Z250	A3	20 s	7 s
	Dentsply DeTrey	Spectrum TPH	A3	20 s	7 s
	Ivoclar Vivadent	Tetric Ceram Cavifil	A3	40 s	10 s

Comparaison de la dureté Knoop : Herculite XRV A2

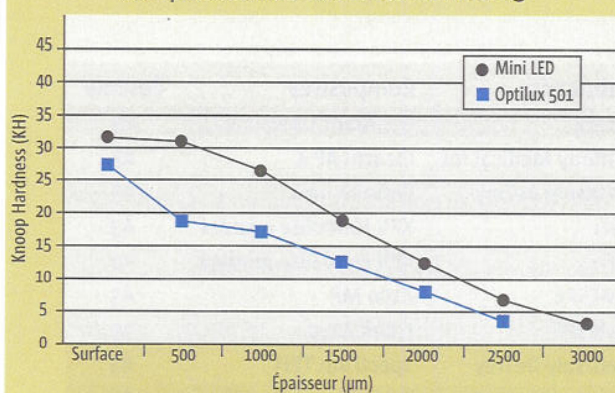


(LED prototype SEDR, lors de l'étude) et six résines composites (Z 100 MP, Herculite XRV, Tétic Ceram, Admira, Definite, et GC Unifil S) ont été utilisées dans cette analyse. Le temps d'insolation a été de 9 secondes en pleine puissance pour chaque lampe ; 6 échantillons ont été réalisés pour chaque composite. L'étude de microdureté a été conduite avec le microdurètre LEICA VHMT 30. Chaque 500 µm, cinq mesures ont été réalisées pour chaque échantillon. L'analyse statistique montre des dif-

Comparaison de la dureté Knoop : 3M Z100 A3.5



Comparaison de la dureté Admira A3



Cas clinique n° 2

9a à d Facettes céramiques (composite de collage Variolink II® Ivoclar-Vivadent) (Réalisation laboratoire Créadent, Grabels, 34 Hérault)



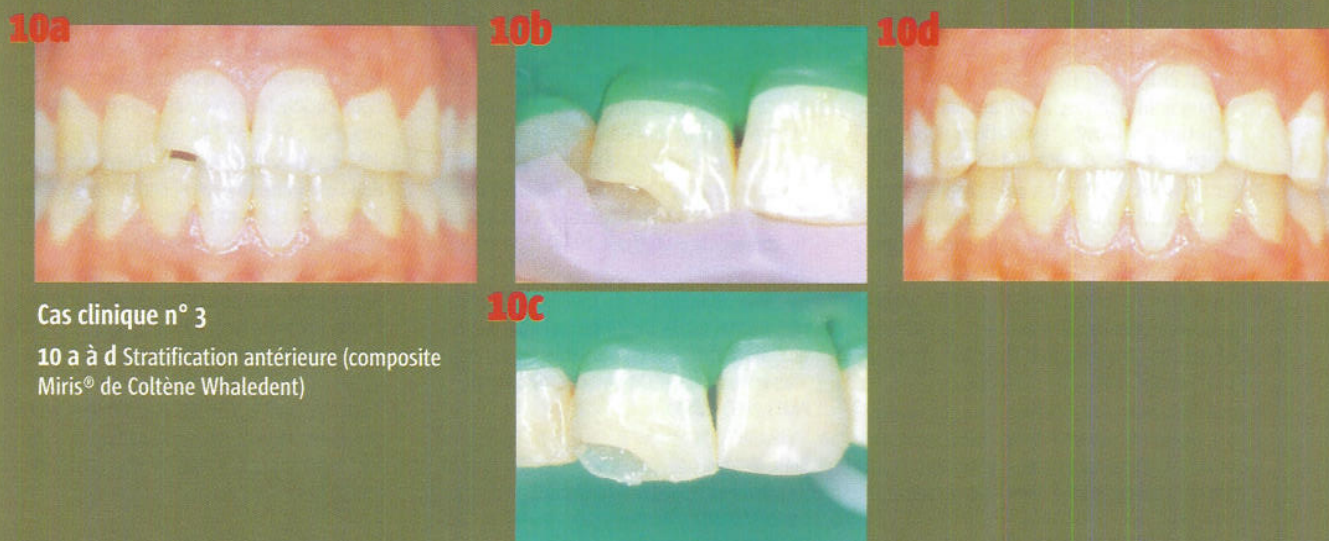
férences significatives entre les matériaux. Cependant, les comparaisons de dureté selon l'épaisseur montrent des courbes semblables pour les différents composites. Trois résultats sont ici présentés. Dans les limites de cette étude *in vitro*, la profondeur de polymérisation est meilleure avec la lampe LED. Aujourd'hui, la technologie LED semble fiable, adaptable à la pratique quotidienne.

Cas cliniques réalisés avec la lampe Miniled (fig. 5a à d, 9a à d et 10a à d)

Au cours de cette dernière décennie, les modifications du contexte socio-économique, la diminution de la fréquence des caries, l'augmentation de l'intérêt des patients pour l'esthétique dentaire, le souci de l'économie tissulaire, et enfin les controverses entourant la toxicité potentielle des restaurations métalliques ont suscité une réévaluation en profondeur des concepts de traitement des dents antérieures et postérieures. Les composites et les techniques adhésives directes et indirectes sont alors devenus les éléments de base d'une dentisterie opératoire moderne. Le succès thérapeutique est lié à une série de facteurs corrélés entre eux. La qualité des matériaux employés, l'adéquation des instruments, la connaissance et la maîtrise des techniques opératoires sont des facteurs primordiaux quant à la pérennité des restaurations.

Dans différents domaines de la dentisterie adhésive, des cas cliniques (en orthodontie (3), en dentisterie restauratrice directe et indirecte) sont réalisés en utilisant la technologie LED pour photopolymériser les matériaux en technique directe mais aussi en technique indirecte. Aujourd'hui, le clinicien

peut s'appuyer sur la technologie LED fiable, adaptable à la pratique quotidienne et d'un coût raisonnable (21). Il est donc possible de traiter avec les techniques adhésives par polymérisation LED de nombreuses situations cliniques. Celle-ci a sa place dans l'arsenal thérapeutique actuel, même si la polymérisation classique halogène a montré de très bons résultats et reste encore d'actualité. Il est toutefois important de noter que les temps obtenus plus courts avec les lampes LED s'avèrent intéressants pour restaurer les dents (8), non pas en gain de temps, mais en ce qui concerne la mise en œuvre clinique. L'absence d'élévation de température permet d'allier fonction, biologie et esthétique qui sont des paramètres indissociables (7, 12, 16, 25). **La seule critique qui peut être émise est le faible recul clinique.** Certes, l'évolution actuelle des techniques



Cas clinique n° 3

10 a à d Stratification antérieure (composite Miris® de Coltène Whaledent)

et des matériaux en dentisterie restauratrice adhésive est importante et constante. Le recul clinique des restaurations réalisées reste toujours inférieur par rapport aux anciennes techniques et restaurations. En dentisterie restauratrice, il faut absolument connaître les attentes et les besoins réels de nos

patients. Les techniques adhésives ont des limites et sont difficiles à mettre en œuvre. Souvent, il faudra faire comprendre et admettre les limites de certaines restaurations pour éviter les échecs. **En dentisterie adhésive et restauratrice, le facteur opérateur reste toujours le plus important, quelle que soit la technique (4, 15).**

Adresse de l'auteur : Bruno Pelissier
UFR d'odontologie Montpellier I 545 avenue du Pr Jean-Louis Viala - 34193 Montpellier
email : bg-pel@wanadoo.fr

BIBLIOGRAPHIE

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 : 167-172.
2. 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.
3. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002 ; 122 : 236-241.
4. Duret F, Pelissier B, Crevassol B. Mise au point sur la lampe à polymérisation ultrarapide plasmatisque : bilan après 6 ans et mode d'emploi. *Inf Dent* 1999 ; 44 : 3547-3558.
5. 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.
6. Goracci G, Mori G, Casa de Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996 ; 27 : 355-361.
7. Hannig M, Bott B. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999 ; 15 : 275-281.
8. Harrington E, Wilson HJ, Shortall AC. Light-activated restorative materials : a method of determining effective radiation times. *J Oral Rehabil* 1996 ; 23 : 210-218.
9. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000 ; 16 : 41-47.
10. Kanca J3rd, Suh BI. Pulse activation : reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999 ; 12 : 107-112.
11. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mat* 2001 ; 17 : 309-315.
12. Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent* 2001 ; 26 : 516-520.
13. Mills RW. Blue light emitting diodes : an alternative method of light-curing ? *Br Dent J* 1995 ; 178 : 169 letter.
14. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J* 2002 ; 193 : 459-463.
15. Mitton BA, Wilson NH. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. *Br Dent J* 2002 ; 192 : 182.
16. Palmer TM, Yost MP, Latey ML, Ashton JA, Syndergaard BD, Christensen RP. Light Emitting Diode Resin Polymerization Compared To Three Other Methods. *IADR, San Diego*, 2002 : Abstract 3976.
17. 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 : 283p.
18. 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. *Pan European Meeting, Cardiff* 2002 : Abstract 369.
19. Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F. Lampes à photopolymériser. *EMC, Stomatologie/Odontologie*, 22-020-A-05, 2003, 11p (à paraître).
20. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerisation depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000 ; 12 : 340-349.
21. 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.
22. Stanbury JW. Curing dental resins and composites by polymerisation. *J Esthet Dent* 2000 ; 12 : 300-308.
23. Strydom C. Curing lights—the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ* 2002 ; 57 : 181-186.
24. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res* 2002 ; 63 : 729-738.
25. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003 ; 24 : 1809-1820.
26. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003 ; 24 : 1787-1795.
27. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002 ; 29 : 1165-1173.