

B. PELISSIER, E. CASTANY, O. ROMIEU, F. DURET

UFR d'odontologie de Montpellier I
545 avenue du Professeur Jean-Louis Viala
34193 Montpellier Cedex 5

Évolution des lampes à photopolymériser : 3^e génération des lampes à LED et applications cliniques (1^{ère} partie)

Test d'évaluation

1

Les lampes à LED de 1^{ère} génération émettaient dans un champ de longueur d'onde trop étroit.

► *Vrai* ► *Faux*

2

Certaines lampes de 2^e génération avaient des ventilateurs, créant des problèmes de bruit et un risque d'infection croisée.

► *Vrai* ► *Faux*

3

Les lampes LED de 3^e génération n'utilisent pas de batterie.

► *Vrai* ► *Faux*

4

Une lampe LED de 3^e génération consomme (à puissance égale) la même énergie qu'une lampe halogène.

► *Vrai* ► *Faux*

5

Les lampes de 3^e génération sont capables d'offrir des intensités de puissance que l'on peut qualifier de sans limite.

► *Vrai* ► *Faux*

Introduction

La polymérisation des composites directs et de collage par des sources lumineuses est un facteur très important dans la réussite de nos restaurations. Leurs pérennités dépendront de ce facteur tout en sachant qu'il en existe d'autres comme le diagnostic et la sémiologie clinique. Nous savons aussi que le facteur opérateur est très important en dentisterie restauratrice et adhésive (4, 5, 7, 8, 28). La lampe à polymériser n'est qu'un facteur du protocole correct de polymérisation clinique. Le matériau composite (opacité, initiateur, charge inorganique), le système adhésif et surtout la méthode de polymérisation exercent une influence considérable sur le résultat.

La technologie LED a succédé à la photopolymérisation ultrarapide (15) qui avait engendré de nombreuses réticences et polémiques non fondées, puisque les lampes halogènes actuelles ou les lampes à LED de seconde génération, voire de 3^e génération ont une puissance équivalente aux premières lampes ultrarapides. Cette remarque doit être faite pour dire et montrer que l'utilisation et surtout les indications sont toujours plus importantes que la technologie elle-même.



FIGURES 1 ET 2 Restauration composite (Vénus Heraeus Kulzer) : cas préopératoires

La technologie LED de première génération n'était pas assez puissante et fiable pour être utilisée dans la pratique quotidienne. Seule la lampe de GC, qui comportait 64 LED, pouvait rivaliser avec les lampes halogènes utilisées à cette époque. Malheureusement, cette lampe innovatrice est arrivée trop tôt sur le marché. Il a fallu une évolution de la technologie LED avec des ampoules plus puissantes pour que les lampes à LED de seconde génération (1 à 2 ampoules LED) deviennent les égales des lampes halogènes. Il faut savoir aussi que, quelles que soient les sources lumineuses utilisées, la réaction de polymérisation des composites se déroule de la même façon après un amorçage photochimique.

La polymérisation finale dépend du spectre d'absorption, de l'intensité lumineuse, du temps d'insolation, de l'épaisseur et de la teinte des composites. Tous ces facteurs sont communs aux différentes lampes (lampes halogènes, lampes à haute énergie ou lampes LED). Les différentes lampes peuvent donc être utilisées pour polymériser un composite avec des approches cliniques différentes (temps, épaisseur du matériau).

Comme nous allons le voir, les lampes à LED de troisième génération sont une véritable révolution car, en plus d'égaliser les meilleures lampes à photopolymériser halogènes, plasmatisques ou à LED de deuxième génération, elles offrent des moyens cliniques totalement innovants (Figures 1, 2, 3 et 4). Ces lampes à LED de troisième génération ont rationalisé les éléments de base communs à toutes les lampes en offrant :

- Un spectre large identique aux lampes halogènes, mais sans utilisation de filtres passe haut ou passe bas (de 400 à 500 nm en moyenne).
- Une puissance de plus de 1000 mW supérieure aux lampes plasmatisques (correspondant à près de 3.000 mW/cm² avec un embout standard).
- Tous les profils temps/puissance connus :
Le menu «fast curing» (à ces puissances, l'exposition très courte de 3 à 5 sec peut être utilisée pour la technique de stratification multicouche ou pour le blanchiment). Il existe aussi le «pulse curing» permettant sur 8 à 10 secondes des relaxations en polymérisation pseudo rapide (comme pour les polymérisations laser). Il y a aussi le menu «soft curing» permettant aux inconditionnels de la polymérisation progressive d'utiliser leurs lampes sur un temps plus long, avec une puissance modulée (par exemple 20 secondes avec seulement 50 % de sa puissance nominale ce qui a pour effet de ne pas décharger trop rapidement la batterie même si le temps d'exposition est plus long).
- Une batterie de forte capacité, avec des temps d'utilisation avoisinant largement 15 jours d'utilisation, sans que la forme ne s'alourdisse.

Elles sont loin les vingt années qui semblaient nécessaires à bien des spécialistes avant qu'il soit possible d'utiliser une lampe à LED concurrentielle des lampes halogènes. La comparaison aux lampes plasma était carrément impossible. Aujourd'hui, l'efficacité a été atteinte par les lampes LED de seconde génération. Parmi cette deuxième génération, nous



FIGURES 3 ET 4 Restauration composite (Vénus Heraeus Kulzer) : cas post-opératoires

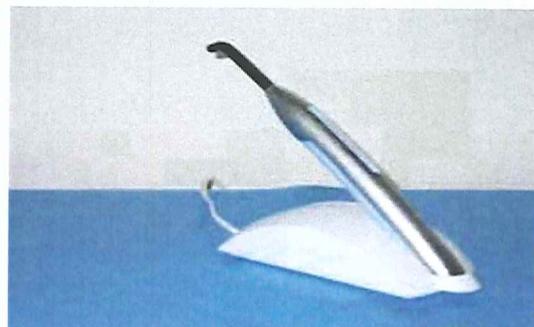


FIGURE 6 Lampe Freelight 2 de Espe 3M



FIGURE 7 Lampe Miniled de Satelec

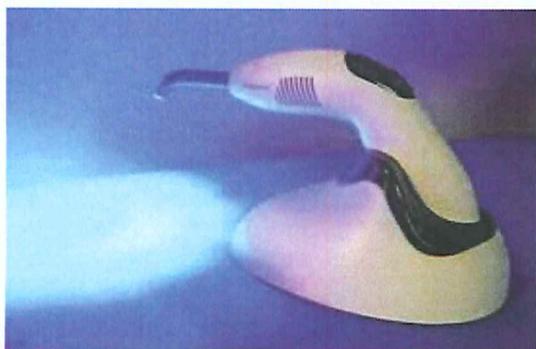


FIGURE 5 Lampe Bluephase de Vivadent

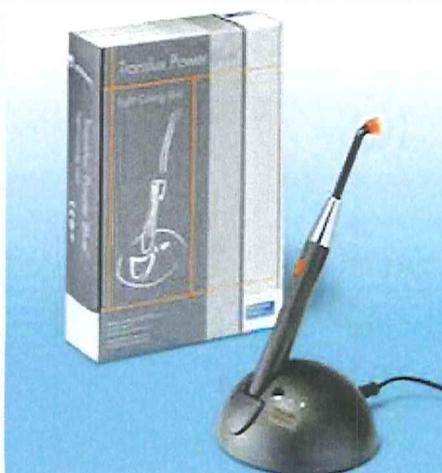


FIGURE 8 Lampe Translux Power Blue de Heraeus Kulzer

retrouvons une douzaine de marques plus ou moins célèbres. Successivement et par ordre alphabétique nous citerons la Bluephase de Vivadent, la Freelight 2 de Espe 3M, la MiniLed de Satelec, Translux Power Blue de Heraeus Kuzer et quelques autres, présentes ou non encore sur le marché français. (Figures 5, 6, 7 et 8).

La lampe à LED de troisième génération, pour la première fois dans l'histoire des lampes à photopolymériser, semble supérieure à toutes les générations antérieures. Le clinicien pourra adapter le mode d'irradiation soit au matériau soit à la technique en ayant une seule lampe. En plus de ces données exceptionnelles arrivent des fonctions uniques et caractéristiques de cette troisième génération.

Réflexion sur l'évolution de 3 générations de lampes à LED

Les travaux initiaux sur les LED ont commencé dans les années 60 avec les premières combinaisons du gallium, de l'arsenic et du phosphore (GaAsP). Cet assemblage conduisait à des émissions très faibles dans le rouge (à une longueur d'onde autour de 655 nm).

Les travaux sur les LED émettant dans le bleu (couleur correspondant à la longueur d'onde de polymérisation des composites dentaires) ont commencé à porter leur fruit à la fin des années 70.

C'est au Canadien J. Kennedy que l'on doit la première description d'une lampe à photopolymériser employant une source à LED utilisable en dentisterie. Il s'agit d'une suite de brevets dont le premier date du 13 septembre 1993 (1, 17, 18, 19). Sa description est tellement précise et prémonitoire (17), que l'on a l'impression de tenir une lampe de première génération dans les mains. Certes on peut trouver quelques ressemblances avec les travaux de McDermott (20) mais l'originalité de l'avoir appliqué à la dentisterie reste entière.

La première publication sur le sujet dans des revues dentaires de grande diffusion est due à Robin W Mills et date de mars 1995 (21), c'est-à-dire pendant une période où le brevet de Kennedy n'était pas accessible au public. Ceci montre donc que Mills ne pouvait avoir connaissance des travaux de Kennedy lorsqu'il a écrit son texte «Blue light emitting diodes – another method of light curing?», dans les «letters to the editor» du British Dental Journal (BDA).

À partir de cette date et après une ou deux années de calme, tout est allé très vite. Nous avons analysé plus de 100 textes entre 1995 et 2000 se rapportant aux LED et à la dentisterie, nombre devenu annuel en 2003. Il n'est donc pas surprenant que les lampes à LED pour polymériser les composites dentaires soient arrivées très vite sur le marché.

Et dire qu'en 2002 certains spécialistes des composites dentaires, encourageaient à la prudence et pronostiquaient encore une longue vie aux lampes halogènes ! Ce véritable raz de marée, rarement vu en dentisterie, se divise aujourd'hui en 3 périodes ou générations (24).

■ Lampes de première génération

Très peu puissantes, voire inefficaces pour une polymérisation correcte, ces lampes émettaient dans un champ de longueur d'onde trop étroit. La lampe type, grand dominateur du marché à LED à cette époque, était la Freelight de Espe (10). Elle était sensée émettre 200 mW par cm² à 470 nm, chiffre multiplié par deux (400 mW/cm²) en terme d'efficacité par rapport aux lampes halogènes et plasmatisques. Cette façon de présenter une lampe était parfaitement justifiable scientifiquement car, à la différence des autres lampes, la lampe LED par principe ne fournissait du rayonnement qu'à 460-470 nm, c'est-à-dire uniquement à «la» longueur d'onde efficace pour la photopolymérisation dentaire.

Cette description laissait entendre qu'il fallait multiplier par deux les puissances d'une lampe à LED par rapport à l'halogène dans la mesure où la LED n'émettait qu'un rayonnement «actif» pour la polymérisation des composites dentaires. Cette vue ne s'est pas avérée fautive mais un peu surestimée.

On pense aujourd'hui que le facteur 1,4 à 1,5 est plus réaliste, c'est-à-dire qu'une lampe à LED de 1.000 mW/cm² est l'équivalent d'une lampe halogène de 1.500 mW/cm².

Les plus connues durant cette période furent la lampe Freelight de Espe, la Starlight de Mectron, l'Aqua Blue de Toesco, la CoolBlu de DS ou autre Lux-O-Max... Si technologiquement parlant ce fut une révolution, très rapidement il fallut admettre que la puissance était insuffisante. Des menus relativement longs (de 15 à 60 secondes) tentaient de compenser des manques mais cela ne donnait malgré tout pas les résultats escomptés en termes de polymérisation.

Les grandes caractéristiques techniques de ces lampes étaient d'utiliser entre 7 et 20 LED de faible énergie, une batterie qui assurait une bonne autonomie et une absence de chaleur donc de ventilateur. Le sommet technologique de cette génération fut sans aucun doute la GC-e Light, qui grâce à ses 64 LED dépassait le 500 mW/cm². Ce fut la lampe intermédiaire entre la première et la deuxième génération.

■ Les lampes de 2^e génération

Elles sont arrivées sur le marché dentaire en 2002. À la différence des précédentes, ces LED intégraient pour la plupart la même et unique LED : la Luxeon de Lumiled (12) (Blue Rex pour la dentisterie). Une seule LED (composée en vérité de 4 micro LED) permettait de dépasser allégrement les 1.000 mW/cm² (25). Certes, le spectre n'était que légèrement plus large (460 – 480 nm), mais la forte puissance permettait un étalement de la base du spectre qui donnait des zones actives entre 450 et 585 nm. Ce fut indiscutablement la «génération dentaire lampe à LED». Ces lampes étaient petites, pour certaines sans ventilateur, et offraient un menu simple et convivial alimenté par des batteries sans effet mémoire.

Elles ont définitivement poussé les lampes halogènes dans le fond des placards car malgré leur prix un peu supérieur, elles étaient d'une incroyable simplicité. La plus connue fut l'inspiratrice de toute sa génération, la multi copiée MiniLED de Satelec (26, 27, 28) (créée par SEDR). Sont venues ensuite la très belle et très efficace Bluephase d'Ivoclar (3), la LEDemeton de Kerr ou la Radii de SDI...

Un des gros avantages de ces lampes fut de permettre de disposer à la fois de menus fast curing rapides (10 à 20 secondes), mais aussi de menus pulsés découverts avec les lampes plasma et bien entendu de menus soft de différents profils (de 20 à 40 secondes). Elles ont aussi permis, grâce à leur forte puissance, le retour des embouts de 7 à 10 mm.

Ce fut aussi, malheureusement, le retour aux ventilateurs pour certaines d'entre elles avec le problème du bruit et le risque de l'infection croisée.

Comme la GC-e light fut une exception, maillon intermédiaire entre la première et la deuxième génération, l'Ultra-lume d'Ultradent avec son spectre large (multi LED) restera celle qui a ouvert la voie de la troisième génération.

■ Vers la troisième génération

La troisième génération correspond à l'aboutissement de 15 ans de recherche et 8 ans de pratique quotidienne des lampes à LED (24).

Alors que les lampes de première et deuxième génération se distinguaient par leur technologie, la troisième génération présente des lampes conçues par des cliniciens et des ingénieurs sur un cahier des charges écrit par les praticiens.

En effet, la technologie des LED a si rapidement évolué grâce, entre autres, à l'industrie automobile, que l'industrie dentaire dispose de LED égales voire très supérieures à ses besoins technologiques. À chaque besoin, que ce soit sur la largeur de spectre, sur la puissance maximale, dans le contrôle de la chaleur irradiée ou sur la consommation énergétique, correspond une réponse satisfaisante dans les limites de l'application dentaire.

La troisième génération correspond donc à une maturation majeure dans le domaine de la photopolymérisation. À cette maîtrise technologique du nécessaire se sont associées des réponses à des souhaits jusqu'alors impossibles, comme les méthodes de puissances applicatives, celle des spectres variables ou des puissances modulables. Cette maîtrise est essentiellement due au fait qu'il existe aujourd'hui une dizaine de sociétés spécialisées dans la production de LED, et qu'autour de ces sociétés d'électronique à dimensions internationales se sont développés des bureaux d'étude, mi-laboratoires de recherche, mi-centres de production de petites séries (moins de 500.000 LED par an) pouvant concevoir et assembler ces LED sur mesure.

C'est de ces bureaux d'étude que naissent les LED équipant les lampes à photopolymériser dentaires de troisième génération. Ces LED de troisième génération sont en réalité l'assemblage de plusieurs LED de base émettant chacune à des longueurs d'ondes identiques, complémentaires ou différentes. C'est le besoin qui définit aujourd'hui le nombre, la géométrie et la sélection des longueurs d'onde.

Caractéristiques générales et performances technologiques des lampes à LED de 3^e génération

Extérieurement elles semblent identiques aux générations précédentes mais, en réalité, elles sont fondamentalement différentes.

■ La puissance

La puissance évolue de 1.000 à 6.000 mW ce qui correspond à des densités de puissance allant de 2000 à 25.000 mW/cm², c'est-à-dire 10 fois la puissance d'une lampe plasma xénon type Apollo 95 (15) ou 25 fois une lampe halogène type Démetron 510. Il va de soi que si ces lampes peuvent fournir une telle puissance, elles peuvent aussi fournir 100 ou 200 mW/cm², sans perdre la moindre de leurs qualités. Cela veut aussi dire que la lampe de troisième génération fournit la puissance désirée au moment désiré.

On aura ainsi des lampes pouvant polymériser, en un effet flash (1/2 seconde) avec de fortes puissances, un ciment orthodontique, assurant un positionnement des braquets rapide et précis.

De même cette même lampe pourra polymériser sur 20 secondes un ciment très complexe en multicouches avec une puissance évoluant entre 100 et 400 mW/cm².

■ Le spectre

Le spectre peut s'étendre sur toutes les longueurs d'onde. En dentisterie, une lampe à LED de cette génération émettra suivant différents spectres. Il s'agit donc d'être très vigilant sur les chiffres annoncés, car de ces valeurs dépendra la possibilité de polymériser ou non certains composites ou bonding (13, 23). Certaines lampes ont judicieusement choisi d'étaler leur spectre d'émission afin de polymériser tous les produits photosensibles. Nous pensons qu'il s'agit d'un bon choix si la lampe peut être très puissante (supérieure à 5.000 mW/cm²). Nous avons ainsi une répartition de 20 à 30 % entre 390 et 440 nm, 60 à 70 % entre 445 et 475 et le reste entre 480 et 510 nm. La longueur d'onde basse (390-440 nm) étant très puissante, notre spectre est pratiquement équivalent énergétiquement parlant.

Ce spectre peut être sélectionné de manière différente, ainsi certains fabricants privilégient la puissance à une longueur d'onde étroite (450-470), alors que d'autres préfèrent choisir un spectre plus universel en diminuant la puissance sur une longueur d'onde spécifique ne correspondant pas à leurs propres composites.

Ce dont nous sommes sûrs aujourd'hui est que l'arrivée récemment de diodes UV permet de tout imaginer : tout le spectre est aujourd'hui couvert par ces LED de puissance de 310 nm à 850 nm et même plus.

■ Ratio consommation/puissance fournie

Alors qu'une lampe halogène consomme beaucoup d'énergie pour n'en refournir que 20 % utilisable pour la photopolymérisation entre 450 et 470 nm (et même seulement 10 % pour une lampe xénon plasma), une lampe à LED, si elle a été bien conçue, fournit 95 % d'énergie utilisable dans son spectre d'émission. La première conséquence est de limiter de façon drastique la partie non utilisable. Alors qu'une lampe traditionnelle devait interposer des filtres photoniques ou caloriques, pour supprimer des radiations dangereuses comme les UV ou thermiquement agressives comme les rouges et IR, la LED n'émet aucun rayonnement parasite. Le rendement est donc maximal.

Les filtres qu'utilisaient ces lampes traditionnelles restituaient en chaleur le rayonnement filtré. Il était donc nécessaire d'évacuer cette chaleur d'où l'existence de ventilateurs sonores et volumineux. Ces ventilateurs avaient bien entendu en plus l'inconvénient de consommer eux-mêmes de l'énergie....

Si l'on rassemble toutes ces pertes d'énergie (chaleur/ventilateur) ou ces énergies non utilisées (halogène/plasma), on peut estimer qu'une lampe à LED de troisième génération, à puissance égale, consomme entre 5 à 10 fois moins d'énergie qu'une lampe halogène et 20 fois moins qu'une lampe xénon plasma.

Dans ces conditions, une simple batterie peut remplacer le courant fourni par le secteur.

■ La batterie, élément indispensable des lampes à LED

Toute lampe à LED de troisième génération et de qualité se doit d'utiliser une batterie. Il ne peut pas exister d'alternative (sauf incorporée dans un unit complet). Les batteries ayant évolué en parallèle des LED (grâce entre autre aux téléphones portables et aux MP3), il n'est plus illogique de prétendre disposer de plus de 2 heures d'autonomie avec une puissance de 5.000 mW/cm² (6). Le praticien se voit donc enfin libéré du «fil à la patte» pour toujours.

Reste à estimer les conséquences de ce débordement d'énergie en matière de consommation donc d'autonomie. Une lampe à LED de deuxième génération pouvait fonctionner 3 à 4 jours sans nécessité de rechargement. La puissance était en moyenne de 500 mW (1.500 mW/cm²) pour des batteries de 2.000 mA/heure et pour des expositions moyennes de 8 secondes (40 secondes par patient). Une lampe

de 3^e génération qui en moyenne fait 800 mW peut avoisiner les 4.000 mW (5.000 à 20.000 mW/cm²), pour des temps globalement deux fois plus courts (20 secondes par patient) et avec une batterie de 2.500 mA/heure. Cela nous donnera globalement une autonomie supérieure de 10 à 15 % en pratique courante.

Nous pouvons dire aussi que les batteries Cd-Ni et leur effet mémoire ne sont plus qu'un souvenir pour les lampes de bonne fabrication. Ces dernières n'utilisent plus que des Ni-Mh ou Li-ion dont la résistance des performances est reconnue sur plus de 3 ans (on remarque la perte des capacités par une chute très rapide de leur capacité à tenir la charge dans le temps).

Si l'énergie de ces lampes à LED est, en majorité, fournie par des batteries, on voit apparaître de plus en plus des versions intégrées aux unités dentaires (Adec, Kavo, Sirona, Planmeca...), ou adaptable à des appareils d'appoint comme les générateurs d'ultrasons (Satelec, EMS). Ceci n'est pas surprenant car une lampe à LED a aujourd'hui un design et une électronique permettant facilement cette intégration. Une lampe de forme «stylo» n'est guère plus encombrante qu'une turbine ou qu'un aspirateur chirurgical....

■ Alors que le design...

Des lampes de 2^e génération avaient considérablement évolué par rapport à la 1^e génération, il n'en fut pas de même avec l'arrivée des lampes de 3^e génération. Elles ont gardé les grandes lignes connues et validées par les praticiens : forme stylo avec fibre optique (type miniLED), forme stylo sans fibre optique (LED à l'extrémité, type micro light) ou forme pistolet avec ventilateur (type bleuphase)

Caractéristiques originales des lampes à photopolymériser dentaires LED de 3^e génération

■ Problème posé

Un certain nombre de questions se posaient depuis l'apparition de la photopolymérisation en dentisterie. Ainsi il y eut, et il y a encore, de nombreux débats sur la puissance et sur le spectre du rayonnement, sur la contraction des composites, sur leur «stress» ou sur l'origine et le rôle exact de la chaleur présente.

Même si de nombreux travaux très brillants ont été publiés sur ces sujets (2, 8, 9, 16), jamais aucune réponse précise ne fut apportée sur ces différents points. Ceci est parfaitement normal car ces analyses étaient et sont encore très dépendantes de facteurs évoluant sans cesse : la source d'énergie (la lampe à photopolymériser) et la matière à activer (essentiellement les composites de restauration, de scellement et les bondings).

Il est donc logique que cette 3^e génération se soit penchée sur la résolution de ces problèmes. Même si ces propositions ne répondent pas à tous les problèmes actuels, elles ont le mérite de les poser et de montrer qu'il existe aujourd'hui certaines voies jusqu'alors inexplorées.

Il ne faut donc pas être impressionné par les partisans de «pas besoin de tant d'énergie». Ce sont souvent ceux qui prédisaient une longue vie aux lampes halogènes. Cette position est une erreur conceptuelle. Si cette énergie dispensée par la LED est suffisante pour l'acte qui en nécessite le plus, sa valeur est la bonne valeur. Il suffit simplement d'avoir la certitude que l'on peut en moduler la puissance, tout en en gardant ses caractéristiques pour les autres actes cliniques.

Aujourd'hui nous devons choisir comme référence de valeur maximale d'énergie que doit fournir une lampe à photopolymériser (avec le temps car nous devrions plus raisonner en Joule - en travail - plutôt qu'en énergie), celle qui peut permettre à la fois :

- de polymériser des braquets d'orthodontie en moins de 1 seconde,
- de coller au travers de coiffes céramiques ou au travers d'onlays CAD CAM,
- de permettre une polymérisation des composites avec un minimum de contraction et de stress durant la phase de polymérisation initiale.

Nous voyons immédiatement que ces trois caractéristiques sont antagonistes et qu'elles risquent d'évoluer en fonction des données cliniques. Donnons-en quelques exemples contradictoires :

- L'extrémité du guide de lumière est toujours contre ou très proche du ciment de scellement d'un braquet et ces colles spécifiques réagissent souvent autour de 420 nm. Par ailleurs ce collage doit être extrêmement rapide afin d'éviter tout déplacement de la pièce durant le scellement.

- Les ciments photosensibles de scellement des prothèses «transparentes» ne peuvent recevoir

suffisamment d'énergie photonique, que si la lumière de la lampe est capable de traverser la prothèse et que si sa longueur d'onde ne change pas durant cette traversée (ou alors il faut prévoir cette dérive de la longueur d'onde). Le temps a moins d'importance.

- Une lampe n'a pas la même densité de puissance (29, 30, 32) si elle est située à 1 mm du ciment de scellement en ODF, et à 8 mm du fond d'une cavité importante à reconstruire en multicouches.

- Enfin et surtout, un composite de reconstitution doit être polymérisé avec des profils d'illumination variables, ou luxel (31, 33), associant temps/puissance/longueur d'onde suivant les types de composites et les cliniciens.

■ Les solutions apportées par les lampes à LED de 3^e génération

► Maîtrise de la puissance

La première réponse apportée par les lampes à LED de 3^e générations est celle de la puissance : ces lampes sont capables d'offrir des intensités que l'on peut qualifier de sans limite tant en basse qu'en haute énergie. Certaines lampes, actuellement en développement, peuvent donner moins de 50 mW/cm² pendant plus de 100 secondes sans aucun échauffement perceptible, et avec une parfaite régularité. Ces mêmes lampes, par un simple choix de menu, donneront 40.000 mW/cm² assurant une polymérisation «flash» pour l'orthodontie. On appelle cela la maîtrise énergétique absolue.

Maîtrise des courbes temps/puissance

Cette disposition à volonté de l'énergie nécessaire à toutes les situations cliniques conduit à une deuxième maîtrise, celle des profils et des modulations liant le temps et la puissance. Jusqu'à aujourd'hui, les basses comme les hautes puissances étaient totalement incompatibles. Certaines lampes (xénon plasma en particulier) ne pouvaient jamais émettre en dessous de 80 % de leur puissance nominale. Le même problème, sans doute plus modulé, s'est retrouvé avec les premières LED et certaines ampoules halogènes. La lampe était en quelque sorte une lampe tout ou rien. L'arrivée des nouvelles LED faites sur mesure, offre toutes les possibilités désirées avec la même surface d'émission et les réponses aux «ordres des menus» sont quasi instantanées.

Il est donc possible aujourd'hui d'avoir un programme liant temps et puissance avec le profil que l'on veut

et ce sans aucune restriction dans l'imagination. Les softs et steps menus risquent de devenir de plus en plus complexes sans augmenter pour cela la tâche du praticien.

► Maîtrise de la densité de puissance

Qui dit puissance ne dit pas forcément densité de puissance. Comme nous l'avons précisé dans certains articles précédents (11, 14, 22, 23, 28), la densité de puissance est l'énergie reçue par la surface du composite à la différence de la puissance, qui est l'énergie de lumière qui sort de l'émetteur LED, ou des bulbes de lampes xénon ou halogène. Or, et cela est bien connu, plus nous nous éloignons et plus la lumière diverge, donc moins elle est puissante sur la surface éclairée.

Par ailleurs il existe une décroissance physique (au carré de la distance) reliant puissance émise et distance parcourue, même si le faisceau non cohérent est parfaitement parallèle. Jusqu'à présent cette correction était faite de façon purement «empirique» par le praticien durant la phase clinique d'irradiation, au risque de sous-estimer la perte énergétique. Ceci est tellement vrai que de nombreuses publications ont conseillé aux expérimentateurs de positionner leur lampe entre 5 et 8 mm de la surface du composite lors de leurs tests pour ne pas «sur-estimer» la puissance de leur lampe.

Cette réduction de puissance n'est jamais intégrée dans la puissance ou le temps d'exposition malgré un certain nombre de propositions dans le passé. Ce sont les LED de 3^e génération et plus particulièrement ce sont leur faible encombrement et leur rapidité de réponses aux impulsions électriques, reçues à partir des menus, qui ont permis de proposer et mettre sur le marché de nouvelles fonctions comme celle appelée autofocus. Le principe de l'autofocus mis au point et développé pour certaines lampes à LED de 3^e génération, comme la MiniLED AF, a pour objectif d'apporter une réponse à la perte énergétique engendrée par cet éloignement naturel ou volontaire de la fibre, par rapport à la surface du matériau à photopolymériser.

L'autofocus de la lampe utilisée corrèle le temps de l'irradiation lumineuse, en fonction de la mesure de la distance entre l'extrémité du guide optique et la surface du composite, comme l'autofocus d'un appareil photo corrèle la netteté de la prise de vue en fonction de la distance entre l'objectif et l'objet photographié

(d'où le choix du mot «autofocus»). On aurait aussi pu choisir de corrélérer la puissance.

Aujourd'hui la corrélation ne se fait plus avec une mesure de la distance mais avec une mesure de l'intensité réfléchie à la surface du composite. La lampe envoie un mince faisceau lumineux, ou émet sa lumière de polymérisation à faible intensité (4 % dans la MiniLED AF). Après avoir été réfléchi sur le composite, ce faisceau revient dans le guide, puis frappe la surface d'une cellule photodiode sélective (spécifique à la détection du rayon indicateur).

Cette photodiode laissera passer plus ou moins de courant en fonction de l'intensité reçue et c'est cette information qui permettra à un microcalculateur associé et calibré d'en déduire la distance en fonction de la mesure de la puissance réfléchie par le composite. Si cette puissance est faible, le temps sera allongé et vice versa.

► L'orientation optimale du rayonnement

Plus le temps d'irradiation est court et plus le positionnement du faisceau dans la bonne direction sur la surface du composite est important. Si on s'éloigne de l'axe optique de projection, on verra diminuer la puissance reçue à la surface du matériau.

Il existe donc deux types de réduction de la puissance :

- celui lié à l'éloignement de la source,
- celui lié à l'éloignement de l'axe optique et central de la lumière.

Un deuxième facteur peut donc influencer significativement la puissance du faisceau lumineux, donc la polymérisation du composite. Il s'agit de la divergence des rayons à la sortie du guide de lumière. Par ailleurs, plus on s'éloigne et plus la divergence est importante.

Nous devons aussi savoir que la puissance réelle signalée d'une lampe que l'on utilise est toujours mesurée dans une zone centrale bien circonscrite. Le chirurgien-dentiste ne peut réellement voir où se situe cette zone au moment de la mise en fonction de sa lampe, compte tenu de la puissance éblouissante de la lampe sur une dent particulièrement brillante. Il est donc apparu fondamental d'associer à cet autofocus l'indication de la zone optimale de puissance (donc de mesure), avant de lancer la polymérisation elle-même.

Pour ce faire, a été créé un cercle de visée rouge (appelé généralement fonction laser ou de visée)

précédant l'émission de lumière bleue, visible. Il suffit au praticien de positionner ce cercle (de lumière non polymérisante) au centre de la reconstitution, avant de lancer la polymérisation pour être sûr qu'il éclairera au bon endroit. Les deux facteurs «autofocus et fonction laser» optimisent le temps et le positionnement spatial de la lumière, en fonction de la distance entre la sortie du guide optique et le composite. Ce sont donc deux facteurs importants de la photopolymérisation.

Bibliographie

- 1) BERGER D., KREITMAI E. Appareil à rayonnement pour la polymérisation de résines. In: EP vol. EP0.879.582 A2. europe; 1997.
- 2) BURGESS JO., DEGOES M., WALKER R., RIPPS AH. An evaluation of four ligh-curing units comparing soft and hard curing Pract. Periodont. Aesth. Dent., 1999 ; 11,1 : 125-32.
- 3) CATTANI-LORENTE M., BOUILLAGUET S., GODIN C., MEYER J-M., PAYOT P., FORCHELET J. :Caractérisation de trois sources lumineuses. Rev Mens Suisse Ondontostomatol, 2003 ; 113,11: 1165-1170.
- 4) CHEEKHOOREE KS. Photopolymérisation des résines composites directes : «étude prospective des lampes à polymériser dans les cabinets dentaires du département de l'hérault». Thèse Chir Dent, Montpellier ; 2005; 206 p.
- 5) CHRISTENSEN G. The curing light dilemma. J Am Dent Assoc 2003; 133:761-763.
- 6) CHRISTENSEN RP, PALMER T. New resin curing light, High Intensity vs. Multi-modr Intensity, Status report : 2. CRA Newsletter 1999; 2,5-6: 1-5.
- 7) DAVIDSON CL., DE GEE AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. J. Adhes. Dent. 2000 autumn ; 2,3 : 167-173. Review
- 8) DAVIDSON C., FEILZER A. Polymerisaition shrinkage and polymerisation shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent 1997; 25: 435-440.
- 9) 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.
- 10) DUNN WJ., BUSH AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based-light-curing units. J Am Dent Assoc 2002; 133 :335-341.
- 11) 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.

- 12) DURET F., PELISSIER B. Die LED-Lampen der zweiten Generation (studie Teil 2). *Dentalzeitung* 2004; 5,3 :52-58.
- 13) DURET F., PELISSIER B.: Die LED-Lampen der zweiten Generation (Studie Teil 1). *Dentalzeitung* 2004 ; 5,2:10-12 and 17.
- 14) DURET F., PELISSIER B.»Fotopolimerizacion y Blanqueamiento Dentario: por que la LED» Edited by U. Maimonides. Buenos Aires (Argentina). 2006.
- 15) DURET F., PELISSIER B., MOYEN O. Features of Plasma arc Curing in Orthodontics. *Rev Orthop Dento Faciale* 2000; 34:525-538.
- 16) 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
- 17) KENNEDY J., KAVSER R. Portable Light Emitting Apparatus with a Semiconductor Emitter Array. In: United States. Patent. vol. 5.634.711. USA; 1994.
- 18) KENNEDY J.Portable LED photocuring device. In: United States Patent. vol. 5.420.768. USA; 1993.
- 19) KENNEDY J.Light curing device power control system. In. Edited by office Up, vol. 5.233.283. USA; 1991.
- 20) MC DERMOTT K.Flashlight for covert applications. In. Edited by Office Up, vol. 5.161.879. USA; 1991.
- 21) MILLS R.W.:Blue light emitting diodes - another metho of loght curing? In: *Br Dent J.* 1995; 178: 169.
- 22) PELISSIER B, TRAMINI P, CASTANY E. et DURET F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmatique : approche clinique. *CDF*, 2000 ; 971-972 :25-33.
- 23) PELISSIER B., CHAZEL JC., CASTANY E. et DURET F. Lampes à photopolymériser. *EMC,Stomato/Odonto*,22-020-A-05,2003,11p.
- 24) PELISSIER B., CHAZEL JC., DURET F. Les lampes à LED de troisième génération. *Alpha Oméga News* 2007 ; 109,5:12-15.
- 25) PELISSIER B., CASTANY E. et DURET F. Les lampes à LED de deuxième génération:évolution de la photopolymérisation. *Le point Soc de med dent Belge.* 2006 ; 196:12-23.
- 26) PELISSIER B., CHAZEL JC., CASTANY E. et DURET F. Photopolymérisation LED : approche clinique. *Alpha Oméga News*, 2003 ; 80,11:13-15.
- 27) PELISSIER B., CHAZEL JC., CASTANY E., HARTMANN P, DURET F. Curing with The Blues. *dpr-Europe*, 2004; 25,6 :8-12.
- 28) PELISSIER B., DURET F. Embouts des lampes à photopolymériser. *Encyc Médic-Chir (EMC)* 2007 ; 22-020-A-06(Stomatologie):1-13.
- 29) PIRES JA, CVITKO E, DENEHY GE, SWIFT EJ Jr. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quint Int* 1993 ; 24,7 : 517-21.
- 30) PRICE RB, FELIX CA, ANDREOU P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 2004 ; 25, 18 : 4465-77.
- 31) RUEGGEBERG FA, CAUGHMAN WF, CURTIS JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 1994 ; 19 ,1 : 26-32.
- 32) RUEGGEBERG FA., ERGLE JW. et METTENBURG DJ. Polymerisation depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J. Esthet. Dent.* 2000 ; 12: 340-349.
- 33) UHL A., MILLS R.W. et JANDT KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 2003 ; 24,10 :1787-95.

réponses

1)Vrai, 2)Vrai, 3)Faux, 4)Faux, 5)Vrai
fois moins d'énergie qu'une lampe halogène, 5)Vrai