

Le Chirurgien Dentiste *de France*

NUMÉRO 1 de la formation scientifique et continue



Numéro spécial

Formation continue :
une sélection d'articles



Intérêt du phosphate tricalcique β en parodontologie et en implantologie :
1^{er} prix du meilleur article de formation

Editorial

Le Chirurgien Dentiste de France :
une formation continue
de qualité reconnue
chaque semaine dans votre cabinet

Le comité de rédaction du CDF est heureux de vous adresser **ce premier numéro spécial, exceptionnel** et annuel, **réservé aux meilleurs articles scientifiques de formation continue.**

Le jury, présidé par Daniel Nebot, rédacteur scientifique du CDF, n'a eu que l'embarras du choix pour assurer sa sélection parmi la centaine d'articles et les quelque 70 rubriques, tous d'une très grande qualité. C'est mieux ainsi ! Et cela confirme d'ailleurs la décision du Conseil national de la formation continue odontologique (CNFCO) d'attribuer à notre hebdomadaire, le CDF, un numéro d'agrément (*) qui vous permettra **de bénéficier de 10 crédits annuels au titre de la formation continue.**

Mais, c'est également **la confirmation de la reconnaissance par le Syndicat national de la presse médicale et des professions de santé** qui vient de nous attribuer le **Grand Prix Éditorial 2007.**

Le Chirurgien Dentiste de France est votre revue, votre rendez-vous d'information hebdomadaire, il est le relais indispensable entre la Confédération nationale des syndicats dentaires, votre syndicat départemental et tous les chirurgiens-dentistes qui le composent.

Conservez ce numéro spécial, il est exceptionnel par la qualité de ses articles scientifiques.

Jean-Claude Michel
PRÉSIDENT



(*) Numéro d'agrément vous permettant de bénéficier de 10 crédits annuels grâce à votre abonnement au CDF: n° RP07752709-328/308

15 SPÉCIAL FORMATION CONTINUE

La formation continue se lit...

Interview de D. Nebot



85 FORMATION CONTINUE

Intérêt du phosphate tricalcique β en parodontologie et en implantologie

par C. Micheau, S. Kerner, S. Jakmakjian

96 À LIRE

Des livres, des beaux livres pour Noël

par A. Baron



PHOTO COUVERTURE CTACIK/FOTOLA

104 À VOIR

Capulets et Montaigus modernes

par C. Laflute

1

ÉDITORIAL

Le Chirurgien Dentiste de France : une formation continue de qualité reconnue chaque semaine dans votre cabinet
par J.C. Michel

6

PRESSE

Dépêches sélectionnées

11

SPÉCIAL FORMATION CONTINUE

Dossier scientifique : formation continue
par D. Nebot

12

La formation continue se lit...
Interview de D. Nebot

15

Traitement d'une fracture coronaire par collage du fragment
par S. Opsahl et C. Vital



23
La photopolymérisation LED de seconde génération
Embouts et modes d'irradiation lumineuse
par B. Pelissier, P. Tramini, C. Chazel, E. Castany, F. Duret

33
Apport des techniques d'autogreffes dentaires à l'orthodontie
par A. Garcia

41
Guérison d'une importante lésion périapicale après traitement endodontique
par M. Sakout, B. El Mohtarim, F. Abdallaoui



51
Déglutitions atypiques et troubles posturaux
par J. Amouroux, C. Pirel, C. Millet

59
La drépanocytose et ses aspects en odontologie
par S. Gaillet

67
Statut parodontal déficient chez l'enfant
À propos d'un cas clinique
par C. Soiron, F. Villette, D. Guez, L. Vermelin

77
L'ancrage squelettique temporaire au service de la prothèse
par S. Renger, M. Saive-Noll

85
Intérêt du phosphate tricalcique β en parodontologie et en implantologie
par C. Micheau, S. Kerner, S. Jakmakjian

96
À LIRE
Des livres, des beaux livres pour Noël
par A. Baron

104
À VOIR
Capulets et Montaigus modernes
par C. Laflute

- **Nos rubriques habituelles**
- 9** Agenda
 - 107** Petites annonces
 - 112** Marché des métaux précieux

http://cnsd.fr votre portail internet

Le Chirurgien Dentiste de France

22, avenue de Villiers • 75849 Paris cedex 17
Fax: 01 56 79 20 49
Tel : 01 56 79 20 20
Edité par la Confédération Nationale des Syndicats Dentaires

Comité de rédaction

Président-directeur-Directeur politique : Jean-Claude Michel
Directeur délégué : Joël Trouillet
Rédacteur en chef adjoint : Jacques Fabre
Rédacteur scientifique : Daniel Nebot
Informations générales : Chantal Baudin
Rédaction culturelle : Armelle Baron
Conseillers : Alexandre de Cambolas, Noëlle Debruyne, Jean-Claude Chocque, Véronique Pellegriain, Jean-Marc Yvernogeu
Photographe : Christophe Chardon
Correcteur : Jacques Leroux
Secrétaire du CDF : Isabelle Junca
Chargée de communication : Julie Alseda

Comité de lecture

Comité scientifique français : Jean-Charles Arreto, Marc Bert, Marcel Blandin, Jean-Pierre Chairay, Yves Charbit, Anne Claisse, Pierre Colon, Christian Decloquement, Georges Étienne, Youssef Haikel, Jacques Jeandot, Philippe Kahl, Pierre Lafforgue, Paul Mariani, Françoise Martin-Villette, Patrick Missika, Bernard Picard, Laurent Pierrisnard, Bernard Piotrowski, Michel Pompignoli, Christophe Rignon-Bret, Gérard Scortecce, Michel Sixou, Hervé Tassery, Laurent Vermelin, Germain Zeilig.
Comité scientifique international : Gil Alcofardo (Portugal), Simone Grandini (Italie), Jean-Marc Meyer (Suisse), Antonio Nanci (Canada), Étienne Piette (Belgique), André Prevost (Canada), Mariano Sanz (Espagne), José Vreven (Belgique)
Responsables de rubriques scientifiques : Stéphane Barek (Revue de presse), Jérôme Dartigues (Questions-réponses), Michel Goldberg (La recherche en odontologie), Étienne Labassy (Forum clinique)

Comité de Gestion

Jean-Claude Michel, Joël Trouillet, Michel Bergougnoux, Benjamin Perrot
Ont également participé à la rédaction de ce numéro : S. Opsahl et C. Vital, B. Pelissier, P. Tramini, C. Chazel, E. Castany, F. Duret, A. Garcia, M. Sakout, B. El Mohtarim, F. Abdallaoui, J. Amouroux, C. Pirel, C. Millet, S. Gaillet, C. Soiron, F. Villette, D. Guez, L. Vermelin, S. Renger, M. Saive-Noll, C. Micheau, S. Kerner, S. Jakmakjian, C. Laflute.
Toute représentation ou reproduction intégrale ou partielle, faite sans le consentement de l'auteur ou de ses ayants droit ou ayants cause, est illicite (article L.122-4 du code de la propriété intellectuelle). Toute copie doit avoir l'accord du Centre français de droit de copie.

Publicité INTER PUBLI
55, rue Thiers,
92513 Boulogne Billancourt Cedex
Tél. : 01.58.17.18.00 - Fax : 01.58.17.18.09

Hebdomadaire - Tous les jeudis,
prix du numéro 10 €
Abonnements : 148 €
Syndiqués C.N.S.D. 74 €
Etranger 241 €



Editorial

Dossier scientifique : formation continue

Notre pratique quotidienne a changé d'une manière irréversible avec l'apport des nouvelles technologies et des thérapeutiques. Le développement des compétences contribue à l'essor de l'odontologie, et les praticiens désirant se perfectionner bénéficient aujourd'hui d'une formation continue très variée.

Celle-ci est devenue obligatoire pour les chirurgiens-dentistes, et **la lecture des revues scientifiques est l'un des éléments essentiels de cette formation.**

La revue « Le Chirurgien Dentiste de France » est un hebdomadaire comprenant une rubrique consacrée à la formation continue. Chaque année, de nombreux articles sont publiés dans le CDF qui vient d'obtenir l'accréditation du CNFCO.

Bilan des trois dernières années :

- En 2005 : 32 articles et 22 rubriques diverses (forum clinique, questions-réponses, recherche, revue de presse scientifique, comptes rendus des congrès).
- En 2006 : 34 articles et 18 rubriques.
- En 2007 (à ce jour) : 34 articles et 20 rubriques.

Nous avons souhaité réaliser un numéro scientifique spécial de formation continue, constitué d'articles de qualité déjà publiés dans notre revue.

Un jury a donc sélectionné 9 articles qui nous ont semblé intéressants, publiés depuis l'année 2005. Le choix n'a pas été facile, étant donné le nombre important de publications depuis 3 ans, Aussi avons-nous retenu au moins l'un des trois éléments suivants pour guider notre délibération :

- Originalité de l'article
- Cas clinique avec bonne iconographie
- Intérêt en odontologie

Les articles sélectionnés - trois par année - ont été placés dans ce magazine par ordre de parution 2005, 2006, et 2007. Fin 2008, nous vous proposerons un autre numéro spécial qui, à l'instar de celui-ci, vous permettra **de découvrir ou de redécouvrir les meilleures publications du Chirurgien Dentiste de France.**

Bonne lecture

DANIEL NEBOT (*)
RÉDACTEUR SCIENTIFIQUE DU CDF



(*) MCU-PH (Paris Descartes)



Depuis 2004, Daniel Nebot est le rédacteur scientifique du Chirurgien Dentiste de France. Il noue les contacts avec les auteurs, leur propose parfois les sujets et soumet les articles au comité de lecture. Aujourd'hui, il explique ce qui l'a conduit à éditer ce numéro scientifique spécial formation continue.

Interview de Daniel Nebot, rédacteur scientifique du CDF

La formation continue

Le Chirurgien-Dentiste de France: En quoi consiste la fonction de rédacteur scientifique?

► **D. Nebot:** Le rédacteur scientifique est le responsable de la rubrique « formation continue » du CDF, magazine à vocation syndicale. Quand je suis arrivé à la rédaction de ce journal, à la fin de l'année 2004, succédant à notre ami Pierre Aldin, je savais que la formation continue était importante pour la profession et qu'elle deviendrait obligatoire. La lecture des revues scientifiques est l'un des éléments essentiels de cette formation. J'ai toujours été convaincu que notre revue pouvait aussi publier de bons articles scientifiques.

J'ai donc mis en place, dès mon arrivée, de nouvelles rubriques dirigées par des enseignants de qualité (recherche en odontologie, revue de presse scientifique, questions-réponses, forum clinique). Certains membres du comité de lecture ont aussi été renouvelés dès 2004. Très rapidement, nous avons publié, chaque semaine, des articles scientifiques correspondant aux nouvelles rubriques. Nous avons eu une augmentation du nombre

d'articles depuis 3 ans. En 2005, nous avons publié 32 articles puis 34 en 2006 et en 2007.

CDF: Comment sollicitez-vous les auteurs des futurs articles scientifiques?

► **D. Nebot:** Il n'est pas facile, aujourd'hui, pour une revue dentaire d'obtenir des articles scientifiques de qualité. En effet, les auteurs (souvent des enseignants) ne sont pas si nombreux et sont très sollicités. Par ailleurs, si un article syndical de quelques pages est sans doute aussi long à lire qu'un article scientifique, sa réalisation est beaucoup plus rapide que pour un article scientifique dont la rédaction exige de longs mois pour souvent moins de pages. Entre le premier contact et la réalisation d'une publication, il faut souvent de 6 à 12 mois. Eh oui, c'est long, et il faut savoir être patient, surtout quand ce sont des auteurs connus.

Je sollicite les auteurs en allant à leur rencontre dans les congrès, dans les soirées scientifiques, dans nos facultés et aussi dans nos services hospitaliers. Il est

Fiche d'identité

► Daniel Nebot a exercé en libéral pendant 28 ans. Il est maître de conférences des universités - praticien hospitalier, et a été vice-doyen de la faculté de chirurgie dentaire de Paris V de 1999 à 2004. Il est le rédacteur scientifique du CDF depuis octobre 2004.

e se lit...

donc préférable qu'un rédacteur scientifique soit, me semble-t-il, un enseignant hospitalo-universitaire afin de nouer plus facilement les contacts. En ce qui me concerne, je propose souvent le thème de l'article aux futurs auteurs. Enfin, lorsque nous recevons l'article terminé, il est soumis au comité de lecture, qui peut demander des corrections.

Preuve de l'intérêt porté à notre revue, depuis ces trois dernières années, beaucoup d'auteurs, que l'on n'a jamais contacté, nous adressent des articles spontanément..

CDF: Un article a récemment reçu un prix, et la revue du CDF vient d'obtenir l'accréditation du CNFCO. À quoi attribuez-vous ces réussites 2007 ?

► **D. Nebot:** Parmi tous les articles publiés cette année, nous avons eu la chance d'avoir une publication parue en juin, qui a été sélectionnée au grand prix éditorial 2007 du Syndicat de la presse médicale et des professions de santé. Et cet article a remporté en octobre dernier le premier prix dans la catégorie

« articles destinés aux chirurgiens-dentistes ». Ce travail a été réalisé par des enseignants de la faculté de Paris VII - Garancière. Il s'agit des docteurs C. Micheau, S. Kerner, et S. Jakmakjian, et le titre de l'article est: « Intérêt du phosphate tricalcique β en parodontologie et en implantologie ».

C'est une grande satisfaction d'avoir obtenu ce prix. Je renouvelle mes félicitations aux auteurs pour la qualité de cet article.

Enfin, concernant l'accréditation CNFCO, il ne faut pas oublier que nous sommes l'une des revues dentaires les plus lues en France. Il était donc logique que le CDF la reçoive et c'est maintenant chose faite. C'est une preuve supplémentaire de la qualité des articles scientifiques.

Cette année 2007 a été un bon cru, et nous allons continuer dans cette voie. Mais rien n'aurait pu se faire si je n'avais pas eu l'aide et la

confiance du président Jean-Claude Michel et du secrétaire général Joël Trouillet. C'est une politique ambitieuse et courageuse qui est menée pour remporter ces défis. L'effort doit être constant pour que ce média syndical porte un message et une information remarquables pour les lecteurs, les annonceurs et les décideurs. Servir cette ambition impose, également, des choix financiers pertinents.

CDF: Pourquoi avez-vous décidé de faire ce numéro spécial ?

► **D. Nebot:** Je souhaitais que notre revue ait un dossier consacré uniquement à la formation continue, au moins une fois dans l'année. Il s'agit de réaliser pour nos lecteurs un « best off » des meilleurs articles publiés. Un jury a donc choisi 9 articles, 3 par année, depuis 2005. Le choix n'a pas été simple, car sur une centaine d'articles scientifiques et cliniques, il y en a beaucoup plus que 9 qui méritent d'être sélectionnés. Aussi, nous recommencerons l'expérience à la fin de l'année 2008. ■

Beaucoup
d'auteurs
nous adressent
des articles
spontanément.

Publié
en 2005
N°1213

Bruno PELISSIER*, Paul TRAMINI***, Christophe CHAZEL**,
Emmanuel CASTANY**, François DURET**

La photopolymérisation LED de seconde génération

Embouts et modes d'irradiation lumineuse

→ INTRODUCTION

Afin de tenter de résoudre les problèmes liés à la photopolymérisation des composites (rétraction de prise, temps opératoires trop longs), de nombreuses techniques ont été proposées (sources lumineuses de haute énergie, dispositifs programmés pour une irradiation séquentielle ou progressive, ou actuellement technologie des lampes électroluminescentes ou LED) (5,13).

Mais en fait, la réaction de polymérisation des matériaux composites se déroule après un amorçage photochimique de la même façon quelles que soient les sources lumineuses utilisées. 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) avec certaines variables (14). Par exemple, il est nécessaire d'utiliser des couches fines de composite quand on utilise une lampe à haute énergie avec des temps courts; il est aussi important d'augmenter le temps d'insolation lorsqu'on utilise des teintes foncées et opaques quelles que soient les sources lumineuses.

Le bon sens clinique nous permet de modifier certains facteurs communs pour une optimisation et non une modification de la

réaction de polymérisation. Seuls les facteurs «opérateur» et «modes d'irradiation» (irradiation pleine puissance, irradiation séquentielle ou pulsée, et irradiation progressive) jouent un rôle important quant à la qualité des restaurations composites et leur pérennité. En termes de résultats, la seconde génération de lampes LED concurrence maintenant les lampes halogènes.

Le principal objectif d'une lampe à photopolymériser est de lancer puis d'accompagner la réaction de prise des matériaux composites dans les meilleures conditions possible. Mais il existe d'autres objectifs :

- Lampe pouvant être utilisée pour tous les matériaux composites.
- Lampe fiable.
- Lampe facile d'utilisation et de conception simple.
- Lampe programmable.

L'intensité de la lumière émise par les lampes de polymérisation laisse souvent à désirer et les ampoules des lampes de polymérisation devraient être vérifiées périodiquement. En effet, selon les études, la polymérisation optimale des matériaux photopolymérisables est d'environ 400 mW/cm². Dans les cabinets dentaires, de nombreuses lampes de polymérisation n'émettent pas cette intensité de lumière et ne devraient pas être utilisées, car la cause la plus fréquente des échecs en dentisterie adhésive est une polymérisation insuffisante. (4)

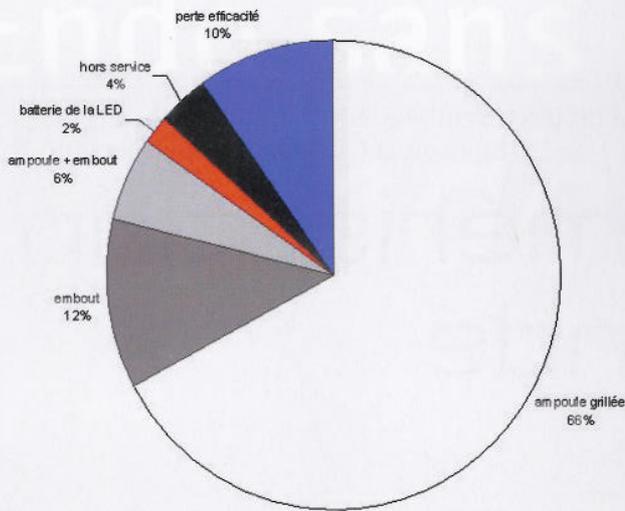
Une étude en cours menée dans le cadre d'une thèse pour l'obtention du diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire par

UFR d'odontologie de Montpellier I :

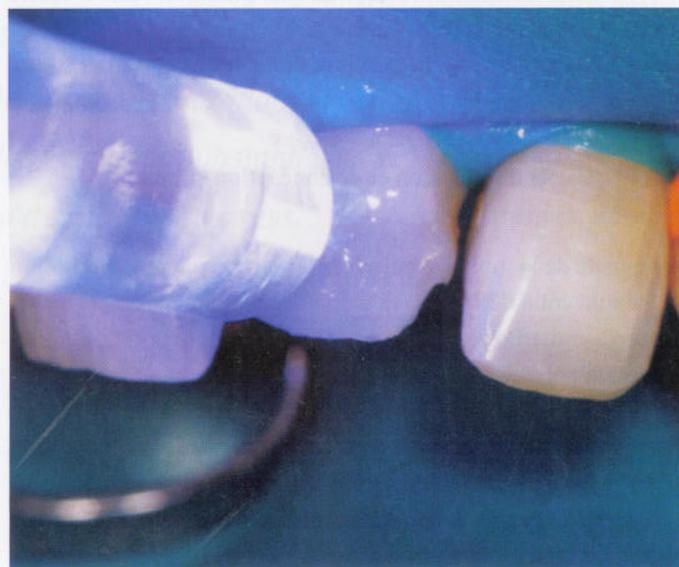
* MCU-PH, responsable département d'odontologie conservatrice, endodontie

** Attachés, département d'odontologie conservatrice - endodontie

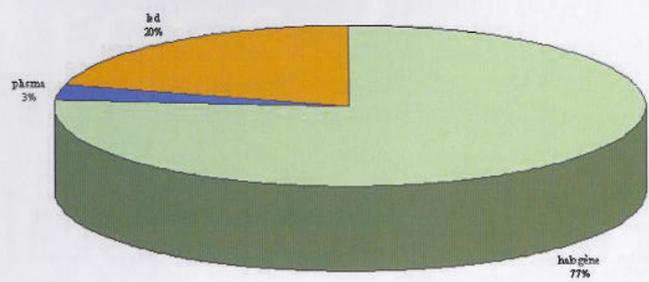
*** MCU-PH, département épidémiologie et prévention



↑ Figure 1: Répartition des pannes



↑ Figures 3 et 4 : Insolation du système adhésif Unifil Bond de GC avec une lampe à LED (Miniled de Satélec)



↑ Figure 2: Répartition des lampes dans les cabinets dentaires

S. Cheekhoorree confirme de nombreuses études montrant les limites des lampes halogènes en pratique quotidienne. Cette étude a été menée auprès d'une centaine de dentistes dans le département de l'Hérault; l'analyse de différents critères va permettre d'informer de façon objective le praticien en ce qui concerne le choix et l'utilisation des lampes à polymériser. (figures 1 et 2)

Aujourd'hui, le clinicien peut s'appuyer sur la technologie LED de seconde génération qui est fiable, adaptable à la pratique quotidienne et d'un coût raisonnable. Petit à petit, les lampes LED prennent la place des lampes halogènes; ces dernières ont montré de très bons résultats et restent encore d'actualité si les règles strictes d'utilisation sont respectées. Ce que recherchent les praticiens, c'est une lampe fiable et surtout facile d'utilisation. (15) L'avenir semble donc très prometteur pour les lampes LED. (figures 3 et 4)

➔ LE CHOIX DES GUIDES DE LUMIÈRE

① La puissance est dépendante du guide de lumière

La puissance d'une lampe peut être exprimée de différentes manières suivant l'objectif que nous visons. Pour des questions de simplicité, nous parlerons de puissance (en W) ou de densité de puissance (en mW/cm²) (alors que les opticiens parlent plus de candela, lux, lumen... voire de température de couleur). Pour un clinicien, ce qui importe est d'avoir le maximum de photon venant frapper le composite, car plus ils seront nombreux, et plus ils activeront un grand nombre de molécules de camphoroquinone (CQ), ce qui aura pour conséquence d'augmenter la polymérisation de son matériau.

Comme toute source de lumière, une LED doit être considérée comme une source ponctuelle capable d'émettre un cône de lumière chargée d'une bonne énergie (bonne longueur d'onde dans le bleue) pour la polymérisation. Une LED émettant suivant un cône assez large, cela nous oblige à placer un réflecteur autour de sa base (qui doit rester propre car il concentre entre 20 et 30 %

de la puissance de la lampe). Grâce à la lumière dirigée directement mais aussi celle renvoyée par le réflecteur, nous introduisons dans le guide de lumière un faisceau concentré dont le flux énergétique est de l'ordre de 15 % de la puissance totale de la LED. Avec les LED de deuxième génération, ceci nous donne une puissance d'environ 750 mW à l'entrée du guide de lumière ce qui est remarquable en termes de rendement (à titre indicatif, c'était la puissance que nous mesurons au bout des tips des lampes Plasma Apollo 95^e).

Comme nous mesurons en général seulement 500 mW en bout de guide de lumière (ou 1.250 mW/cm² pour un guide de 7,5 mm) le choix de ce dernier est très important. En effet pour optimiser la lumière que nous projetons sur les matériaux, nous devons choisir le guide de lumière en fonction de l'acte clinique.

Avant de décrire chaque application nous devons rappeler qu'il ne faut pas confondre puissance (dépendant de la source) et densité de puissance (dépendant de la source, de la position spatiale et des caractéristiques géométriques du guide de lumière sélectionné).

● **La puissance d'une lampe à photopolymériser** est en général exprimée en milliwatt (mW) et correspond au flux énergétique que l'on mesure dans le faisceau lumineux en un point précis et défini. C'est malheureusement rarement la valeur indiquée par les fabricants. On lui préfère la densité de puissance car le nombre est toujours plus élevé donc plus flatteur pour le vendeur (compte tenu du fait qu'en dentisterie nous utilisons des tips d'un diamètre maximum de 11 mm).

● **La densité de puissance ou intensité**, mesure dépendant de la surface à l'extrémité du guide de lumière, exprimée en milliwatt par cm² (mW/cm²) est malheureusement trop souvent la valeur de référence pour les lampes à photopolymériser en dentisterie. Nous pensons qu'il ne s'agit pas d'une bonne référence car elle dépend de la surface de l'extrémité du guide de lumière mais aussi de l'espace séparant cette extrémité et la surface du composite. C'est la puissance projetée en quelque sorte. Cela signifie que pour une même lampe nous n'aurons pas la même densité avec un tip de 5,5 mm et 7,5 mm de diamètre. Il est donc possible de faire croire qu'une lampe peu puissante est équivalente à une lampe de bonne qualité. (Figure 5)



Figure 5: Embout ou tip

Donnons un exemple : supposons une lampe de 350 mW de puissance avec un guide de lumière de diamètre de sortie de 6 mm, elle aura une densité de puissance de 1.250 mW/cm² (350 / surface du guide qui est 0,29 cm²) Alors qu'une deuxième lampe de 700 mW aura une densité de puissance de 900 mW/cm² avec un embout de 10 mm de diamètre. Le premier fabricant pourra faire croire que sa lampe est plus puissante (1.250 mW/cm²) que le second (900 mW/cm²) alors que cela est faux puisque la deuxième lampe (700 mW) est deux fois plus puissante que la première (350 mW). Si la deuxième lampe utilisait le même guide (6 mm) que la première, sa densité serait alors de 2.400 mW/cm²!

La référence absolue est la puissance de la lampe (ou flux énergétique à une longueur d'onde précise) en mW en sortie de guide. Si cette valeur n'est pas connue, la densité doit être clairement indiquée en rapport de la surface du guide de lumière utilisée. Il n'y a pas de valeur absolue pouvant servir de référence donnée en mW/cm²

2 Il existe différents types de guide de lumière

Il existe quatre grandes catégories de guides de lumière, les guides indéformables solides et les guides souples (ou déformable) solides ou liquides. (Figure 6)



Figure 6: Composite CeramX Duo (Dentsply Detrey) photopolymérisé avec une lampe à LED (Miniled de Satélec)

Les guides indéformables :

Ce sont de loin les guides de lumière les plus utilisés en dentisterie. Ce sont les tips noirs, ambrés, cristallins ou opalescents que l'on place à l'extrémité de toutes nos lampes et que l'on stérilise. Ils ont des formes très variables qui, nous le verrons, sont justifiées aux regards de nos besoins cliniques.

Ce sont pour environ 2/3 des borosilicates (association de silice (SiO₂) et oxyde de bore (B₂O₃)) auxquels sont rajoutés en proportion variable des composants comme les oxydes de plomb (favorisant la transmission lumineuse et protégeant contre les radiations RX), de sodium, de magnésium, de calcium ou d'aluminium. Pour des raisons de santé publique, le plomb doit être progressivement abandonné car de nouveaux verres sans plomb transmettent aussi

bien la lumière et une lampe à photo polymériser n'émet jamais de rayon X.

En dentisterie, on trouve deux catégories de guides en borosilicates :

- les monofibres (LSK) apparaissant comme un barreau de verre pure et cristallin. Les monofibres sont rarement recouvertes d'une surface noire (elles apparaissent comme un barreau de verre pur). Elles ont l'avantage de réduire la diminution de la puissance de la lampe au court de son trajet, mais ont l'inconvénient de pouvoir gêner l'opérateur. L'expérience a prouvé que l'on s'habitue très vite à ce genre de guide et qu'ils ont l'avantage d'éclairer l'intérieur de la bouche réduisant ainsi le contraste lumineux entre la dent et son environnement presque noir du fond de la bouche. Ils sont plus divergents que les multifibres.

- les multifibres (FSK) composés d'une multitude de monofibres d'un diamètre variable (100 à 600 µm) réunies par collage (bonded) à disposition irrégulière ou par fusion (hot-fused) très compacte transmettant 15 % plus de lumière du fait de la réduction des espaces inter fibres. Elles ont l'avantage non négligeable de ne faire apparaître la lumière qu'à leur extrémité, donc d'éviter toute perte en cours de trajet. Cela est majeur avec les lampes halogènes qui diffusent toujours un peu d'UV, mais cela est moins capital pour les lampes à LED qui n'en produisent jamais. Ce groupe de fibres est moins divergent que les monofibres, mais à l'inconvénient de réduire sa surface active de 15 à 20 %, chaque microfibre étant recouverte d'une surface miroir non conductrice.

Les guides déformables :

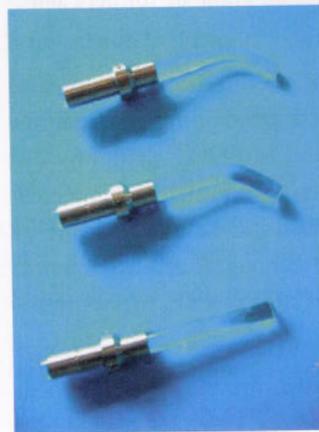
Ce sont en général des guides longs et souples de plus d'un mètre, tel que nous les trouvons dans les lampes plasmiques ou les anciennes lampes halogènes. Ils sont soit constitués d'un liquide (fibres liquides glucosées) pouvant servir de filtre UV et réservé aux rayonnements très calorifiques (Lampe Apollo 95E), soit d'un ensemble de microfibres souples en verre ou en polymère. Ces guides ont été utilisés historiquement dans les premiers prototype de lampe à LED, car on associait à chaque LED une fibre pour multiplier les puissances en sortie. Le premier prototype de la MiniLed avait 150 LED associés à 150 microfibres (1997). Aujourd'hui, cela est inutile au regard de la puissance des nouvelles LED.

Parmi les guides déformables, on trouve aussi des guides plastiques transparents (polymères) légèrement déformables, comparables dans leurs formes aux fibres indéformables ; mais, elles sont moins conductrices de lumière qu'une fibre rigide (on perd entre 20 à 30% de l'énergie par rapport à une fibre indéformable). Elles ne sont pas stérilisables.

3 Quelle forme, pour quel acte clinique ?

Nous ne parlerons pas des lampes ayant la LED à l'extrémité et qui sont introduites en bouche. Une LED actuelle ne supporte pas une température supérieure à 120°, elles ne sont donc pas stérilisables. Même si nous pouvons les recouvrir, comment affirmer qu'il n'y a pas de risque, au moment où notre attention est particulièrement orientée sur le risque de l'infection croisée avec le sida ou l'hépatite ? Nous avons donc rejeté sans appel cette option dangereuse. De plus, ces systèmes limitent les orientations possibles de projection de lumière à un seul angle et empêche l'utilisation de projection à diamètre variable (turbo tips, tips ODF...). Elles semblent donc cliniquement non adaptées à la pratique quotidienne de nos cabinets dentaires.

Nous avons donc le choix entre les monofibres (figure 7) et les multifibres (figure 8). Les grands critères de choix pour le clinicien sont les suivants :



↑ Figure 7 : Tips monofibrés



↑ Figure 8 : Tips multifibrés

● **Une monofibre** est idéale pour toute action rapprochée car elle transmet plus de lumière à puissance égale de source. Elle a donc l'avantage de préserver la puissance à son plus haut niveau. Elle a deux inconvénients : elle peut être éblouissante et un contact intempestif (doigt ou joue) sur sa courbure peut réduire la puissance d'émission en créant une sorte de fuite de lumière (c'est la lumière que nous percevons). Classiquement, nous la trouvons :

- Sous forme de barreau droit, limitant les risques d'éblouissement et de perte en courbure et maximisant la puissance pour les scellements de brackets ODF antérieur céramiques ou composites, les scellements de facettes, les composites frontaux et toutes les actions de blanchiment mettant en jeu des produits photosensibles. Avec ce tips, une lampe de 500 mW fournira une puissance de 1.400 mW/cm².
- Sous forme de barreau coudé turbo réservé à toutes les polymérisations peu profondes (moins de 2 mm) pouvant être réali-

sées rapidement. Ce sont les petits composites (puits et fissures ou composites ponctiformes), les composites de collet ou les brackets métalliques obligeant à une insolation latérale. Il sera aussi utilisé dans certains produits endodontiques (Epiphany). À l'extrémité de ce type de turbo il est possible de frôler les 2.000 mW/cm² théorique si le diamètre de l'embout est de 5 mm. Même en diminuant le diamètre, il est en général impossible de faire mieux pour des raisons purement optiques.

● **Une multifibre** est plus efficace au-delà de 3 mm de profondeur car la lumière en sortant y est moins divergente. Par ailleurs au-delà de 45° de courbure, les avantages que l'on a à utiliser une monofibre disparaissent car les fuites de lumière dépassent la préservation d'énergie. Le guide multifibré a donc l'avantage de préserver la puissance à longue distance et dans les grandes courbures. Enfin, il est moins éblouissant et un contact intempestif (doigt ou joue) n'a aucun effet sur sa puissance. Classiquement, nous le trouvons :

- Sous forme de multifibres de grands diamètres (supérieurs à 9 mm), pour les grandes cavités, mais obligeant à des expositions longues, proche des 40 secondes. Notre lampe de 500 mW donnera pour 10 mm de diamètre une densité de 650 mW/cm²; cela obligera le praticien à doubler le temps classique d'exposition, voire plus, si la lumière déborde sur les côtés de la dent, ce qui est trop souvent le cas pour ces embouts larges et divergents.

- Sous forme de multifibres de diamètre normal (7 ou 8 mm) pour une utilisation quotidienne. C'est l'embout standard par définition. Il est moins puissant en polymérisation rapprochée qu'un embout monofibré, mais il est plus efficace entre 3 et 8 mm de profondeur. Il est donc idéal pour les gros composites postérieurs, les collages d'inlays et d'onlays céramiques, ou pour les collages ODF postérieurs. Sa puissance tourne classiquement, pour notre lampe de 500 mW autour de 1.100 mW/cm².

- Sous forme de multifibres ayant une extrémité très fine (entre 3 et 4 mm de diamètre) et un angle de 90° voire plus. C'est le tip de la puissance localisée. Il sera très utile en ODF linguale, en polymérisation interdentaire ou pour les attelles linguales. On l'utilisera aussi en trans-illumination avec les tenons radiculaires et sur les produits photo sensibles servant aux obturations radiculaires. Il peut dépasser les 2.000 mW/cm² mais rarement plus.

4 **Tips et clinique**

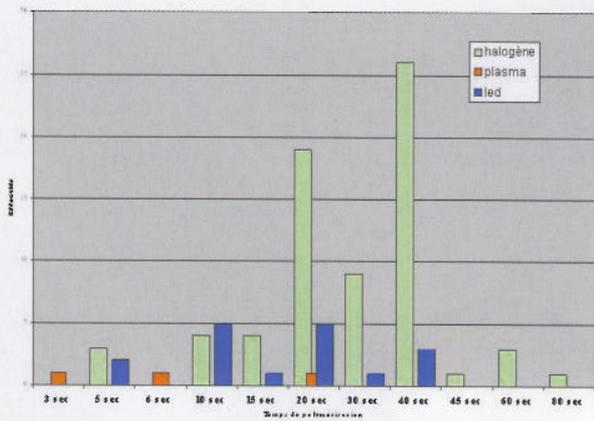
Le choix d'un guide de lumière est donc directement en relation avec l'acte clinique (12) à réaliser pour des questions de besoin en puissance mais aussi pour des questions d'ergonomie. C'est pour cette raison que chaque fabricant propose plusieurs types de guides. De plus la propreté et la position des embouts jouent un rôle important quant à l'intensité lumineuse à la sortie et au fond de la cavité (figures 9 et 10).



↑ Figures 9 et 10: Propreté des tips

➔ LE CHOIX DES MODES D'IRRADIATION LUMINEUSE ET PHOTOPOLYMÉRISATION DE SECONDE GÉNÉRATION LED

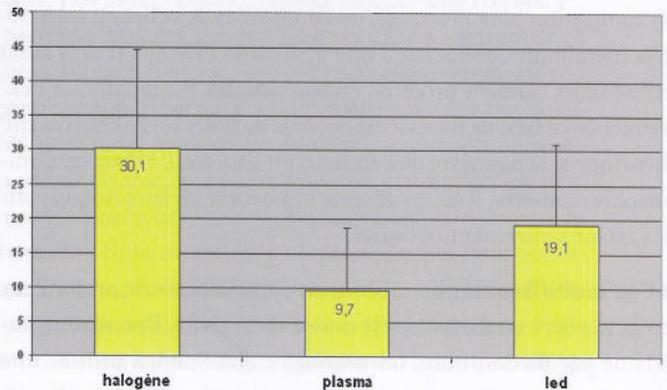
Actuellement, les matériaux composites ont de très bonnes propriétés physiques et mécaniques et sont plus esthétiques (teinte «émail», teinte «dentine», différentes opacités et translucidités); la manipulation a été améliorée pour de meilleurs résultats esthétiques et fonctionnels. Les techniques adhésives directes et indirectes sont devenues les éléments de base d'une dentisterie opératoire moderne. Mais le succès thérapeutique est aussi lié à la connaissance, à la maîtrise des techniques opératoires et aux modes d'irradiations lumineuses.



↑ Tableau 1: Temps de polymérisation et types de lampe

Une bonne polymérisation qui assure une conversion optimale est un facteur crucial pour conférer au matériau composite des propriétés physiques et cliniques optimales. Le but de la photopolymérisation pour un praticien est d'atteindre un degré de conversion élevé, uniforme en profondeur accompagné d'une faible rétraction de prise afin d'obtenir une restauration durable (2, 19). Mais cette photopolymérisation a des inconvénients. Le premier inconvénient, 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. Réduire le temps d'exposition à une valeur minimale est souhaitable pour des raisons pratiques en clinique (tableaux 1 et 2). Un autre inconvénient est lié aux contraintes brutales induites par la photopolymérisation, suffisamment intenses pour entraîner des défauts d'étanchéité au niveau des parois cavitaires si les protocoles de collage et de stratification ne sont pas maîtrisés. Pour éviter ces problèmes, des lampes halogènes progressives ont été développées pour initier une polymérisation en douceur. Actuellement, certaines lampes LED de seconde génération sont très intéressantes car elles ont différents programmes d'irradiation lumineuse comme par exemple, la Miniled de Satélec, la Bluephase d'Ivoclar-Vivadent ou l'Elipar Freelight 2 de 3M-Espe.

En clinique (20), les praticiens désirent utiliser 2 modes de polymérisation (rapide ou progressive) et il existe des « écoles » qui préconisent tel ou tel mode. Malheureusement, de nombreuses études in vitro se contredisent et les études cliniques sont rares. Une lampe à photopolymériser doit être simple et facile d'emploi. Il est donc nécessaire que les lampes puissent être programmables, sans tomber dans une programmation complexe, pour s'adapter aux nombreuses techniques de restauration directes, indirectes et esthétiques ; de nombreuses situations cliniques pourront être traitées par des techniques de polymérisation rapide ou des techniques progressives ou adaptées. Le dentiste pourra choisir, lui-même, la technique qui lui semblera la mieux appropriée à sa



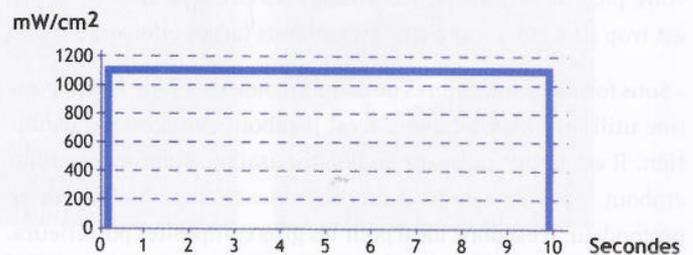
↑ Tableau 2: Temps moyen et types de lampe

pratique quotidienne en respectant les principes de la dentisterie adhésive.

1 Mode pleine puissance

Ce mode « pleine puissance » est une technique de polymérisation uniforme et continue (figure 11).

Il est basé sur :



↑ Figure 11: Mode pleine puissance d'une lampe à LED (Miniled de Satélec)

- une énergie la plus forte possible pour compenser la perte d'intensité liée à l'absorption et à la dispersion de la lumière,
- une diminution du temps d'exposition.

Il rejoint la technique des lampes plasma qui utilisent des énergies plus importantes avec des temps d'insolation plus courts (5). Ce type d'insolation avait été introduit pour diminuer le temps de mise en œuvre des techniques de stratification trop longues selon certains cliniciens. Même si, actuellement, il n'existe pas de consensus concernant les effets des lampes à haute énergie sur les différentes propriétés mécaniques et sur la rétraction de prise des composites (1, 16), cette technologie, pourtant controversée au début a été adaptée aux lampes halogènes et LED de seconde génération puisque les intensités actuelles de ces lampes rejoignent celles des premières lampes plasma. Seul, le temps d'insolation a été rallongé pour permettre une meilleure probabilité de

diffusio
à traver
le temp
tant d
finale d
études
(2, 3, 6

Pour ê
doit é
d'énerg
de com
gie lun
intense
présent
puissai
intensi
Mais, el
rer plus
rouges
être pré
Pour u
gie par
ner qu'
de vie l

Il existe
méri
nécessa
cérami
vent co
autopol
méri
l'initiat
fond de
sion de
dissipée
ment 0,
disponi
matéria
que soi

Ce mod
courcir
cises (fi
matéria
ont été

2 Mc
Ce mode
nue (fig

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 (2, 3, 6).

Pour être efficace, une lampe doit émettre suffisamment d'énergie afin d'activer la masse de composite irradié. Une énergie lumineuse, plus elle sera intense, plus de photons seront présents. Des ampoules de forte puissance vont délivrer une intensité sortante plus élevée. Mais, elles vont également générer plus de rayonnements infra-

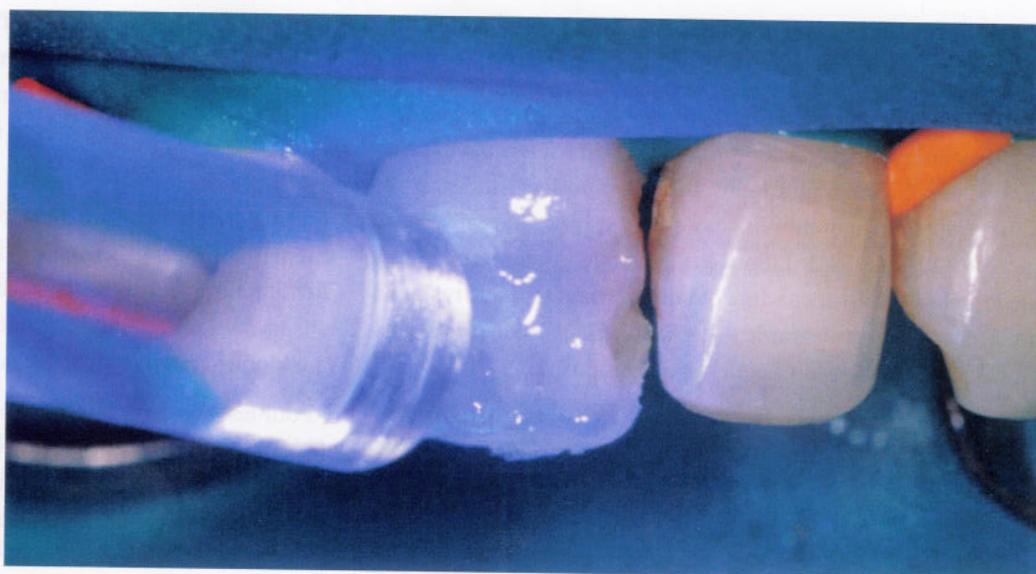
rouges et de la chaleur. Un système de refroidissement doit donc être présent, entraînant bruit et gêne pour le praticien et le patient. Pour une lampe halogène, changer une ampoule de faible énergie par une autre d'une puissance plus élevée ne peut fonctionner qu'à court terme. Les ampoules halogènes ont donc une durée de vie limitée (18).

Il existe une intensité minimale estimée à 400 mW/cm² pour polymériser un composite. En technique indirecte, 700 mW/cm² sont nécessaires pour polymériser le matériau de collage à travers la céramique ou le composite de laboratoire; et encore, il est souvent conseillé d'utiliser des matériaux de collage type « dual » ou autopolymérisables. Un des problèmes associés à la photopolymérisation est que la quantité de lumière disponible pour exciter l'initiateur diminue de manière drastique de la surface vers le fond de la restauration. Cela est dû à l'absorption et à la dispersion de la lumière. Par exemple, 50 % de l'énergie photonique est dissipée même avec un composite de teinte peu foncée à seulement 0,5 mm de profondeur et 25 % de l'énergie photonique sera disponible à 1 mm (18, 23). Il est donc impératif de travailler le matériau composite en fines couches par stratification quelles que soient les lampes utilisées.

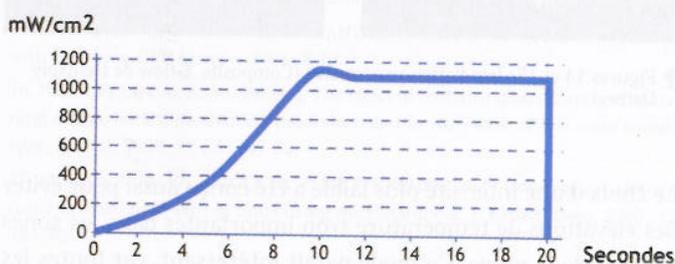
Ce mode de polymérisation « pleine puissance » permet de raccourcir le temps d'insolation pour des applications cliniques précises (fines couches et stratification, adhésifs orthodontiques, matériaux adaptés, collage indirect). De nombreux cas cliniques ont été réalisés avec succès (figure 12).

2 Mode progressif (1, 8, 3)

Ce mode « progressif » est une technique de polymérisation continue (figure 13). Il a remplacé le mode « step-cure » ou « soft-start »



↑ Figure 12: Irradiation haute intensité (stratification antérieure avec le Gradia direct de GC)



↑ Figure 13: Mode progressif d'une lampe à LED (Miniled de Satélec)

permettant une irradiation en deux temps ou deux paliers (environ 12 secondes à 200 mW/cm² suivi de 28 secondes à 800 mW/cm² pour la lampe Elipar Highlight de Espe). Dans cette technique, la lumière est initialement appliquée à une faible intensité au cours des phases initiales de la photopolymérisation et graduellement, elle est augmentée sans arrêt à une intensité plus élevée et maximale pendant un temps de 10 secondes en général. Cette méthode progressive ou « rampe » n'est possible qu'avec des lampes halogènes et LED qui peuvent fournir des intensités faibles

En opposition avec le mode « pleine puissance » ou à haute énergie, ce mode d'insolation a été introduit pour initier une réaction en douceur et préserver l'intégrité marginale des restaurations composites. En effet, certaines recherches (7, 8, 22) ont suggéré que l'utilisation de lampes à faible intensité au cours des phases initiales de la photopolymérisation, pouvait améliorer l'intégrité marginale des restaurations en réduisant le stress de contraction (10). Malheureusement, le débat s'est orienté de l'utilisation des lampes à haute énergie vers des modes de photopolymérisation pulsée ou à 2 temps (step-curing), avec aussi des données contradictoires rapportées dans la littérature en ce qui concernent les

propriétés mécaniques, physiques et le taux de conversion des matériaux composites (17, 24).

Ce mode de polymérisation « progressif » est utilisé pour des applications cliniques précises (stratification postérieure, cavités avec un Facteur C défavorable, adhésifs et composites fluides, matériaux adaptés). De nombreux cas cliniques ont été réalisés avec succès (figures 14 et 15). Souvent, ce mode est combiné avec le mode « pleine puissance » lors des différentes étapes de restauration (mode progressif pour le système adhésif et mode pleine puissance pour les différentes couches de composite).

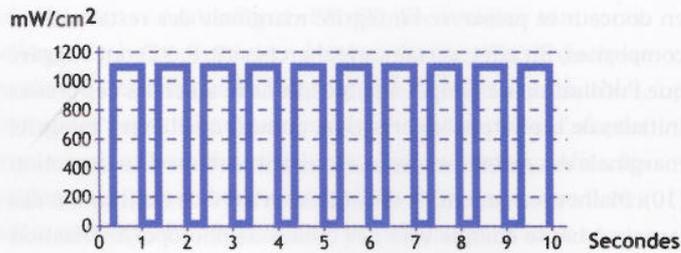


↑ Figures 14 et 15: Irradiation progressive (Composite X-flow de Dentsply Detrey)

Le choix d'une intensité plus faible a été conçu aussi pour éviter des élévations de température trop importantes dans les zones proches de la pulpe. Ce mode paraît intéressant, car toutes les lampes halogènes chauffent; la chaleur dégagée lors des insulations profondes peut entraîner des effets irréversibles sur la pulpe. Il est donc conseillé actuellement de faire des polymérisations moins intenses, progressives ou bien d'utiliser des adhésifs « dual » pour les couches profondes. Ne dégageant pas de chaleur, avec des intensités élevées, les lampes LED de seconde génération programmables sont donc bien mieux adaptées pour la dentisterie adhésive moderne que les lampes halogènes (11, 21).

3 Mode pulsé (9)

Ce mode « pulsé » est une technique de polymérisation discontinue (figure 16). La polymérisation pulsée est une variante de la « soft » polymérisation permettant la relaxation du composite dans des phases intermédiaires d'obscurité (absence d'irradiation),



↑ Figure 16: Mode pulsé d'une lampe à LED (Miniled de Satélec)

toutes les 1 à 2 secondes. Il utilise une pulsation à haute énergie pendant des périodes relativement courtes mais régulières. Ce mode permet la polymérisation progressive des matériaux pour éviter les contraintes brutales induites par la photopolymérisation.

Ce mode de polymérisation « pulsée » peut être utilisé pour les mêmes applications cliniques qu'avec le mode progressif (stratification postérieure, cavités avec un facteur C défavorable, adhésifs et composites fluides, matériaux adaptés). Nous l'utilisons aussi pour certaines applications cliniques :

- Pour les facettes : pour figer le composite de collage et ainsi coller la facette, nous utilisons le mode intermittent ou pulsé (2 flashes de 1 seconde). Cela permet de figer le composite qui est aisément enlevé avec un bistouri à lame courbe. Enfin, les excès enlevés, une polymérisation de 20 secondes à pleine puissance est réalisée faces vestibulaire et palatine (figures 17 et 18). Pour la



↑ Figures 17 et 18: Irradiation pulsée (composite de collage Variolink d'Ivoclar-Vivadent)

strati
mises
les fig
une pl
tubula
De no
vent c
des di



De no
techn
sives
puisse
appro
cipes
généra
puissa
embot
de resi
généra
gramm
de Sat
2 de 3.



1. BURC
curing t
11(1): 1
2. DAVI
implicat
3. DAVI
posite-d
1984; 63
4. DAVI
posites à
1999; 65
5. DURE
risation
1999; 44
6. EMAM

stratification antérieure: les différentes couches de composite mises en place peuvent être polymérisées avec le mode pulsé pour les figer (2 à 3 flashes de 1 seconde). La stratification terminée, une photopolymérisation « pleine puissance » est réalisée face vestibulaire et face palatine.

De nombreux cas cliniques ont été réalisés avec succès, et souvent ce mode est combiné avec le mode « pleine puissance » lors des différentes étapes de restaurations directes et indirectes.

→ CONCLUSION

De nombreuses situations cliniques peuvent être traitées par des techniques de polymérisation rapide ou des techniques progressives ou adaptées. Actuellement, il est important que le praticien puisse choisir, lui-même, la technique qui lui semble la mieux appropriée à sa pratique quotidienne, tout en respectant les principes de la dentisterie adhésive. La technologie LED de seconde génération associée à différents modes d'insolation (mode à pleine puissance, mode progressif et mode pulsé) le permet (15). Différents embouts peuvent être utilisés en fonction de certaines procédures de restauration. Actuellement, certaines lampes LEDs de seconde génération sont très intéressantes car elles ont différents programmes d'irradiation lumineuse comme par exemple, la Miniled de Satélec, la Bluephase d'Ivoclar-Vivadent ou l'Elipar Freelight 2 de 3M-Espe.

→ BIBLIOGRAPHIE

- BURGESS JO., DEGOES M., WALKER R., RIPPS AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract. Periodont. Aesth. Dent.*, 1999; 11(1): 125-32.
- DAVIDSON CL., DE GEE AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J. Adhes. Dent.* 2000; 2(3): 167-173. Review
- 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.
- DAVIDSON DF., SUZUKI M. Prescription pour une bonne utilisation des composites à haute teneur en charges sur les dents postérieures. *J. Can. Dent. Assoc.* 1999; 65:256-60.
- 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.
- EMAMI N., SODERHOLM K-JM., BERGLUND LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J. Dent.* 2003; 31: 189-196.
- FEILZER AJ., DOOREN LH., DE GEE AJ., DAVIDSON CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration cavity interface. *Eur. J. Oral Sci.* 1995; 103(5): 322-26.
- 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
- 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.
- KORAN P., KURSCHNER R. Effect of sequential continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am. J. Dent.* 1998; 11(1):17-22.
- MILLS R.W., UHL A., et 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(8): 459-63
- MITTON BA et WILSON NH. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. *Br Dent J.* 2002; 192(4): 182.
- PELISSIER B., TRAMINI P., CASTANY E. et DURET F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmatisque: approche clinique. *CDF*, 2000; 971-972, 10: 25-33.
- PELISSIER B., CHAZEL JC., CASTANY E. et DURET F. Lampes à photopolymériser. *EMC, Stomatologie/Odontologie*, 2003; 22-020-A-05, 11p
- PELISSIER B., CHAZEL JC., CASTANY E., HARTMANN P. et DURET F. Curing with the blues. *DPR Europe*. 2004; 8-12.
- PEUTZFELDT A., ASMUSSEN E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J. Dent.* 2000; 28 (6): 447-52.
- RUEGGEBERG FA., ERGLE JW. et METTENBURG DJ. Polymerisation depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J. Esthet. Dent.* 2000; 12: 340-349.
- RUEGGEBERG FA., ERGLE JW. et METTENBURG DJ. Contemporary issues in photocuring. *Compend. Cont. Educ. Dent. Suppl.* 1999; 25:4-15
- STANSBURY JW. Curing dental resins and composites by polymerisation. *J. Esthet. Dent.* 2000; 12: 300-308.
- STRYDOM C. Curing lights—the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ.* 2002; 57(5):181-6
- 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
- UNTERBRINK GL., MUESSNER R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J. Dent.* 1995; 23(3): 183-9.
- VANDEWALLE KS., FERRACANE JL., HILTON TJ., ERICKSON RL., SAKAGUCHI RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent. Mater.* 2004; 20 (1): 96-106.
- YAP AU., SENEVIRATNE C. Influence of light energy intensity on effectiveness of composite cure. *Oper Dent.* 2001; 26(3): 260-6. ■